

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Biomechanische Belastungsstudie zur chirurgischen
Versorgung der Epiphyseolysis capitis femoris

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Olga Anastasia Sawicki

aus Berlin

Datum der Promotion: 26.02.2016

Inhaltsverzeichnis

1	Abstrakt	4
1.1	Deutsch	4
1.2	Englisch	5
2	Einleitung	6
2.1	Vorwort	6
2.2	Grundlagen der Epiphyseolysis capitis femoris	7
2.2.1	Epidemiologie und Demographie	7
2.2.2	Klinik	9
2.2.3	Diagnostik und Einteilung	10
2.2.4	Therapie und Nachbehandlung	14
2.2.5	Frühe Komplikationen, Spätfolgen und Prognose	18
2.3	Thema der Arbeit	21
2.3.1	Herleitung	21
2.3.2	Kasuistik	23
2.3.3	Ziel des Versuchs	26
3	Material und Methodik	27
3.1	Implantate	27
3.1.1	SCFE Schraube	28
3.1.2	Königsee-Schraube	29
3.1.3	Kirschner-Drähte	29
3.2	Die Präparate	30
3.2.1	Konservierung und Vorbereitung der Präparate	30
3.2.2	Schraubeninsertion	33
3.2.3	Kirschner-Drahtinsertion	35
3.3	Versuchsaufbau und -ablauf	37
3.4	Auswertung	39
3.4.1	Messparameter	39
3.4.2	Fixationsversagen	39
3.4.3	Statistische Methoden	40
4	Ergebnisse	41
4.1	Gruppenergebnisse	42
4.1.1	Versagenskraft	42
4.1.2	Maximalkraft	43
4.1.3	Epiphysenabrutsch	43
4.1.4	Steifigkeit	43
4.2	Gruppenvergleiche	44
4.2.1	Vergleich der Schrauben	44
4.2.2	Vergleich der Kirschner-Drähte	44
4.2.3	Vergleich der Kirschner-Draht- und Schraubengruppen	45
4.3	Fixationsversagen	45

5	Diskussion	47
5.1	Methodendiskussion	47
5.1.1	Biomechanisches Modell	47
5.1.2	Modelle der Epiphyseolysis capitis femoris	48
5.2	Resultatdiskussion	49
5.2.1	Einfluss der Implantatanzahl.....	49
5.2.2	Einfluss des Schraubendesigns.....	51
5.2.3	Fixationsversagen.....	53
5.2.4	Ausblick	54
5.2.5	Einschränkungen und klinische Empfehlungen	56
5.3	Schlussfolgerung	57
6	Zusammenfassung	58
7	Verzeichnisse	59
7.1	Abkürzungsverzeichnis.....	59
7.2	Literaturverzeichnis	61
7.3	Abbildungsverzeichnis.....	79
7.4	Tabellenverzeichnis	79
8	Anhang	80
8.1	Versicherung	80
8.1.1	Eidesstattliche Versicherung	80
8.1.2	Interessenkonflikt.....	81
8.2	Curriculum Vitae	82
8.3	Publikationen	84
8.4	Danksagung	86

1 Abstrakt

1.1 Deutsch

Die Epiphyseolysis capitis femoris (ECF) wird als nichttraumatischer Epiphysenabrutsch definiert und tritt meist während des pubertären Wachstumsschubes auf. Frühere Daten haben gezeigt, dass aufgrund der technischen Leichtigkeit, geringen Morbidität und niedrigen Komplikationsrate die singuläre In-situ-Verschraubung den aktuellen Therapiestandard darstellt. Eine Multi-Implantat-Fixation mittels Kirschner-Drähten (K-Drähte) wird in Zusammenhang mit einer höheren Inzidenz schwerwiegender Komplikationen gebracht. Unklar ist die biomechanische Belastbarkeit der Implantate, speziell im Bereich der instabilen ECF. Das Ziel dieser Belastungsstudie ist es, die Einzel- mit der Multi-Implantat-Fixation in einem Tiermodell zu vergleichen. Darüber hinaus werden verschiedene Schraubendesigns, einschließlich der Teleskopschraube, bezüglich Steifigkeit und Fixierungsversagen ausgewertet.

Vierzig proximale Schweinefemora werden entlang der Wachstumsfugenlinie unter Zuhilfenahme einer Gigli-Säge durchtrennt. Die ECF-Fixation erfolgt mit vier verschiedenen Implantaten: mit einer 7.3-mm SCFE Schraube, mit einer dynamischen Teleskopschraube, je drei 1.6-mm und je drei 2.0-mm durchmessenden K-Drähten. Unter axialer Femurbelastung wird die Bruchlast (N) und Steifigkeit (N/mm) ermittelt.

Die Ergebnisse dieser biomechanischen Analyse machen deutlich, dass die Bruchlast- und Steifigkeitswerte der beiden Schraubengruppen vergleichbar sind. Die 2.0-mm K-Drähte bieten die größte Steifigkeit, während die 1.6-mm K-Drähte, ohne das statistische Signifikanzniveau zu erreichen, die niedrigsten Steifigkeitswerte aufweisen. Bezüglich des Fixationsversagens treten keine Femurschaftfrakturen auf.

Eine Stabilisierung der instabilen ECF mit drei 2.0-mm K-Drähten führt zur höheren Stabilität als die solitäre Schrauben- und 1.6-mm K-Draht-Fixierung. Doch keine der beiden untersuchten Schrauben scheint hinsichtlich Stabilität und Fixationsversagen überlegen zu sein.

1.2 Englisch

Previous data have shown that due to the technical ease, low-morbidity, and lower complication rates, the in situ single-implant fixation is the current standard for stabilization of slipped capital femoral epiphysis (SCFE) fixation. Multiple-implant fixation is thought to be combined with a higher incidence of serious complications. The purpose of the current study was to evaluate single- vs. multiple-implant fixation regarding strength and stiffness. Furthermore, different screw designs, including telescopic screw, were evaluated regarding the stiffness, strength, and especially fixation failure.

Forty porcine proximal femurs were sectioned through the physal line using a gigli saw and stabilized with a 7.3-mm stainless steel AO screw, a dynamic telescopic screw, three 1.6-mm Kirschner wires (K-wires), and three 2.0-mm K-wires. The femurs were biomechanically tested to determine failure load (N) and stiffness (N/mm).

No significant differences were found regarding failure load and stiffness between the two screw groups. The 2.0-mm K-wire construct was significantly the strongest and stiffest fixation. The 1.6-mm K-wire fixation had the lowest values, but not statistically significant. Regarding the fixation failure, no femoral shaft fracture occurred.

SCFE stabilization with three 2.0-mm K-wires leads to increased stability over single-screw fixation and 1.6-mm K-wire fixation. However, none of the two screws seemed to be superior in fixation stability and fixation failure.

2 Einleitung

2.1 Vorwort

„Die mechanische Wissenschaft ist überaus edel und vor allen anderen Wissenschaften äußerst nützlich, weil durch sie alle lebenden Körper, welche Bewegung besitzen, ihre Tätigkeiten ausüben.“

[da Vinci 1505]

Das Zitat aus dem „Kodex über den Vogelflug“ (*Codice sul volo degli uccelli*) verdeutlicht bereits sehr früh die Bedeutung der Mechanik. Insbesondere beweist es, dass der Universalgelehrte Leonardo da Vinci die Tragweite des damals noch unbekanntes Gebietes der Biomechanik erkannt hatte [Huber-Wagner 2002]. Zwar entstand dieser Fachzweig erst im 20. Jahrhundert an der Nahtstelle zwischen Medizin und Naturwissenschaften, doch entgegen dem war der Meister in seinem Weitblick der Zeit voraus [Huber-Wagner 2002, Pasipoularides 2014].

Die vorliegende Arbeit konzentriert sich auf den Bereich der Kinderorthopädie. Mittels biomechanischer Untersuchungen werden Fragestellungen zur Behandlung der häufigsten Hüftpathologie im Adoleszentenalter – der Epiphyseolysis capititis femoris (ECF) – beantwortet [Gholve 2009, Wirth 2011]. Die Tragweite dieser Erkrankung ist vor allem durch die gravierenden Spätfolgen erkennbar. Erwähnt seien hier krankheitstypische bzw. methodenimmanente Komplikationen wie die avaskuläre Knochennekrose (AVN), die Chondrolyse und der vorzeitige Wachstumsfugenschluss. Ein normiertes Therapieverfahren kann somit noch nicht befürwortet werden. Ebenfalls hinsichtlich des Schraubendesigns sind keine Leitlinienempfehlungen existent. Umso mehr erscheint es wünschenswert, die Qualität der Behandlung dieser Pathologie unerlässlich voranzutreiben [Huber-Wagner 2002]. Die gegenwärtigen Diskussionen um die besten therapeutischen Strategien bilden einen zentralen Bestandteil dieser Dissertation.

Vorausgehende Studien werten die biomechanische Stabilität singulärer Implantate aus. Die Kirschner-Drähte, als ein Beispiel der Multi-Implantat-Fixierung, sind bisher nicht vergleichend akzentuiert worden. Darüber hinaus konnte keine Studie eruiert werden, die die unterschiedlichen Schraubendesigns für die instabile ECF biomechanisch evaluiert. Die dynamische epiphysäre Teleskopschraube (DET) gehört zu den neuesten Designkonzepten, die eine Beeinträchtigung des weiteren Femurwachstums zu vermeiden suchen [Bühligen 2008, Druschel 2013].

Durch eine Kasuistik initiiert, setzt sich die vorliegende Arbeit mit dem experimentellen Vergleich der singulären gegenüber der Multi-Implantat-Fixation zur ECF-Stabilisierung auseinander. Die biomechanische In-vitro-Untersuchung erfolgt mit Hilfe einer servohydraulischen Testmaschine. Ein porcines Femurmodell simuliert die instabile ECF. Ziel ist es, nicht nur Aussagen über biomechanische Stärken und Schwächen der einzelnen Implantate zu treffen, sondern auch mögliche Problemzonen und schließlich Optimierungsmöglichkeiten aufzuzeigen [Huber-Wagner 2002]. Ferner wird ein aktueller Überblick über experimentelle, wie auch klinische Studien gegeben, die sich mit der Problematik der ECF und deren operativer Therapie auseinandersetzen [Huber-Wagner 2002].

2.2 Grundlagen der Epiphyseolysis capitis femoris

2.2.1 Epidemiologie und Demographie

Bereits 1572 durch Ambroise Paré beschrieben, stellt die Epiphyseolysis capitis femoris (ECF, slipped capital femoral epiphysis, SCFE) die häufigste Hüftpathologie des Jugendlichen dar [Gholve 2009, Wirth 2011]. Sie ist durch ein nichttraumatisches Abrutschen der Hüftkopfeiphyse an der Epiphysenfuge charakterisiert. Dieser Abrutschprozess erfolgt vorrangig in mediodorsokaudaler Richtung über Wochen und Monate hinweg, seltener akut. Die Inzidenz der ECF unterliegt erheblichen Variationen, zwischen 0.2/100 000 in Japan und 10/10 000 in den USA [Loder 1996]. Mit dem durchschnittlichen Manifestationsalter von 13.5 Jahren erkranken Jungen im Verhältnis von 3:2 häufiger und später als Mädchen, die ein Altersspektrum von 10.9 bis 12.7 Jahren

umfassen [Loder 1996]. Eine zeitliche Übereinstimmung mit dem präpubertären Wachstumsschub und der Pubertät selber ist dabei auffallend [Exner 1986]. Vorwiegend links prävalierend, berichten Langzeitnachuntersuchungen in bis zu 63% der Fälle einen bilateralen Befall [Loder 1996, Jerre 1996].

Die Ätiologie der ECF ist trotz intensiver Forschungsbemühungen ungeklärt [Wirth 2011]. Ausgehend von einer multifaktoriellen Genese werden mechanische, endokrine und systemische Faktoren diskutiert. So führt die schräge Stellung der Wachstumsplatte während der Pubertätsphase zu höheren Scherkräften zwischen Epiphyse und Metaphyse [Exner 1986, Loder 2001, Zilkens 2010]. Diese werden durch Adipositas verstärkt [Loder 1996]. Größere ätiologische Studien haben gezeigt, dass mehr als 60% der Patienten im Vergleich zur entsprechenden Altersgruppe, von Geburt bis zu dem Ereignis, mit ihrem Body-Mass-Index oberhalb der 90er-Perzentile liegen [Loder 1993, Poussa 2003, Manoff 2005]. Supplementär können die einwirkenden Scherkraftvektoren durch einen verminderten Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) oder durch ein tiefes Azetabulum vergrößert werden [Kordelle 2001]. Darüber hinaus führt eine verringerte Antetorsion des Schenkelhalses zum Versagen der mechanischen Fugeneigenschaften [Stanitski 1996]. Die femorale Antetorsion bzw. relative Retrotorsion ist als ein projizierter, nach vorne offener, räumlicher Winkel definiert [Galbraith 1987]. Dieser wird von der Femurhalsachse und der Kniekondylenebene gebildet. In Kombination zu den pathoanatomischen Faktoren lockern physiologische Änderungen des Hormonstatus den Wachstumsknorpel auf und resultieren zusätzlich in einer biomechanischen Instabilität des Femurkopfes [Aronsson 2006]. Zu den metabolischen Veränderungen der Chondrozyten und der Matrix zählen die Zellzahlabnahme und die Desintegration der Grundsubstanz auf Proteinebene [Agamanolis 1985].

Neben den hormonellen Umstellungsprozessen der pubertären Wachstumsphase können endokrine Mangelzustände zum Erleiden einer sekundären ECF führen [Loder 1995, Loder 2001]. Diese sekundäre ECF wird auch als atypische Epiphysenlösung bezeichnet. Sie stellt gegenüber der idiopathischen bzw. primären ECF eher eine Rarität dar [Loder 2006]. In diesem Zusammenhang sind die klinisch manifeste Hypothyreoidose, der Panhypopituitarismus, der Hypogonadismus und Begleiterkrankungen wie das Nierenversagen zu nennen [Loder 1995, Loder 1997, Gholve 2009]. Ferner

lassen sich kausal die Radio- und Wachstumshormontherapie finden [Loder 1998, Docquier 2004]. Als prädisponierender Faktor der idiopathischen ECF wird die afrikanische oder polynesische Herkunft erachtet [Loder 1996]. Weiter kann bei 5 bis 10% des Patientengutes ein gehäuftes familiäres Vorkommen festgestellt werden [Moreira 1998, Barrios 2005; Wilson 2008]. Von einigen Autoren wird daher ein autosomal dominanter Erbgang mit variabler Penetration angenommen [Ochsner 1977, Hägglund 1986]. In den Sommermonaten beobachtete Brown (2004) eine erhöhte Inzidenz.

2.2.2 Klinik

Die Klinik einer ECF ist vielfältig und kann zwischen einer milden Symptomatik, bis zu immobilisierenden Schmerzen hin variieren [Aronsson 2006]. Bei langsamen Verläufen der chronischen ECF (Lenta-Typ) werden intermittierende und graduelle Schmerzen in der Hüfte, vor allem nach Belastung, beklagt [Loder 1993, Aronsson 2006]. Diese uncharakteristischen Beschwerden sind insbesondere in der Leistengegend und über dem Trochanter zu lokalisieren [Krauspe 2004]. Primär kann auch nur die Schmerzprojektion in Oberschenkel oder Kniegelenk, abwechselnd mit längeren Phasen der Beschwerdefreiheit, imponieren [Matava 1999]. Der Lenta-Typ liegt in 85% der Fälle vor. Bei der akuten ECF, die bei 10 bis 15% der Patienten beschrieben wird, besteht, ähnlich wie bei einer Schenkelhalsfraktur, eine plötzliche Geh- und Stehufähigkeit [Aadelen 1974, Aronsson 2006]. Sie repräsentiert eine der wenigen, nicht traumatisch bedingten, Notfallsituationen in der Kinderorthopädie [Hell 2005]. Mit einer Häufigkeit von 15% stellt der akut-auf-chronische Verlaufstyp (acute-on-chronic-Modus bzw. AOC-Typ) eine Mischung aus den ersten beiden Formen dar [Fahey 1965, Loder 2000]. Während des zunächst langsamen, chronischen Symptomverlaufs von mehr als drei Wochen, tritt plötzlich eine massive Verschlechterung mit vollständiger Kontinuitätsunterbrechung zwischen Epiphyse und Metaphyse auf.

Die Bagatellisierung diskreter Funktionsbeeinträchtigungen des betroffenen Beines verzögert die konsequente und frühzeitige Diagnosestellung, mit dadurch bedingter Versäumnis einer zeitgerechten Behandlung [Rahme 2006, Katz 2006].

2.2.3 Diagnostik und Einteilung

Anamnestisch berichten einige Patienten über ein banales Trauma, welches in diesem Zusammenhang als Gelegenheitsursache zu betrachten ist [Fahey 1965, Loder 1993]. Die Basisuntersuchung umfasst Stand- und Gangbild, sowie die Bewegungsausmaße der Gelenke [Krauspe 2004]. Ab einem Gleitwinkel von 30° zeigt die ECF signifikante Veränderungen im Sinne eines hinkenden Gangbildes auf [Song 2004]. Die körperliche Untersuchung bietet häufig eine Beinverkürzung und einen geringgradigen Bewegungsschmerz mit einer eingeschränkten Abduktions- und Innenrotationsamplitude [Reynolds 1999]. Die Flexion des Hüftgelenkes führt aufgrund eines anterioren, metaphysären Impingements am Azetabulumrand, also einer unvollständigen Gelenkskongruenz, gleichzeitig und zwangsläufig zu einer Außenrotation, dem typischen positiven Drehmann-Zeichen (Abb. 1a) [Leunig 2000, Parvizi 2007].

Die nach der klinischen Untersuchung wichtigste und in den meisten Fällen auch die einzig notwendige diagnostische Maßnahme ist die Röntgenaufnahme in zwei Ebenen [Aronsson 2006, Gekeler 2002]. Zur seitenvergleichenden Beurteilung sind eine Beckenübersicht und die Imhäuser-Projektion anzufertigen [Krauspe 2004]. In der antero-posterioren Beckenübersichtsaufnahme sind geometrische Veränderungen des proximalen Femurs, wie die positive Klein-Tangente und das Steel-Zeichen, stets verdächtig auf eine Epiphysenlösung [Aronsson 2006]. Das Steel-Zeichen stellt eine sichelförmige Doppelkontur an der medialen Schenkelhalsbegrenzung mit erhöhter Dichte im proximalen Anteil des Schenkelhalses dar und wird durch den deplatzierten Femurkopf hinter dem Schenkelhals verursacht. Die Kleinlinie wird entlang der lateralen Begrenzung des Schenkelhalses gezogen, welche im gesunden Gelenk die Epiphyse als Sekante schneidet. Beim pathologischen Befund ist der Abrutschvorgang durch die Bildung einer kleineren Sekante oder durch keine vorhandene Schnittstelle zwischen jener Hilfslinie und der Epiphyse erkennbar [Klein 1951]. Hinzu kommen eine eventuell auftretende, varische Schenkelhalsverbiegung und ein Offsetverlust [Leunig 2000]. Als femorales Offset wird die horizontale Distanz zwischen Femurschaftachse und Kopfmittelpunkt bezeichnet [Wirth 2011]. Hierhin wird vom Rotationszentrum ein Lot lateral gefällt und der Schnittpunkt, mit der nach proximal verlängerten Femurachse, gebildet (Abb. 1c).

In der zweiten Ebene – der Imhäuser-Aufnahme – erfolgt die Bestimmung des Gleitwinkels zur röntgenmorphologischen Klassifikation der ECF [Loder 2000, Aronson 1992]. Diese Aufnahme wird in Rückenlage bei 90° Flexion und in so viel Abduktion wie der projizierte CCD-Winkel minus 90° gefertigt [Imhäuser 1957]. Sie ist wesentlich aussagekräftiger als die früher gebräuchliche Aufnahme nach Lauenstein [Gekeler 2002]. Jene axiale Projektion nach Lauenstein wird auch als Froschbeinaufnahme bezeichnet. Die Antetorsion und Drehung der Hüfte sind dabei nicht standardisiert [Lauenstein 1901]. Der Epiphysen-Diaphysen-Abrutschwinkel nach Southwick ist international verbreitet und kann in der Lauenstein und der antero-posterioren Beckenübersichtsaufnahme gemessen werden [Southwick 1967]. Er projiziert sich zwischen der Epiphysenlinie und der Orthogonalen zur Femurachse [Southwick 1967]. Normalerweise beträgt der Winkel etwa 0° [Southwick 1967, Santili 2004]. Ein Epiphysenabrutsch von bis zu 30° wird als Schweregrad I (mild), zwischen 30° und 50° als Grad II (moderat) und über 50° als Grad III (schwer) bezeichnet [Boyer 1981]. Zugleich können Erkenntnisse über die Dauer der bestehenden Pathologie gewonnen werden [Jacobs 1972]. Bei einer lediglichen Verbreiterung und unscharfen Begrenzung des Epiphysenfugenapparats ohne Abscheren spricht man von einer Epiphysiolysis imminens, dem Preslip, bzw. beim Abgleitbeginn von einer Epiphysiolysis incipiens [Consolo 1972]. Die chronische ECF ist durch ossäre Umbauprozesse, dem Remodelling, gekennzeichnet [Gekeler 2002].

Neben der Einteilung der ECF nach dem Ausmaß des Abrutschwinkels legen Loder et al. (1993) die Fähigkeit, die betroffene Extremität normal zu belasten, als Schweregradkriterium zugrunde. Die Bezeichnungen „stabile“ bzw. „instabile“ ECF werden hierdurch geprägt. Im angloamerikanischen Sprachgebrauch hat jene Klassifikation, insbesondere aufgrund ihrer prognostischen Kriterien, weite Verbreitung gefunden [Aronsson 1996]. Patienten mit instabiler Epiphysiolysis sind aufgrund des Schmerzes geh- und stehunfähig. Spätfolgend haben sie ein bis zu 84% hohes Nekroserisiko [Loder 1993, Lubicky 1996]. Patienten mit stabiler Epiphysiolysis hingegen, weisen eine erhaltene Steh- und Gehfunktion auf. Die Hüftkopfnekroserate ist mit 0 bis 5% weit geringer zu bemessen [Loder 1993].

Die Basisdiagnostik kann im Zweifelsfall durch volumetrische Bildinformationen wegweisend ergänzt werden [Harland 2002]. Andernfalls dient die

Ultraschalluntersuchung zum Nachweis bzw. Ausschluss eines intraartikulären Ergusses und die Anfertigung von MRT-Aufnahmen zum Ausschluss wichtiger Differentialdiagnosen [Harland 2002, Wirth 2011]. Hilfreich für die Planung und die postoperative Beurteilung sind CT-Aufnahmen [Gekeler 2002, Zilkens 2010]. Bei Verdacht auf eine atypische ECF ist die endokrinologische, renale und thyreoidale Funktion, sowie das Somatotropin zu prüfen [Gholve 2009]. Differentialdiagnostisch muss u.a. an die Koxitis fugax, Osteomyelitis, septische Koxitis, Hüftkopfnekrose, Frakturen einschließlich der Stressfraktur, Arthritiden, maligne oder benigne Tumoren, alte Hüftdysplasien und schwere Verlaufsformen des Morbus Perthes gedacht werden. Es sollten aber auch angrenzende Pathologien, mit auf das Hüftgelenk projizierten Schmerzen, mitbedacht werden [Krauspe 2004, Gholve 2009].



Abb. 1a bis c: Linksseitige Epiphyseolysis capitis femoris (ECF)

(a) Typisches Drehmann-Zeichen [Krauspe 2004]. (b) Lauensteinaufnahme mit Epiphysenabrutschwinkel nach Southwick. (c) Anterior-posteriore (a.p.) Beckenübersichtsaufnahme mit den wichtigsten radiologischen Charakteristika: (A) Steel-Zeichen, (B) aufgelockerte Epiphysenfuge, (C) Abnahme der Epiphysenhöhe des erkrankten Femurs, (D) positive Kleinlinie, (E) verringerte Prominenz des Trochanter minor, (F) Hüft-Offset als senkrechter Abstand (gestrichelte Linie) von der Mitte des Femurkopfes zur verlängerten Femurschaftachsenlinie.

2.2.4 Therapie und Nachbehandlung

Bei unbehandelter ECF kann eine naturgemäße Regeneration des Schenkelhals-Hüftkopf-Übergangs für viele Jahre zu einer brauchbaren Funktion des Gelenkes führen [Schai 1996, Aronsson 2006]. Doch häufig früh wird während des natürlichen Krankheitsverlaufs eine konsekutive Koxarthrose gefürchtet [Boyer 1981, Aronsson 2006].

Primäres Ziel der Behandlung ist folglich nicht nur das Erreichen einer dauerhaften Stabilität der proximalen Femurepiphyse [Aadelen 1974, Loder 1993, Aronsson 1996]. Bei Erhalt der Wachstumspotenz soll die fortschreitende Separation bis zur knöchernen Stabilisierung durch den Wachstumsfugenschluss aufgehalten und Komplikationen zur Gewährleistung einer adäquaten Gelenkbeweglichkeit vermieden werden [Krahn 1993, Loder 1993]. Aktuelle Untersuchungen geben konservative Therapieformen wie die langfristige Immobilisation im Becken-Bein-Gipsverband oder eine Extensionsbehandlung aufgrund einer gehäuften Chondrolyseentwicklung auf [Meier 1992, Aronsson 2006]. Die Therapie der Epiphyseolysis capitis femoris, sowie die Behandlung von Folgezuständen und Spätfolgen, erfolgen operativ [Gholve 2009]. Die auf den Prüfstand gekommene Therapieindikation richtet sich sowohl nach dem Schweregrad des Epiphysenabrutsches als auch nach dem Ausmaß der Remodellierung in Anlehnung an den Abrutschmodus „stabil“ bzw. „instabil“ (Tab. 1). Durch neue Erkenntnisse zur Pathophysiologie der Koxarthrose werden in der Literatur multiple, in den vergangenen Jahrzehnten veränderte, operative Behandlungsmethoden beschrieben.

Klassifikationen		Behandlung	
Zeitlich	Akut	Symptome <3 Wochen, plötzlicher Symptombeginn	Reposition und Fixierung mit K-Drähten
	Akut-auf-chronisch	Zunächst chronisch, dann akute Symptome	Reposition des akuten Anteils und Fixierung mit K-Drähten oder Schrauben; falls indiziert, Deformitätenkorrektur mit einer nach Ganz modifizierten Dunn-Osteotomie
	Chronisch	Symptome >3 Wochen, Symptome wechselnd	Fixierung mit K-Drähten oder Schrauben; bei funktionell beeinträchtigten Patienten (moderater/schwerer Abrutsch) Imhäuser-Osteotomie oder nach Ganz modifizierte Dunn-Osteotomie
Klinisch	Stabil	Geh- und stehfähig, kein Erguss, Remodellieren möglich	Therapie wie chronische ECF
	Instabil	Nicht geh- und stehfähig, Erguss, kein Remodellieren bei akutem Abrutsch	Therapie wie akute oder akut-auf-chronische ECF
Röntgen-morpho-logisch	Mild (Grad I)	Abrutsch <30°	In-situ-Fixierung mit K-Drähten oder Schrauben; bei femoroazetabulärem Impingement Wiederherstellung des Offsets arthroskopisch oder via chirurgische Hüftluxation
	Moderat (Grad II)	Abrutsch 30-50° (60°)	In-situ-Fixierung mit K-Drähten oder Schrauben; wenn nötig Imhäuser-Osteotomie oder, bei funktionell beeinträchtigten Patienten, nach Ganz modifizierte Dunn-Osteotomie
	Schwer (Grad III)	Abrutsch >50° (60°)	In-situ-Fixierung mit K-Drähten und Imhäuser-Osteotomie oder nach Ganz modifizierte Dunn-Osteotomie

Tab. 1: Klassifikationen und Behandlung der ECF [Krauspe 2004, Zilkens 2010]

Zum Standardverfahren der akuten Epiphysenlösung mit einem Abrutschwinkel von <math><30^\circ</math> zählt nach ggf. geschlossener Reposition die traditionelle In-situ-Fixierung [Zilkens 2010]. Eine Fülle von Implantaten wurde erprobt. In Europa konkurrieren im Wesentlichen zwei Implantatarten, die Kirschner-Drähte (K-Drähte, KD) und Schrauben samt gegenwärtigem Zug-, Gleit- und Teleskopprinzip [Kumm 1996, Jani 1996, Hackenbroch 2002, Bühligen 2008]. Weiter werden Steinmann-Nägel und Platten erwähnt [Seller 2001, Hell 2005, Lehmann 2011, Larson 2012]. Die Fixation mit dem Dreilamellennagel nach Smith-Peterson gilt heute als obsolet, weil neben der Wachstumsbremsung auch die Gefahr besteht, dass mit dem Eintreiben des Nagels eine vollständige Loslösung der Epiphyse von der Metaphyse erfolgt und dabei Gefäße des Periostschlauches einreißen [Gekeler 1987]. Bei der In-situ-Fixierung werden über

eine kleine Inzision am lateralen Oberschenkel mehrere oder singuläre Implantate eingebracht. Eine Implantatlage im superioren und anterioren Quadranten wird vermieden, da die seitlichen epiphysealen Gefäße diese Region durchlaufen [Brodetti 1960, Chung 1976, Stambough 1986, Loder 2000]. Die Gefährdung dieser Gefäßversorgung geht mit der Konsequenz einer iatrogen hervorgerufenen, avaskulären Osteonekrose des Femurkopfes einher [Lubicky 1996, Rhoad 1999]. Ferner gilt zur Überprüfung der korrekten Lage, dass alle Implantate unter Bildwandlerkontrolle gesetzt werden sollen: Das Bein wird aus 90° Flexion in die komplette Extension überführt und anschließend maximal innen- als auch außenrotiert [Reichwein 2000].

Ab Grad II wird eine Rezentrierung des Femurkopfes in die Hüftpfanne angestrebt, um präarthrotische Deformitäten zu vermindern und die Koxarthroseinzidenz zu senken [Rostoucher 1996, Sonnega 2011]. Zur Wiederherstellung regelrechter anatomischer Verhältnisse werden wiederaufrichtende Korrekturosteotomien von namhaften Orthopäden beschrieben. Es können Osteotomien auf subkapitalem, basozervikalem, intertrochantärem und subtrochantärem Niveau in Betracht gezogen werden. Die am häufigsten durchgesetzten Verfahren sind die Korrekturosteotomie nach Imhäuser und die subkapitale nach Ganz modifizierte Dunn-Umstellungsosteotomie [Kartenbender 2000, Ganz 2001]. Bei der von Imhäuser 1957 erstmals beschriebenen intertrochantären dreidimensionalen Osteotomie erfolgt eine Flexions-Valgisations-Osteotomie. Dazu muss ein Keil mit anterolateraler Basis aus der Intertrochanterregion entnommen werden. Die Keilgröße richtet sich nach dem Ausmaß des Abrutsches. Ergänzend erfolgt eine Stabilisierung mit Platten [Imhäuser 1957]. 1967 beschrieb Southwick in der englischsprachigen Literatur die gleiche Technik [Southwick 1967]. Das Prinzip nach Dunn stellt die Reposition der Epiphyse nach subkapitaler Keilresektion, mit oder ohne Kallusresektion, dar [Zilkens 2010]. Ganz modifiziert die Dunn-Osteotomie mit einer chirurgischen Hüftluxation [Ganz 2001]. Im postoperativen Verlauf lässt sich dadurch eine rasche strukturelle Adaptationsoptimierung der pathologischen Geometrie des proximalen Femurs nachweisen [Spencer 2006].

Die Knochenspan-Epiphyseodese, die mit einem autologen Beckenspan durch einen vorgebohrten Kanal im Schenkelhals durchgeführt wird, stellt eine therapeutische Rarität dar und ist nur wenigen Zentren vorbehalten [Aronsson 2006]. Zur Vermeidung

der Impingement-Problematik, die mittel- bis langfristig in eine Koxarthrose mündet, steht die Femurhals-Osteochondroplastie, ggf. arthroskopisch assistiert, zur Verfügung [Zilkens 2010, Wirth 2011].

Die akute Form der ECF gilt stets mit der vollständigen Kontinuitätsunterbrechung zwischen Metaphyse und Epiphyse als operative Notfallindikation und ergibt evtl. die Notwendigkeit einer geschlossenen Reposition [Peterson 1997]. Jede manipulative Reposition, die die Gefäßversorgung weiter kompromittiert, erhöht das Risiko der AVN, sodass der Zeitpunkt der Therapie, die Art und Weise der Reposition, sowie die Methode der Stabilisierung, im Zentrum aktueller Diskussionen stehen [Loder 1996, Aronsson 1996, Loder 2008, Parsch 2009].

Auch die Indikation für eine prophylaktische Fixierung der kontralateralen Hüfte wird in der Literatur kontrovers diskutiert und durch die Probleme bei der Implantatentfernung relativiert [Lim 2008]. Nach der operativen Stabilisierung der ECF wird die Gegenseite passager mehr belastet und ist einem 2.3-mal höherem Risiko als die initiale ECF dem Epiphysenabrutsch ausgesetzt [Schultz 2002]. In den USA wird die kunstgerechte Operation einer scheinbar gesunden Hüfte, teilweise auch aus medikolegalen Gründen, nicht regelhaft durchgeführt [Kocher 2004]. In Mitteleuropa gilt die beidseitige Fixation zur Vermeidung der drohenden frühzeitigen Hüftarthrose als Therapiestandard [Seller 2001, Lim 2008, Sonnega 2011].

Nach der Drahtfixierung ist für 6 Wochen eine Teilbelastung mit 20 kg an Unterarmgehstützen erforderlich. Wenn zusätzlich eine Korrekturosteotomie durchgeführt wird, muss das betroffene Bein für 12 Wochen entlastet werden, damit der Knochen in der neuen Stellung zusammenheilen kann [Wirth 2011]. Die klinischen und radiologischen Kontrollen folgen nach 2, 6 und 12 Wochen, sowie nach 6 und 12 Monaten und regelmäßig 1- bis 2-mal jährlich bis zum Abschluss des Wachstums [Krauspe 2004, Reize 2007]. Bei persistierendem Schmerz oder Gelenkerguss ist eine AVN auszuschließen.

Erneute operative Interventionen sind bei relativer Kürze der Implantate indiziert, wenn das Implantat den Epiphysenkontakt durch Wachstumsprozesse verloren hat [Seller 2006]. Bei aufgebrauchter Reservegleitstrecke der Schraube erfolgt ein

Schraubenwechsel [Hackenbroch 2002]. Drähte werden bisweilen frühzeitig nachgespickt oder gegen Längere ausgetauscht [Reize 2007, Maus 2008]. Eine andere Indikation des Implantatwechsels stellt eine sekundäre Materialpenetration in den Gelenkspalt infolge einer AVN dar [Loder 1993].

Implantate werden bis zur Konsolidierung der Epiphysenfuge oder bis zum Wachstumsabschluss belassen. Die regelhafte Zweitoperation zur Implantatentfernung wird weitestgehend bei Adoleszenten akzeptiert [Pretell-Mazzini 2012]. Gründe sind hierfür das erhöhte Risiko von Trochanterbursitiden, von proximalen Femurfrakturen, Schwierigkeiten bei ggf. benötigter Arthroplastik und theoretischer Neoplasieentwicklung [Vresilovic 1990, Pretell-Mazzini 2012]. Die Implantatentfernung kann sich jedoch zu einem größeren Problem entwickeln, besonders dann, wenn Implantate zu fest mit dem Knochen verwachsen sind [Kahle 1994, Jago 1998]. Ein Hauptproblem ist das Material. Titanschrauben verwachsen sehr schnell und stark. Das Material ist weich [Vresilovic 1990]. Bei der Entfernung kommt es häufig zu Implantatbrüchen, die mit invasiveren Operationen beantwortet werden [Lee 1996, Ilchmann 2006]. Dies führt zu einer erheblichen Steigerung der Morbidität.

2.2.5 Frühe Komplikationen, Spätfolgen und Prognose

Durch ein frühzeitiges schweregradabhängiges Behandlungskonzept kann die Rate ungünstiger Verläufe verringert, wenngleich nicht gänzlich beseitigt werden. Es besteht stets eine Korrelation zwischen der Schwere des Epiphysenabrutsches und dem Langzeitverlauf [Loder 1996, Larson 2012]. Die Komplikationen umfassen neben persistierenden Bewegungseinschränkungen, therapiebedingte Komplikationen und Langzeitfolgen der Erkrankung. Bei der Primärbehandlung treten im Wesentlichen die AVN und die Chondrolyse auf.

Die AVN-Quote ist in unselektionierten Patientenkollektiven zwischen 1.4 und 15.7% angesiedelt [Riley 1990]. Bereits vor Behandlungsbeginn ist die Genese letztendlich ein partieller bzw. vollständiger Abriss oder Verschluss der versorgenden Schenkelhalsgefäße [Petersen 1997]. Weiter kann die AVN iatrogen durch

unsachgemäße Repositionsmanöver und Fixierungen bedingt sein [Loder 1993]. Unabhängig vom gewählten Therapieregime ist das Risiko der Hüftkopfnekrose bei akutem, stark abgerutschtem und instabilem Epiphysenabrutsch gegenüber der chronischen Verlaufsform deutlich erhöht und führt häufig zu einer frühen degenerativen Osteoarthritis [Loder 1993, Boero 2003].

Die Gelenkspaltverschmälerung als Ausdruck einer allmählich zunehmenden Knorpeldegeneration tritt tendenzmäßig eher bei schwerem Abrutsch in Erscheinung, während die genauen Mechanismen nicht hinlänglich bekannt sind [Gekeler 1974]. Leunig et al. (2000) und Exner et al. (2002) gehen davon aus, dass bereits in der Initialphase des Abrutsches ein Konflikt zwischen Azetabulum und Hüftcaput auftritt. Hierbei kann eine Chondrolyse, dessen Häufigkeit mit 1.8 bis hin zu 55% beziffert wird, die stärkste Form darstellen [Lubicky 1996]. Eine intraartikuläre Fehllage von Implantaten kann ebenfalls zu einer Chondrolyse mit konsekutiv progredienter Gelenksteife führen [Bishop 1978, Ingram 1982]. Es besteht eine lineare Korrelation zwischen dem Penetrationsgrad und dem Chondrolyserisiko [Walters 1980]. Die Gesamtinzidenz der intraartikulären Implantatpenetration wird bisweilen mit 4 bis 55% angegeben [Swiontkowski 1983, Ward 1992, Schai 1996].

Darüber hinaus umfassen implantat- und operationsbedingte Komplikationen neben Infektionen, Frakturen, Materialbrüchen oder -migrationen, den vorzeitigen Schluss der Wachstumsfuge. Das Ausmaß des Restwachstums nach ECF-Fixation ist abhängig von der Osteosyntheseart und der Implantatanzahl [Breud 2009]. Bei der häufig vorhandenen und nicht unerheblichen Wachstumspotenz der verhältnismäßig jungen Patienten kann ein vorzeitiger Fugenverschluss zu einer deutlich biomechanisch ungünstigen Beinlängendifferenz führen. Durch asphärische Kopfformen kann es zu einer verminderten Hüftbeweglichkeit kommen [Song 2004]. Zudem kann die Wachstumsstörung über einen relativen Trochanterhochstand bei Coxa brevis in eine funktionelle Schwächung der Abduktoren resultieren [Howorth 1966, Hansson 1982, Baynham 1991]. Basierend auf Longitudinalstudien von Morscher et al. (1979) begünstigt diese veränderte Hüftgelenkbiomechanik das vorzeitige Auftreten einer Arthrose.

Das Zurückbleiben einer Pistolengriff-Deformität als typisches Beispiel für eine Schenkelhalsprominenz führt zum Hüftimpingement-Syndrom [Leunig 2000, Spencer 2006]. In Fällen starken Abrutsches kann der Funktionsverlust im Hüftgelenk zu sekundären symptomatischen Pathologien im Bereich der Lendenwirbelsäule oder des Iliosakralgelenkes führen [Song 2004].

Sowohl die behandelte als auch die unbehandelte ECF sind präarthrotische Deformitäten, die mit einer vorzeitigen, meist medial betonten, epiphysären Koxarthrose als Spätfolge einhergehen [Engelhardt 1994]. In Longitudinalnachuntersuchungen konnte gezeigt werden, dass ein Abrutschwinkel von mehr als 30° als kritischer Grenzwert für die Entwicklung der sekundären Koxarthrose gilt, auch wenn nach erfolgreicher Fixation mit Remodellierungsprozessen zu rechnen sei [Schai 1996]. Die Koxarthrose findet sich ab der fünften Lebensdekade im betroffenen Hüftgelenk. Sie entsteht aus dem femoroazetabulären Impingement mit einer mangelhaften Taillierung am Übergang vom Hüftkopf zum Schenkelhals. Abhängig vom Degenerationsgrad und Alter des Patienten ist ein operatives Gelenk-Débridement oder eine gelenkerhaltende Operation via chirurgischer Hüftluxation indiziert [Spencer 2006]. Andernfalls besteht die Möglichkeit des alloarthroplastischen Gelenkersatzes oder der Arthrodesse [Krauspe 2004].

Die Prognose der ECF hängt von der Akuität, der Schwere des Abrutsches, den Therapieverfahren und eventuellen Komplikationen ab [Krauspe 2004]. Bei Frühdiagnose und operativer Therapie wird ein prognostisch gutes Ergebnis aufgeführt [Carney 1991, Jerre 1996]. Andernfalls droht neben der frühen sekundären Koxarthrose die AVN und die Chondrolyse, die wegen verbesserter Operationstechniken in den letzten Jahren einen deutlichen Rückgang gezeigt haben [Gholve 2009].

Ferner muss eine Aufklärung des Patienten und der Familie erfolgen [Zilkens 2010]. Es sollte auf die Risiken der Erkrankung und die Komplikationsmöglichkeiten der einzelnen Therapieverfahren hingewiesen werden. Eine Beratung bezüglich zukünftiger Berufswahl sollte stattfinden [Krauspe 2004, Zilkens 2010]. Zur primären Prävention sollte eine peripubertär starke körperliche Belastung sowie schwere Adipositas vermieden werden [Hell 2005].

2.3 Thema der Arbeit

2.3.1 Herleitung

Bei Abrutschwinkeln bis 30° scheint die resultierende Fehlform so weit toleriert zu werden, dass die In-situ-Fixation mit einer zentral positionierten Schraube zur Verhinderung eines weiteren Abrutsches vorrangig empirisch als Standardverfahren gelten kann [Aronsson 1999, Gholve 2009]. Dieser Therapieansatz ist bei der stabilen ECF unumstritten. Die singuläre Schraubenfixation ist mit der niedrigsten Komplikationsrate assoziiert und geht mit verzögerter Entwicklung einer degenerativen Arthritis einher [Wilson 1974, Hansson 1982, Carney 2003, Kishan 2006]. Anhand klinischer Scores lassen sich gute Ergebnisse aufzeichnen [Heyman 1954, Morscher 1979, Maus 2008], während die optimale Behandlungsmethode der instabilen ECF weiterhin Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen ist [Aronsson 1996, Loder 2001, Phillips 2001]. In der Literatur wird kontrovers diskutiert, ob bei instabiler ECF eine ausreichende Stabilisierung mittels singulärer Schraube erreicht werden kann. Bei der Verwendung mehrerer Implantate zeigen Studien jedoch höhere Inzidenzen schwerwiegender Komplikationen [Swiontkowski 1983, Bennet 1984, Mann 1989, Blanco 1992, Stevens 1996, Rostoucher 1996, Seller 2001, Kishan 2006]. Die Höhe der Komplikationsrate steht in direktem Zusammenhang mit der Implantatanzahl [Stambough 1986, Riley 1990, Maus 2008]. Für die AVN werden Prävalenzwerte zwischen 0 bis 16% angegeben, für die intraoperative Gelenkspenetration bis zu 59% [Walters 1980, Miyanji 2008]. Das Risiko der Chondrolyse korreliert linear mit dem Gelenkspenetrationsgrad [Walters 1980]. Ein normiertes Verfahren kann deswegen noch nicht befürwortet werden, obgleich die klinischen, mittelfristigen Ergebnisse nach Versorgung der ECF sowohl mit singulärer als auch mit der Multi-Implantat-Fixation vergleichbar sind [Arnold 2002, Seller 2006, Maus 2008, Miyanji 2008].

Hinsichtlich biomechanischer Stabilität werten vorausgehende Studien die singuläre gegenüber der Zweier-Schraubenfixation aus, während andere Implantate wie Kirschner-Drähte, als ein Beispiel der Multi-Implantat-Fixierung, nicht vergleichend getestet wurden. Nach dem deutschen Chirurgen Martin Kirschner (1879-1942) benannt, waren die halbstarren Kirschner-Drähte in der Versorgung der instabilen ECF lange Zeit die Implantate der ersten Wahl [Crawford 1988, Seller 2006, Arnold 2002].

Bei der nach Telson (1953) erstbeschriebenen Multi-Implantat-Transfixierung werden am lateralen Oberschenkel meist drei divergierende Kirschner-Drähte vorgeschoben. Die verwendeten Spickdrahtstärken variieren in der Literatur. Glatte Kirschner-Drähte erlauben das Längenwachstum des Schenkelhalses [Sailhan 2011, Druschel 2013].

Konventionelle Schrauben führen in aller Regel zu einer Epiphyseodese und in Folge dessen zu einem Schenkelhalswachstumsstopp. Dies verursacht immer wieder die Entwicklung einer iatrogenen Fehlf orm des proximalen Femurs mit verkürztem Schenkelhals [Baynham 1991, Wirth 2011]. Gerade bei jüngeren Patienten im Pubertätsstadium Tanner II und III sollte man deshalb das verbleibende Wachstum am koxalen Femurende nicht unterbinden [Krauspe 2011]. Die Änderung des Implantatdesigns ging mit einer Änderung der Behandlungsphilosophie einher: Durch die Entwicklung kürzerer Gewinde können auch Schrauben benutzt werden, die sich mit dem Wachstum in den Schenkelhals hineinziehen. Hierzu lässt man sie lateral am Femur überstehen [Bertram 2007]. Mit dem Aufkommen der kanülierten Schraube hat sich eine Vorliebe für die Nutzung dieses Implantates verbreitet. Der durchbohrte Schraubenschaft nimmt Führungsdrähte auf, sodass eine präzise Schraubensplatzierung ermöglicht wird. Die SCFE (Slipped Capital Femoral Epiphysis) Schraube stellt dabei ein Kernstück der Implantate dar und dient als Referenzimplantat [Kishan 2006]. Deren Insertion stellt einen schnellen und gut durchzuführenden Eingriff dar.

Hinsichtlich des Schraubendesigns ist jedoch keine klinische Leitlinienempfehlung existent und das durch die Schraubenbehandlung bedingte Problem des vorzeitigen Wachstumsfugenschlusses nicht gelöst [Laplaza 1995, Breaud 2009]. Die dynamische epiphysäre Teleskopschraube (DET) gehört zu den neuesten Konzepten zur Gewährleistung des Femurwachstums [Bühligen 2008, Druschel 2013]. Es konnte keine Studie eruiert werden, die das DET-Design als Singulärimplantat mit drei Kirschner-Drähten in vitro evaluiert. Unter Verwendung eines Schweinmodells war das Ziel der vorliegenden Studie die Simulation einer instabilen ECF und die biomechanische Evaluation der Stabilität verschiedener Implantate. Der gegenwärtige Implantatkonflikt bildet einen zentralen Bestandteil dieser Arbeit.

Ferner sind die Anforderungen für eine erfolgreiche ECF-Stabilisierung, allen voran die optimale Platzierung der Implantate, hinlänglich bekannt. Trotz relativer Sicherheit und

Wirksamkeit der Implantate werden im klinischen Alltag, während der frühen Einheilphase als auch unter funktioneller Belastung, spontane Fixationsversagensraten beschrieben, die wenig Literaturbeachtung finden [Canale 1994, Kenny 2003]. Mit dem teleskopierenden Mechanismus weist die DET-Schraube gegenüber der aufgeführten SCFE Schraube einen größeren Durchmesser auf. Angeregt durch die unter 2.3.2 folgende Kasuistik, wurde ein höherer kortikaler Defekt mit Schwächung des Knochens und erhöhtem proximalem Femurfrakturrisiko angenommen.

2.3.2 Kasuistik

Ein elfjähriges normgewichtiges Mädchen, das seit einer Woche anhaltende Schmerzen im linken Bein beklagt, wird in unserer Klinik vorgestellt. Nach häuslichem Sturz kam es zur Verstärkung der Schmerzen in Leisten- und Kniegelenksregion sowie zu einem zusätzlichen diskreten Hinken. Die klinische Untersuchung ergibt eine Außenrotationsstellung mit eingeschränkter Hüftgelenksbeweglichkeit und geminderter Innenrotation. Das Drehmann-Zeichen der linken Hüfte ist positiv. Die Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen zeigen das typische Bild einer akuten ECF mit vollständiger Kontinuitätsunterbrechung, klaffendem Spalt sowie Dislokation zwischen Epiphyse und Metaphyse (Abb. 2). Das Sichelzeichen, eine positive Kleinlinie, der Offsetverlust und die zystisch, unregelmäßig aufgelockerte Metaphyse lassen sich erkennen. Nach ausführlicher Aufklärung über die Risiken und Komplikationsmöglichkeiten der akuten ECF sowie der einzelnen Therapieverfahren wird das Mädchen einer beidseitigen In-situ-Fixierung unterzogen. Leitliniengerecht erfolgt die prophylaktische analoge Versorgung der noch nicht erkrankten kontralateralen rechten Epiphyse. Jeweils eine dynamische Königsee-Teleskop-schraube (Königsee Implantate GmbH©, Deutschland) wird inseriert. Die eingesetzten Schrauben weisen röntgenologisch eine korrekte Position auf. Der intra- und postoperative Verlauf ist komplikationslos, sodass das Mädchen drei Tage nach der Operation, unter der Maßgabe einer linksseitigen schmerzabhängigen Teilbelastung, entlassen wird. Nach zwölf Tagen erfolgt, trotz Einhaltung des postoperativen Managements, eine erneute Vorstellung. Nach einem weiteren häuslichen Sturz traten starke Schmerzen wiederum im linken Bein auf. Das Röntgen ergibt bei intakter Schraube eine subtrochantäre

Femurfraktur, während die Bruchlinie vom Schraubenhals aus verläuft. Einen Tag später wird die Teleskop-Schraube entfernt und eine Osteosynthese mit winkelstabiler Platte durchgeführt. Das Mädchen wird nach zehn Tagen entlassen. Über eine frühzeitige Teilbelastung kommt es zur Vollbelastung. Darunter zeigt die Verlaufskontrolle nach acht Monaten eine vollständig geheilte Fraktur ohne funktionelle Einschränkungen.

Ob die Fraktur bei anamnestisch adäquatem Trauma und Ausschluss weiterer Risikofaktoren wie etwa eine Osteoporose durch das einliegende Implantat begünstigt wurde, blieb unklar. Nach ausgiebiger Literaturrecherche entstand daher die Studienidee zur vorliegenden Arbeit mit dem Ziel die biomechanischen Eigenschaften verschiedener, gängiger Implantate zu evaluieren.

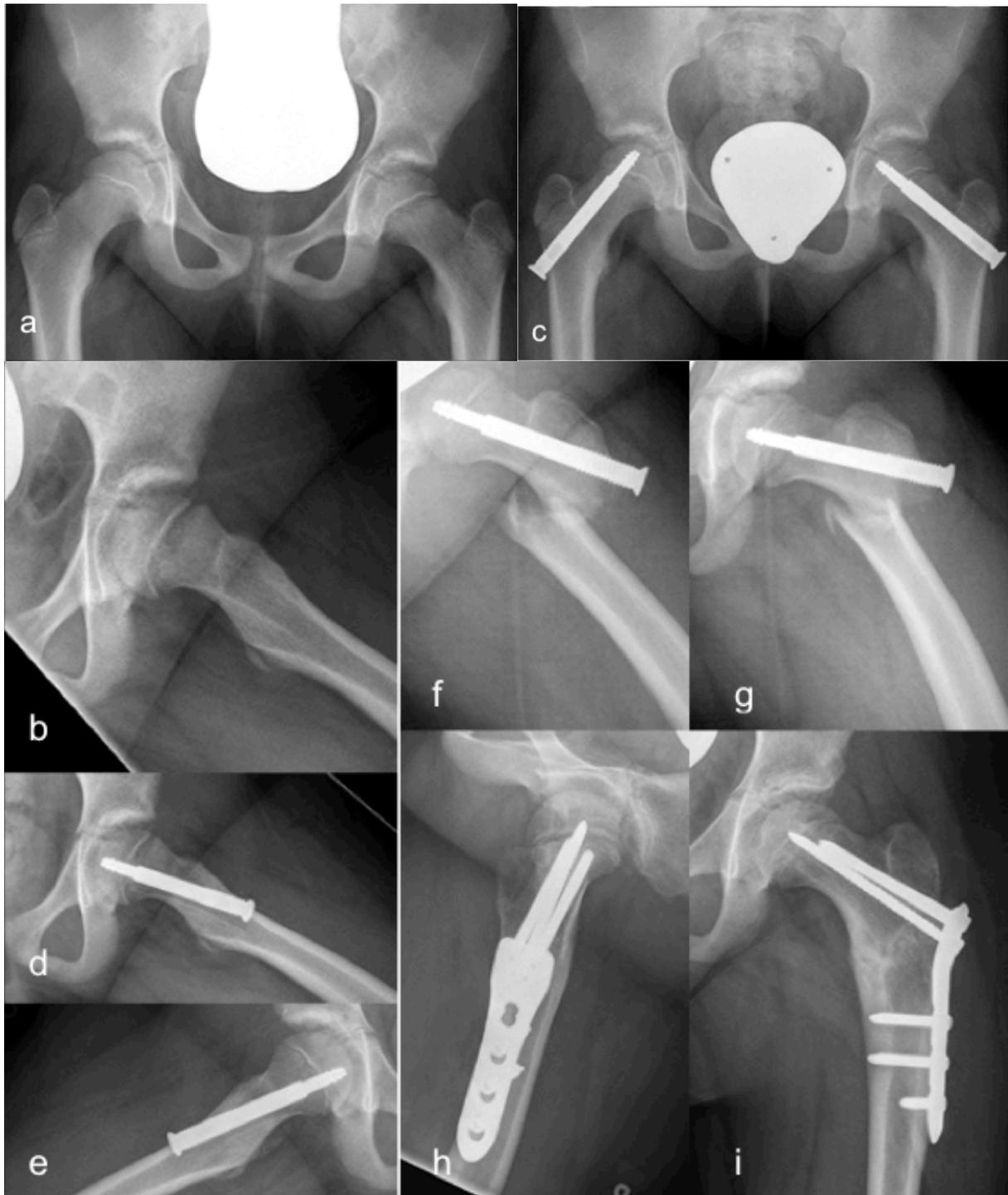


Abb. 2a bis i: 11-jähriges Mädchen mit akuter linksseitiger ECF

(a) Präoperative a.p.-Röntgenaufnahme. (b) Lauenstein-Sicht links. (c) Postoperative Röntgenkontrolle. (d) Detailaufnahme links, nach geschlossener Reposition und In-situ-Fixierung mit dynamischer Königsee-Teleskopschraube (Königsee Implantate GmbH©, Deutschland). (e) Prophylaktische Fixierung der Gegenseite. (f), (g) Subtrochantäre Femurfraktur links. (h), (i) Schraubenentfernung und Stabilisierung mit winkelstabiler Platte.

2.3.3 Ziel des Versuchs

Die durchgeführte In-vitro-Studie befasst sich mit der Frage nach der mechanischen Belastbarkeit von vier aktuell gängigen Implantaten. Die SCFE Schraube, die Königsee-Schraube sowie Kirschner-Drähte der Durchmesser 2.0 mm und 1.6 mm werden in einem etablierten ECF-Tiermodell biomechanisch getestet. Die Erfassung der Parameter für Kraft und Epiphysenabrutsch erfolgt dabei direkt nach Implantation. Unter standardisierten Testbedingungen wird eine servohydraulische Testmaschine eingesetzt.

Das Ziel dieser vorliegenden Untersuchung liegt:

1. im Stabilitätsvergleich singulärer Schrauben-Implantate gegenüber dem Dreier-Kirschner-Drahtstabilisierungsverfahren als Multi-Implantat-Fixation,
2. in der Evaluation zweier unterschiedlicher Schraubendesigns und
3. in der Beschreibung des Einflusses der Implantate auf das Fixationsversagen, initiiert durch die Kasuistik.

Dieser Versuch soll als Voraussetzung für zukünftige Arbeiten dienen, die sich mit praktisch verwertbaren Belastungsempfehlungen für Patienten auseinandersetzen. Die aktuellsten Forschungsergebnisse der gängigen Literatur werden den hiesigen Ergebnissen gegenübergestellt.

3 Material und Methodik

Ein Modell porciner Femora wird für die Simulation der instabilen ECF gewählt und vier unterschiedliche In-situ-Fixierungsimplantate auf ihre stabilisierende Wirkung hin geprüft.

3.1 Implantate

Zur Anwendung kommen ausschließlich neue Implantate, die regulär über die entsprechenden Hersteller bezogen werden. Die Detailansichten und Designparameter sind den Abbildungen (Abb. 3) und der Übersichtstabelle (Tab. 2) zu entnehmen.

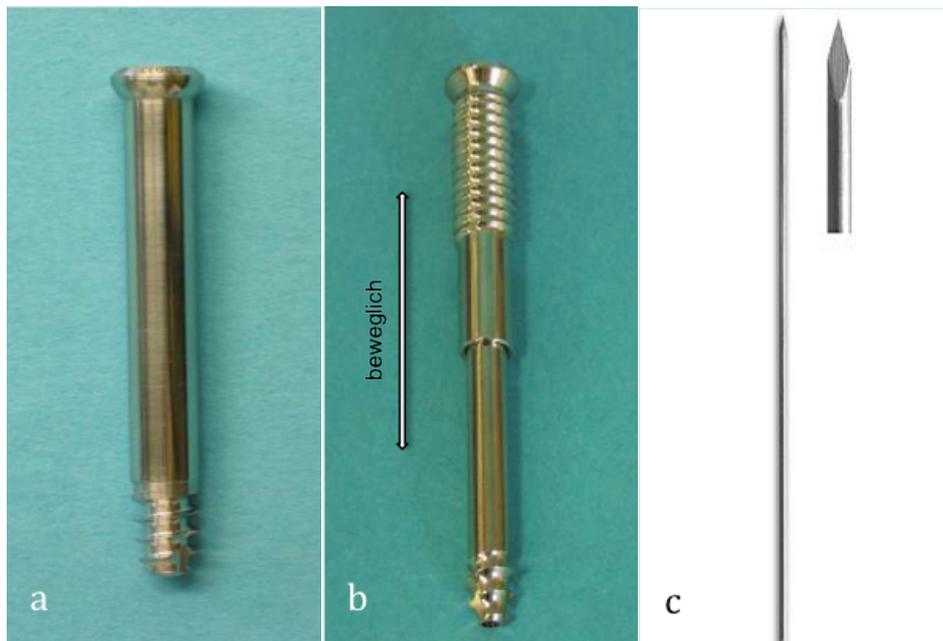


Abb. 3a bis c: Implantate

(a) SCFE Schraube. (b) Königsee-Schraube, Hülsengestaltung zur ungehinderten teleskopartigen Verlängerung (Doppelpfeil). (c) 2.0-mm Kirschner-Draht mit Detailansicht der Vierkantspitze [BF Medizintechnik 2011].

Implantat-name	SCFE Schraube	Königsee-Schraube	Kirschner-Draht	Kirschner-Draht
Hersteller GmbH©	Synthes Schweiz	Königsee Implantate Germany	BF Medizintechnik Germany	BF Medizintechnik Germany
Artikel-nummer	63 1800 F AO 1808 Schraube	D.06.732.07	33.01 20. 310	33.01 16. 310
Material	Stahl	Stahl	Stahl	Stahl
Länge	verfügbar: 45-130 mm (in 5 mm Abstufungen); verwendet: 75 mm	Teleskop-Mechanismus: 50-73 mm	310 mm	310 mm
Ø	6.5 mm	7.0 mm	2.0 mm	1.6 mm
Gewinde-länge	verfügbar: 10 mm und 20 mm; verwendet: 10 mm	16 mm	0	0
Ausführung	Gewinde selbstschneidend, rückschneidend	Gewinde selbstschneidend, 12 proximale Außenwindungen	Vierkantspitze	Vierkantspitze

Tab. 2: Designparameter der Implantate

3.1.1 SCFE Schraube

Die SCFE Schraube (Slipped Capital Femoral Epiphysis Screw System, SCFE Schraubensystem) ist eine rostfreie Edelstahl-AO-Schraube (AO, Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) der Synthes GmbH© Schweiz. Ihr kurzes Gewinde wird oberhalb der Epiphysenfuge verankert. Nach vollständigem Einführen des Gewindeglements steht die Schraube lateral-subtrochantär um 15 bis 25 mm über. Beim Wachstum kann der glatte Schraubenschaft hineingezogen und die Gleitstrecke aufgebraucht werden. Der Kopf ist rund und hat eine Imbusaufnahme. Der Schraubenschaft ist durchbohrt und bei Anwendung eines Führungsdrahtes vorteilhaft. Es wird hier keine zusätzliche Unterlegscheibe verwendet, die bei Kompressionserhöhung zum Schutz vor Einsinken des Schraubenkopfes in die Kortikalis dienen würde.

3.1.2 Königsee-Schraube

Die dynamische epiphysäre Teleskopschraube (DET) wird aus der Firma Königsee (Königsee Implantate GmbH©, Germany) bezogen und ist aus Stahl. Ihre Ausführungsform besitzt zwei Teilstücke und stellt eine Erweiterung des Laschenprinzips dar. Die erste Komponente, die Schraube selbst, ist ein zylindrischer Stift, der mit zwei rückschneidenden distalen Außenwindungen versehen ist. Diese kurzen Außenwindungen besitzen einen größeren Durchmesser als der Stift. Sie stehen ab und dienen der epiphysären Knochenverkeilung. Das zweite Teilstück der DET, die Gleithülse, besteht aus einem Tubus mit einem Innendurchmesser, der nur geringfügig größer als der Außendurchmesser des Schraubenstifts ist [Hell 2005]. Folglich ist der Stift, dem Teleskop-Mechanismus entsprechend, in Längsrichtung der Hülse verschiebbar (Abb. 3b). Diese Hülsegestaltung ist zur ungehinderten Schraubenverlängerung beim Wachstum vorgesehen und ermöglicht einen Gleitweg von insgesamt 23 mm. Direkt unterhalb des Schraubenkopfes ist ein Außengewinde mit zwölf kurzen Windungen angesetzt. Es fungiert als Kortikalisverankerung, sodass eine Dislokation der Hülse nicht möglich ist. Beide Teilstücke der Königssee-Schraube disponieren über eine Durchbohrung, die zur Aufnahme eines Führungsdrahtes vorgesehen ist.

3.1.3 Kirschner-Drähte

Es werden glatte Kirschner-Drähte mit zwei unterschiedlichen Durchmessern verwendet, 2.0 mm und 1.6 mm. Sie bestehen aus biokompatiblen halbstarren Stahlverbindungen und weisen eine Nickel-Legierung auf (BF Medizintechnik GmbH©, Germany). Deren Vierkantspitzen kommen einige Millimeter unterhalb der Knorpelgrenze zu liegen. Zur Verhinderung eines nachträglich postoperativen Drahtwanderns in Gelenkrichtung und zur Erleichterung einer späteren Materialentfernung werden die Kirschner-Drähte mit einem Überstand von etwa 1 bis 1.5 cm abgeschnitten. Sie werden mit dem Seidenschneider bzw. einem Drahtbieger nach kranial umgebogen und dann mit einer Flachzange um 180° gedreht, sodass die Enden nach kaudal zu liegen kommen und der lateralen Femurkortikalis bündig anliegen

[Reize 2007]. Beim Umbiegen des gespickten Drahtes ist sowohl die Gefahr der Gelenkpenetration wie auch des Herauswanderns gegeben, was eine nochmalige röntgenologische Kontrolle des Operationssitus verlangt [Reize 2007]. Ein Herauswandern der Implantate aufgrund starken Restwachstums, mit dadurch erneuter Epiphysenfugeninstabilität bei noch offenen Wachstumsfugen, kann bei zu kurz inserierten Drähten drohen. Das hat zur Folge, dass eine erneute Spickung notwendig wird [Arnold 2002].

3.2 Die Präparate

Die Versuchsreihe stützt sich auf 40 proximale, skeletal unreife Schweinefemora. Das Alter der Tiere liegt zwischen 9 und 12 Monaten und das Durchschnittsgewicht zwischen 100 ± 20 kg. Eine offene Wachstumsplatte kann als klare Epiphysenlinie durch den gesamten Femurkopf röntgenologisch nachgewiesen werden (Abb. 4b).

3.2.1 Konservierung und Vorbereitung der Präparate

Es werden vier randomisierte Testgruppen mit jeweils 10 Schweinefemora gebildet. Die Zugehörigkeit zu der jeweiligen Gruppe wird zufällig ermittelt [Huber-Wagner 2002]. Die frischen Femora werden in doppelten vakuumverschlossenen Plastikbehältnissen bis zum Testungstermin bei einer Temperatur von -28°C tiefgefroren. Bei konstanten 6°C tauen die Proben über acht Stunden auf. Die den Belastungsexperimenten vorausgehende Vorbereitung erfolgt bei Zimmertemperatur. Um einer Knochen-austrocknung vorzubeugen, wird die Präparatoberfläche während des gesamten Arbeitsvorgangs stets mit 0.9%iger Natriumchlorid-Lösung feucht gehalten. Alle Weich- und Knorpelanteile, einschließlich der Bänder und Kapseln, werden bis auf das Perichondrium vollständig entfernt und der freigelegte Femurschaft transversal auf 170 mm distal vom Trochanter minor gekürzt. Zur stabilen Einbettung der Knochendiaphyse folgt der Guss von Töpfen in $150 \times 150 \times 180$ mm großen Metallzylindern. Der Eingussbereich beläuft sich auf einen Durchmesser von 100 mm.

Mittels Laborstativs mittig und senkrecht zur Erdoberfläche justierend, steht das kaudale Ende des Femurs mit dem Topfboden in Kontakt (Abb. 4a). Die Krümmung des Adam'schen Bogens nimmt eine der Hüftgelenksanatomie entsprechende Richtung ein. Diese neutrale Stellung ermöglicht die maximale Ausschöpfung der Kontaktfläche und eine gleichmäßige Kraftverteilung [Segal 2006]. Als Einbettmedium dient das handelsübliche Polymethylmethacrylat (PMMA, Technovit ® 3040, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland), ein aus zwei Komponenten bestehender schnell härtender Kunststoff. Die Mischung des Acrylpulvers mit dem Monomer im Verhältnis von 1:1 erfolgt hierfür in einem separaten Messbecher. Zur vollständigen Aushärtung des Acryls, das den Testtopf bis zum Oberrand ausfüllt, kommt es nach 30 Minuten.

Im Gegensatz zu vorangehenden Studien wird kein epiphysärer Keil zur Simulation der instabilen ECF reseziert [Kishan 2006, Miyanji 2008]. Die Femurepiphyse wird anatomiegerecht mit Hilfe einer Gigli-Drahtsäge (Zepf medical instruments GmbH©, Germany) präpariert. Auf eine präzise Femurkopfdissektion wird geachtet und eine Knochendestruktion ausgeschlossen.

Es finden, zwecks Vergleiches der einzelnen Implantatversorgungen, keine Nativtestungen der Femora statt. Sämtliche Implantatinsertionen werden von dem gleichen Chirurgen durchgeführt.

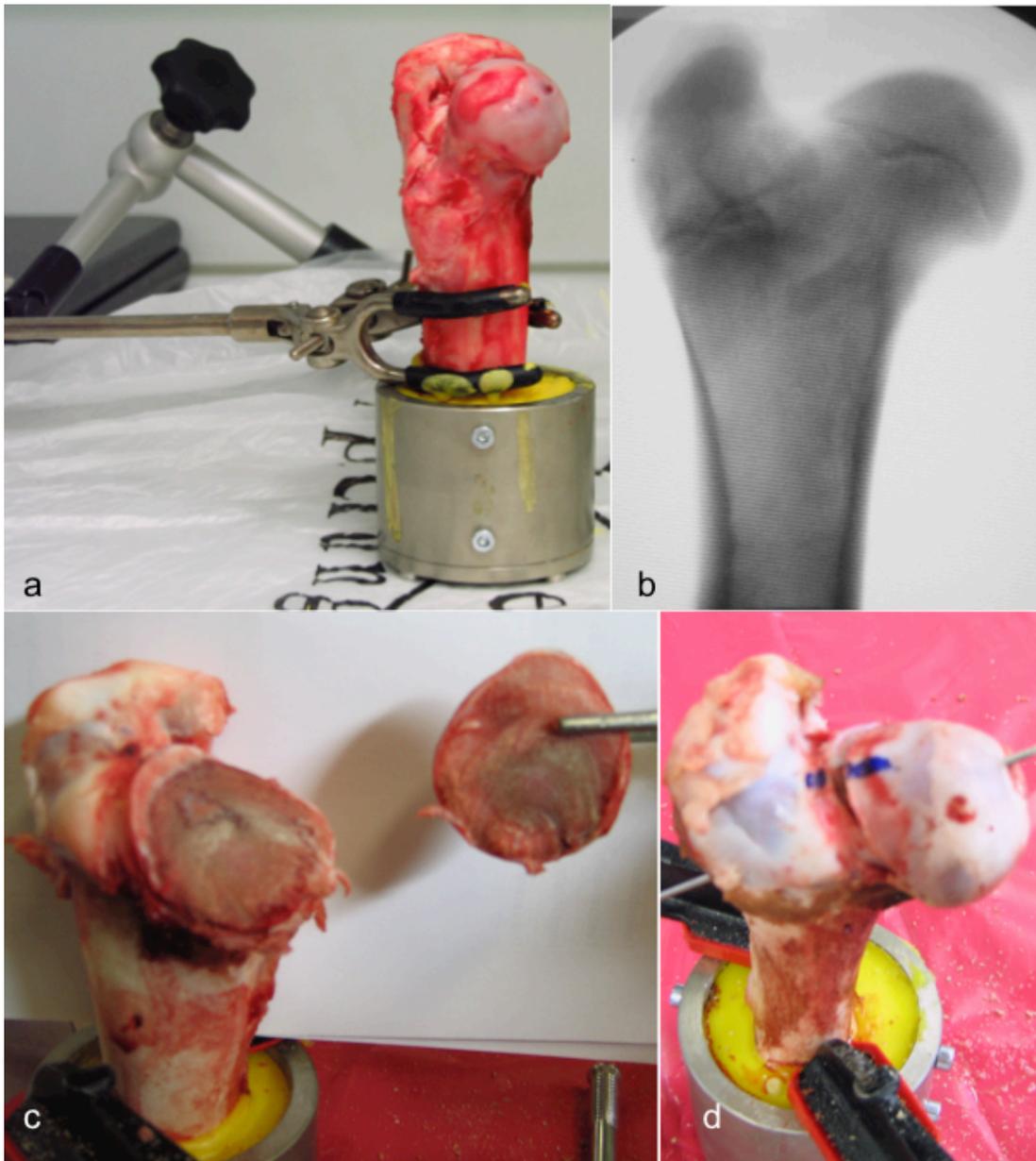


Abb. 4a bis d: Präparatvorbereitung

(a) Einbettung der kaudalen Schweinefemurenden in Acrylgusstöpfe. (b) Fluoroskopisch eruierbare Epiphysenlinie (c) Abtragung der Femurepiphyse entlang der Epiphysenfuge mittels Gigli-Säge. (d) Reponierung der Epiphyse durch Insertion eines retrograden Kirschner-Drahtes.

3.2.2 Schraubeninsertion

Zur primären Reponierung der abgetragenen Hüftkopfepiphyse und zur anschließenden präzisen Platzierung der Implantate dient in den beiden Schraubengruppen ein Kirschner-Draht als temporärer Pilotdraht. Dieser glatte und ohne Ansätze beschaffene Spickdraht mit einem Durchmesser von 1.8 mm wird mittels Manipulator retrograd senkrecht zur Epiphysenfugenfläche vorgetrieben (Abb. 4d).

In der ersten Gruppe wird der Kirschner-Draht mit der durchbohrten SCFE Schraube (Synthes GmbH©, Schweiz), in der zweiten Versuchsreihe mit der dynamischen Königsee-Teleskopschraube (Königsee Implantate GmbH©, Germany) überbohrt. Dabei werden die Implantate nach einer manuellen Vorinsertion bis zur definitiven Insertionstiefe unter Bohreinsatz eingeschraubt und ein Knochen-Implantat-Abstand von größer als 2.5 mm angestrebt. Dieser relative Abstand zur subchondralen Sklerosierungslinie des Knochens wird unter fluoroskopischer Kontrolle in zwei Ebenen abgeschätzt [Stambough 1986]. Bei der abschließenden Dokumentation wird die zentrale Schraubenlage unter Beachtung folgender Kriterien verifiziert: Die Implantate sollen orthogonal zur Epiphysenfugenbasis stehen, die Gewindegänge werden vollständig und allein in der Epiphyse verankert, das Gewinde tangiert nicht die Wachstumsfuge, während der Schraubenkopf lateral-subtrochantär herausragt. Ferner wird sorgfältig darauf geachtet, dass keine Schraube den Femurkopf penetriert. In den vorliegenden Versuchsreihen steht, durch das heterogene Kaliber der porcinen Femora bedingt, der Schraubenkragen an der lateralen Femurseite sowohl beim AO- als auch beim Königsee-Implantat bis zu 10 mm über (Abb. 5). Der retrograde, initial inserierte Pilotdraht kann nach korrekter Implantatpositionierung herausgezogen werden.

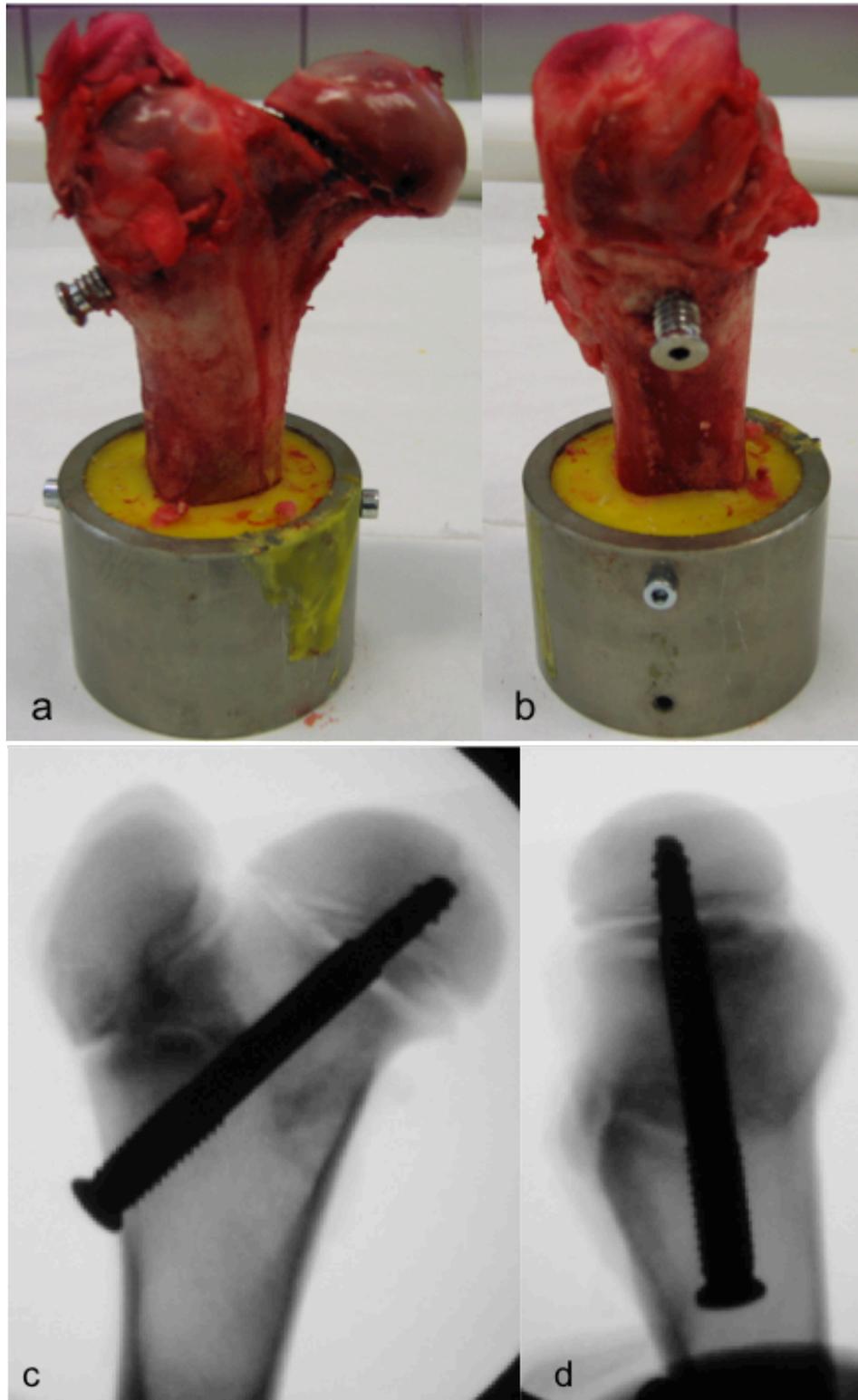


Abb. 5a bis d: Schraubenlage

Femurimplantatkonstrukt mit dynamisch teleskopierender Königssee-Schraube in (a) Seit- und (b) Hinteransicht. (c) A.p.-Kontrollröntgenbild, (d) Seitenaufnahme des Knochen-Implantatkonstruktes vor der biomechanischen Testung mit korrekter Schraubenlage: Durch die Schenkelhalsmitte, diagonal zum Schenkelhals verlaufend, die Wachstumsfugenbasis im rechten Winkel kreuzend.

3.2.3 Kirschner-Drahtinsertion

In den anderen beiden Versuchsreihen werden jeweils drei Kirschner-Drähte verwendet. Die dritte Gruppe umfasst die K-Drähte mit einem Durchmesser von 2.0 mm, die Vierte mit einem Durchmesser von 1.6 mm.

Der erste Kirschner-Draht wird subtrochantär in den Schenkelhals vorgetrieben. Das weitere Vorbohren, Durchbohren der Fuge sowie Einbohren des Drahtes in die Epiphyse erfolgt in kleinen Schritten. Eine Perforation der Gelenksfläche des proximalen Femurs kann durch fluoroskopische Bildkontrollen überprüfend vermieden werden. Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen geben keinen zuverlässigen Aufschluss über die korrekte intraossäre Lage. Ein in der Projektion sicher intraossär subchondral liegendes Implantat wird möglicherweise intraoperativ erst durch das Wegdrehen der verdeckenden Hüftkopfanteile als intraartikulär enttarnt [Reize 2007]. Die Fluoroskopie lässt die sorgfältige standardisierte Implantatplatzierung zu und dient gleichermaßen dem Ausschluss der Verbiegung der halbstarren Stahldrähte beim Vorschieben. Die Verbiegungsexposition mit ggf. extraossärer Drahtlage beim intraoperativen Vorschieben ist bekannt [Strong 1996, Exner 2002, Reize 2007].

In gleicher Technik erfolgt das Einbringen der zwei weiteren Drähte. Die drei K-Drähte verlaufen in Längsrichtung des Schenkelhalses und senkrecht zur Epiphysenfuge. Sie verteilen sich gleichmäßig fächerförmig über dem Querschnitt des Hüftkopfes, sodass sich ein gleichschenkliges Dreieck bildet. Die distalen Drahtenden ragen circa 150 mm frei heraus und werden hierhin weder umgebogen noch gedreht (Abb. 6).

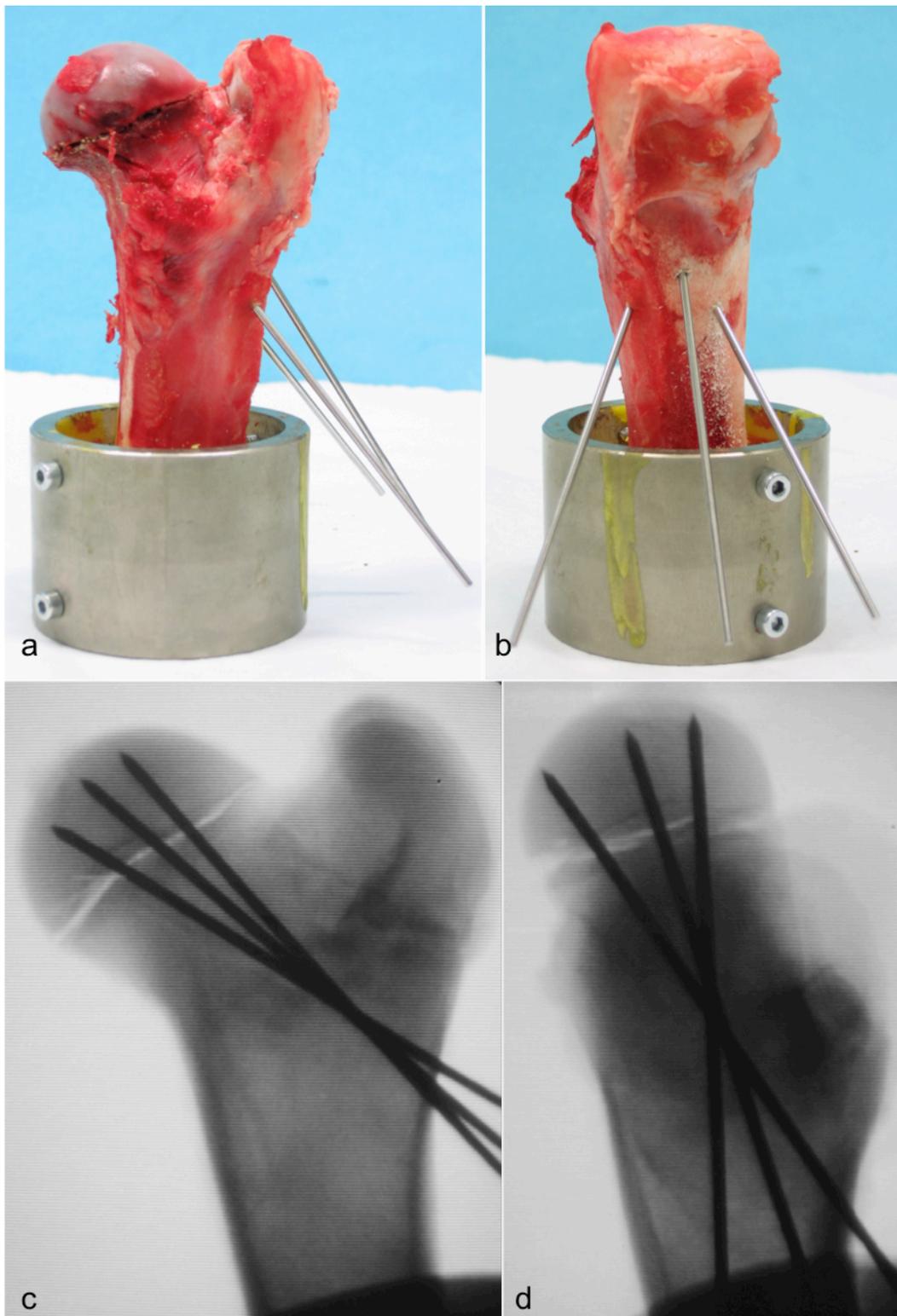


Abb. 6a bis d: Kirschner-Drahtfixierung

Femurimplantatkonstrukt mit drei 2.0-mm Kirschner-Drähten in (a) Seit- und (b) Hinteransicht. (c), (d) Die Röntgenbildverstärkerkontrollen verdeutlichen die fächerförmige Implantatanordnung. Die Drahtspitzen kommen einige Millimeter unterhalb der Knorpelgrenze zu liegen, die distalen Drahtenden ragen frei heraus.

3.3 Versuchsaufbau und -ablauf

Der verwendete Prüfaufbau dient der Steifigkeitstestung der vier Implantate. Die Femora werden zu diesem Zwecke vertikal in der gängigen servohydraulischen Testmaschine platziert. Bei dieser Testmaschine handelt es sich um eine computergesteuerte uniaxiale Materialprüfmaschine (858 MTS Bionix II, MTS, MN, USA), die eine elektronische Mess- und Regeleinheit enthält. Die Simulation des Acetabulums erfolgt mit einem konvexen Epoxid-Modell ($\varnothing = 46 \text{ mm}$), sodass sich die Kraft auf eine Fläche von 17 cm^2 verteilt. Diese Kraftachse verläuft in die physiologisch relevante axiale Richtung. Zug- bzw. Torsionskräfte werden nicht appliziert.

Unter Bezugnahme vorausgegangener Literatur verläuft das gestartete Programm in drei Phasen (Abb. 7):

1. wird mit einer initialen Kraft von 100 N eingeleitet [Litchman 1984].
2. eine dislokationskontrollierte Belastung bis hin zum Fixationsversagen ausgeübt [Upasani 2006, Kishan 2006, Miyanji 2008]. Die Geschwindigkeit bemisst sich auf 0.5 mm/s,
3. es erfolgt die Rückführung der Traverse zum Ausgangspunkt und die Abspeicherung der gemessenen Daten.

Die Messdauer liegt bei 60 bis 100 s.

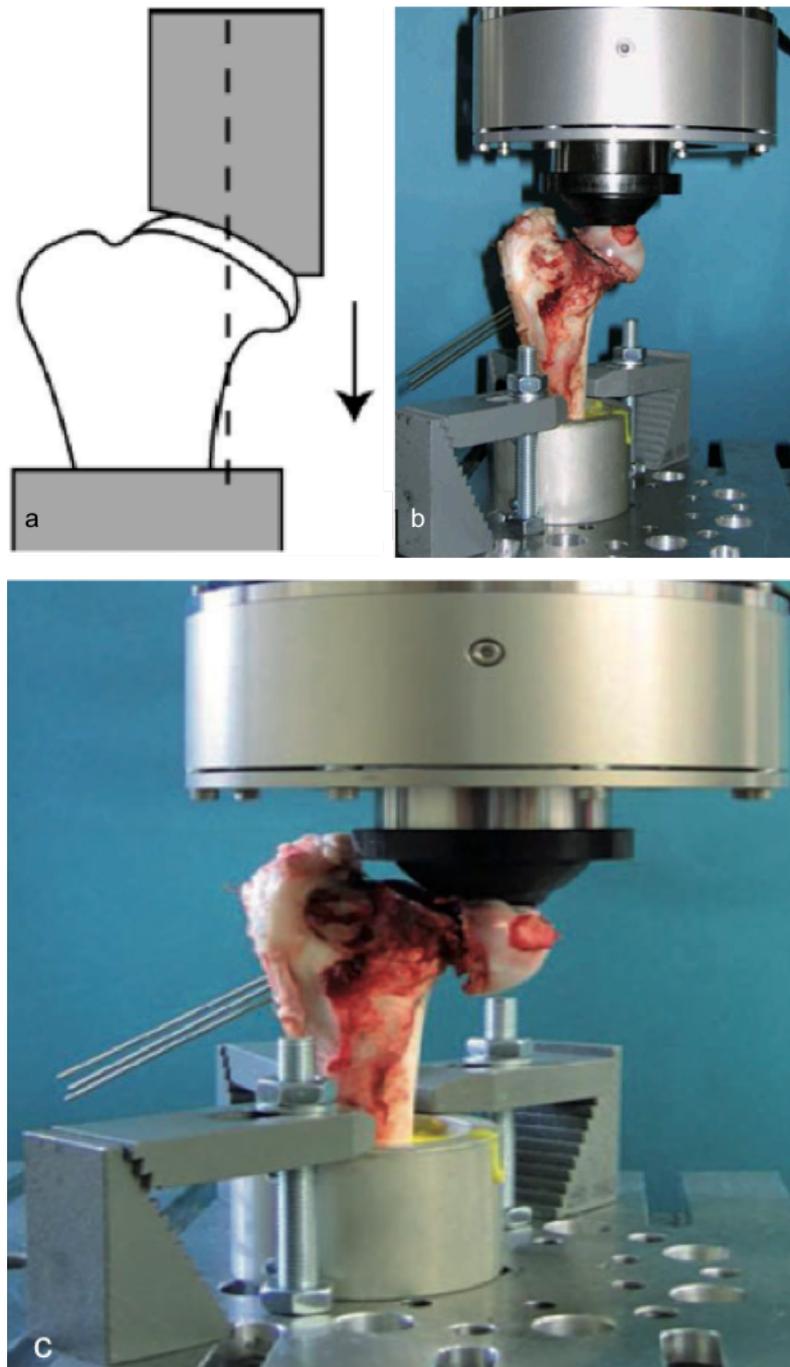


Abb. 7a bis c: Testprinzip und Versuchsablauf

(a) Schematische Darstellung der mechanischen Femurbelastung mit axial applizierter Kraft (Pfeil) [Miyajima 2008]. (b) ECF-Femurmodell vor Kraffteinleitung in der computergesteuerten uniaxialen Testmaschine (858 MTS Bionix II, MTS, MN, USA). (c) Eine axial gerichtete Kraft wird eingeleitet und bis zum Fixationsversagen kontinuierlich gesteigert.

3.4 Auswertung

3.4.1 Messparameter

Als Belastung wird hier die applizierte Kraft, die axial auf den Femur wirkt, bezeichnet [Baumgart 2000]. Die Daten für diese Kraft in Newton (N) und für den Abrutschweg der Epiphyse in Millimetern (mm) werden während des Tests simultan aufgezeichnet. Die Messfrequenz beträgt 10 Hertz (Hz). Dabei werden für die jeweiligen Femurimplantatkonstrukte die erforderlichen Kräfte für den 1-, 2-, 3-, 4- und 5-mm Epiphysenabrutsch evaluiert. Des Weiteren werden die maximale Kraft während des Fixationsversagens und der maximal zurückgelegte Epiphysenabrutsch, bei maximal applizierter Kraft, festgehalten. Beide ausgewählten Messparameter – Abrutschweg und Kraft – besitzen die größtmögliche Aussagekraft bezüglich der Steifigkeit. Die Steifigkeit in N/mm ist ein direktes Maß für die Rigidität. Die Rigidität bezeichnet die Eigenschaft eines Körpers, einwirkenden Belastungen Widerstand entgegenzusetzen [Baumgart 2000]. Sie wird als die Steigung im linearen Bereich der Kraft-Epiphysenabrutsch-Kurve definiert und ergibt sich somit aus dem Quotienten der applizierten Kraft und des zurückgelegten Epiphysenabrutsches.

3.4.2 Fixationsversagen

Es werden drei Fixationsversagenskriterien aufgestellt, die alternativ gelten:

1. ein Versagen des Implantates in Form von Implantatbrüchen
2. eine Fraktur des Femurkopfes bzw. Schenkelhalses
3. der axiale Abrutsch der Epiphyse vom metaphysären Schenkelhals von mehr als 8 mm aus der anatomischen Position.

Die Testkörper werden nach der Testung makroskopisch und mittels Röntgenbildern auf das Vorliegen von Frakturzeichen hin untersucht. Nach Metallentfernung wird auf eventuell eingetretene Implantatschäden geachtet.

3.4.3 Statistische Methoden

Die gemessenen Rohdaten werden zur weiteren Auswertung in das Excel-Format (Excel® 2000, Microsoft, Redmond, WA, USA) übertragen. Die Ermittlung der Mittelwerte (MW) mit Standardabweichungen (SD) für jede randomisierte Testgruppe von 10 Femora erfolgt in Bezug auf folgende Parameter: Maximalkraft bis zum Versagen der Implantate, die erforderliche Kraft für den 1, 2, 3, 4 und 5 mm-Abrutsch der Epiphyse aus der anatomischen Position, Maximaldislokation und Steifigkeit. In Form einer deskriptiven Statistik werden alle Werte erfasst (Tab. 3). Die Daten werden auf Normalverteilung und auf gleiche Varianz hin analysiert. Das handelsübliche SPSS®-Programm (Version 15.0, SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA) unterstützt hierbei die Auswertung. Zur Durchführung des statistischen Vergleichs der vier Gruppen dient der Varianzanalysetest „one way analysis of variance“ (ANOVA) mit Messwiederholungen für unabhängige Stichproben und eine Post-hoc-Analyse nach Bonferroni für Vergleiche zwischen den verschiedenen ECF-Implantaten. Das Signifikanzniveau wird auf $p = 0.05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

Unter Anlehnung an die bereits in vorherigen Studien dokumentierten, reproduzierbaren Tiermodelle wird in allen 40 Proben eine instabile ECF geschaffen [Upasani 2006, Dragoni 2012]. Mittels servohydraulischer Testmaschine steht der biomechanische Vergleich von vier gängigen Implantaten im Vordergrund: die SCFE Schraube, die Königsee-Schraube, je drei 2.0-mm sowie je drei 1.6-mm durchmessende Kirschner-Drähte. Die ermittelten Ergebnisse sind tabellarisch und graphisch dargestellt worden. Tab. 3 erfasst die Mittelwerte der applizierten Maximalkraft bis zum Versagen hin sowie den maximalen Epiphysenabrutsch. Zudem liefert die Abb. 8 für jede Implantatgruppe die durchschnittlichen Kraftwerte für den jeweiligen Epiphysenabrutsch in Millimeterabständen, angefangen von einer Abrutschstrecke von 1 mm bis einschließlich 8 mm. Dieser Graphik ist ebenfalls die Maximalkraft bis zum Fixationsversagen zu entnehmen.

	MW	SD	p-Werte		
			SCFE	2.0-mm KD	1.6-mm KD
Maximalkraft (N)					
Königsee	3630.3	1083.2	1.00	0.04	0.74
SCFE	3537.9	750.3		0.02	1.00
2.0-mm KD	4775.6	1068.6			0.00
1.6-mm KD	2998.8	573.8			
Maximalabrutsch (mm)					
Königsee	4,9	1,1	1.00	1.00	0.06
SCFE	5,2	1,1		1.00	0.21
2.0-mm KD	5,1	1,1			0.15
1.6-mm KD	6,5	1,7			

Tab. 3: Überblick der Messergebnisse

Für jede Gruppe werden die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) für die Maximalkraft und den Maximalabrutsch ermittelt. Die Angaben statistisch signifikanter Werte erfolgen in *Fettkursiv-Schrift*. Königsee = Königsee-Schraube, SCFE = SCFE Schraube, KD = Kirschner-Draht.

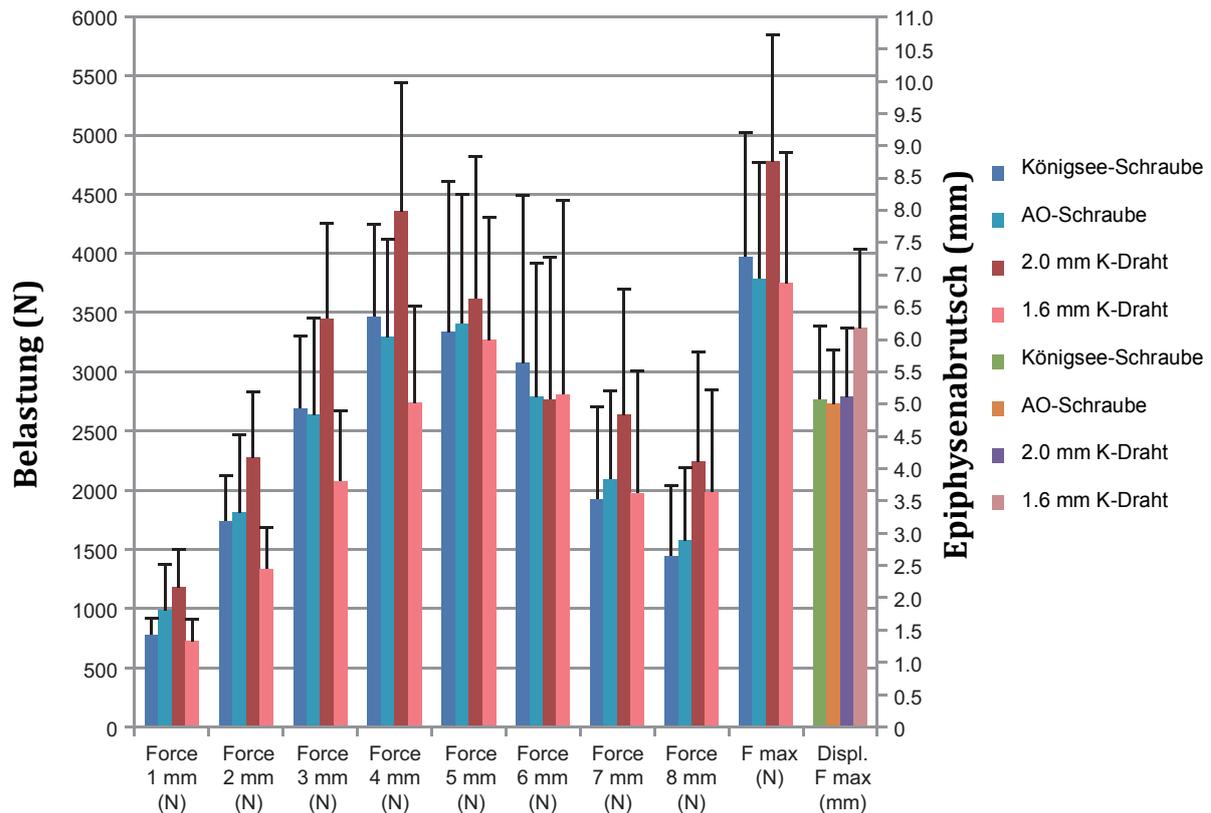


Abb.8: Graphische Ergebnisdarstellung

Durchschnittliche Belastungswerte für die einzelnen Epiphysenabrutschstufen (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 und 8 mm) und die Maximalkraft bis zum Fixationsversagen (F max). F = Kraft, Disl. = Dislokation.

4.1 Gruppenergebnisse

4.1.1 Versagenskraft

Die Durchschnittswerte für die Versagenskraft liegen zwischen 3584.1 ± 908.2 N für die Schrauben und zwischen 3887.2 ± 1235.9 N für die Kirschner-Drähte. Die Unterschiede machen keine statistische Signifikanz aus. Tendenziell sind im Gesamtexperiment die höchsten Versagenskraftwerte der 2.0-mm K-Drahtgruppe zuzuordnen. Die Königsee-Schraubengruppe und darauf folgend die SCFE Schraubenfixation weisen ähnliche Mittelwerte auf, wohingegen die niedrigste Kraft zum Fixationsversagen die 1.6-mm Spickdrähte benötigen.

4.1.2 Maximalkraft

Die Fixation mit 2.0-mm KD ergibt die höchste durchschnittliche Maximalkraft. Der Unterschied zu den anderen drei getesteten Fixationen ist statistisch signifikant ($p < 0.05$). Die beiden Schraubengruppen differenzieren nur geringfügig bezüglich der durchschnittlichen axialen Maximalkraft. Dieser Unterschied ist statistisch nicht signifikant ($p > 0.05$). Die niedrigste Kraft wird in der Gruppe der 1.6-mm Spickdrähte beobachtet.

Bei Betrachtung des gesamten Kraft-Weg-Diagramms fällt auf, dass bis zu einem Epiphysenabrutsch von 4 mm die mittlere Kraft in allen Gruppen zunimmt. Ab einem Epiphysenabrutsch von 4 mm nimmt die Kraft in der Gruppe der Königsee-Schraube und der 2.0-mm K-Drähte ab, während die Kraft der SCFE Schraubengruppe und der 1.6-mm K-Drähte leicht ansteigt.

4.1.3 Epiphysenabrutsch

Für die während der Kraftapplikation zurückgelegte Abrutschstrecke der Epiphyse bietet sich vorliegendes Rangfolgenbild: Den längsten Abrutschweg bei maximalem Kraftaufwand zeigen die 1.6-mm Kirschner-Drähte, indes das Signifikanzniveau bei $p < 0.05$ liegt. Die Werte der SCFE Schraube und der 2.0-mm K-Drähte liegen relativ nahe beieinander. Der geringste Epiphysenabrutsch ist bei der Königsee-Implantatenreihe zu verzeichnen.

4.1.4 Steifigkeit

Die Auswertung der Steifigkeit wird für alle Testkörper vorgenommen. Für die Maximalkraft können ähnliche Werte in gleicher Rangfolge verzeichnet werden. Die 2.0-mm K-Drähte zeigen den stabilsten Effekt mit 984.5 ± 328.1 N/mm, während in der Königsee-Schraubengruppe Werte von 757.3 ± 226.8 N/mm und in der SCFE

Schraubengruppe von 703.2 ± 182.6 N/mm aufgezeichnet werden. Bei den 1.6-mm KD stellt sich die Steifigkeit auf 509.3 ± 202.9 N/mm ein, womit für diese Gruppe die schwächsten Werte vorliegen. Im Durchschnitt liegt die absolute Steifigkeit der Kirschner-Drahtfixierungen bei 746.8 ± 360.5 N/mm. Der Unterschied zwischen diesen beiden Gruppen kann mit $p < 0.001$ als deutlich signifikant festgehalten werden. Der Mittelwert der Schrauben berechnet sich auf 730.3 ± 202.3 N/mm, ohne dass ein Signifikanzniveau erreicht wird. Insgesamt steigt bei allen Implantaten die Steifigkeitskurve bis zur Epiphysenabrutschstufe von 4 mm an. In den KD-Gruppen fällt diese Steifigkeitskurve ab jener Stufe, während sie bei den anderen beiden Gruppen ab 5 mm fällt.

4.2 Gruppenvergleiche

4.2.1 Vergleich der Schrauben

Die Ergebnisse der beiden Schraubengruppen vergleichend, weisen sowohl die Versagenskräfte als auch die Steifigkeitswerte keine Signifikanz auf. Geringfügig steifer zeigt sich die Teleskopschraube. Für den Abrutsch der Hüftkopfepiphysen bei Maximalkraft werden bei beiden singulären Implantaten nahezu gleiche Werte festgehalten. Ebenfalls ähneln die Werte der mittleren generierten Kraft für die einzelnen Epiphysenabrutschstufen bei 1, 2, 3, 4 und 5 mm.

4.2.2 Vergleich der Kirschner-Drähte

Bezüglich der beiden Kirschner-Drahtgruppen ist die Gruppe der 1.6-mm KD weniger belastbar. Es ist eine wesentlich geringere Kraft erforderlich, um ein Epiphysenabrutsch zu erzielen. In der anderen KD-Gruppe hingegen kann eine höhere Durchschnittskraft appliziert werden. Beim Vergleich der absoluten Steifigkeitswerte der beiden Drahtgruppen fällt die signifikante Veränderung auf. Zu allen Abrutschstufen liegt die Steifigkeit der 2.0-mm KD-Konstrukte deutlich über der, der Femora, bei denen die dünneren Drahtimplantate eingesetzt werden. Mit einem errechneten p-Wert von < 0.05

wird die 2.0-mm KD-Fixierung schlussfolgernd als der steifste Verbund bezeichnet. Ebenso ist ersichtlich, dass die 1.6-mm Spickdrahtfixation nur halb so steif gegenüber jener KD-Gruppe ist. Der größte Epiphysenabrutsch bei maximalem Kraftaufwand liegt mit 6.5 ± 1.7 mm bei den 1.6-mm K-Drähten und registriert die Signifikanzhöhe ($p < 0.05$). Der Epiphysenabrutsch bei maximaler Kraft der 2.0-mm K-Drähte ist vergleichbar mit dem der beiden Schraubenreihen.

4.2.3 Vergleich der Kirschner-Draht- und Schraubengruppen

Die vier Testgruppen überblickend, versagt die Gruppe der 1.6-mm K-Drähte bei deutlich niedrigeren Kraftwerten als die anderen drei Gruppen. Sie ist bezüglich ihrer Steifigkeit den anderen Implantaten statistisch signifikant unterlegen. Die Serie der 2.0-mm K-Drähte zeigt durchweg die höchsten Absolutwerte für die Maximalkraft sowie für die Steifigkeit. Es kann nachgewiesen werden, dass drei 2.0-mm durchmessende K-Drähte in der Lage sind, die gleiche stabilisierende Wirkung wie die Teleskop- oder SCFE Schraube zu entfalten. Signifikante Unterscheidungen zwischen den Schraubengruppen sind nicht zu verzeichnen. Zwischen der Multi-Implantat- und der Schraubenfixation werden ebenfalls keine weiteren Unterschiede im Signifikanzniveau beobachtet.

4.3 Fixationsversagen

Das Fixationsversagen ist in allen Gruppen durch Femurhalsfrakturen mit Implantatdislokation in mediokaudaler Richtung sowie knöchernen Implantatausrissen charakterisiert. Das proximale Femurhalsfragment wird in Richtung der resultierenden Kraft varisierend disloziert und die Schraube durch die nachgebende Knochensubstanz aus ihrer ursprünglichen Position verlagert. Während der Schraubenschaft nach mediokaudal migriert, behält der subtrochantär herausragende Schraubenkopf am lateralen Femurschaft mit nur geringer Auslockerung seine Ausgangsposition bei.

Die KD sind in allen Testkörpern nach Testende verformt. Die distal herausragenden Drahtenden bewahren ihre initiale Lage. In allen Gruppen scheinen die Knochenaustrisse dem osteonalen Faserverlauf des Adam'schen Bogens zu folgen. Überdies wird kein Implantatbruch, sowie keine Femurschaft- bzw. Kopffraktur konstatiert.

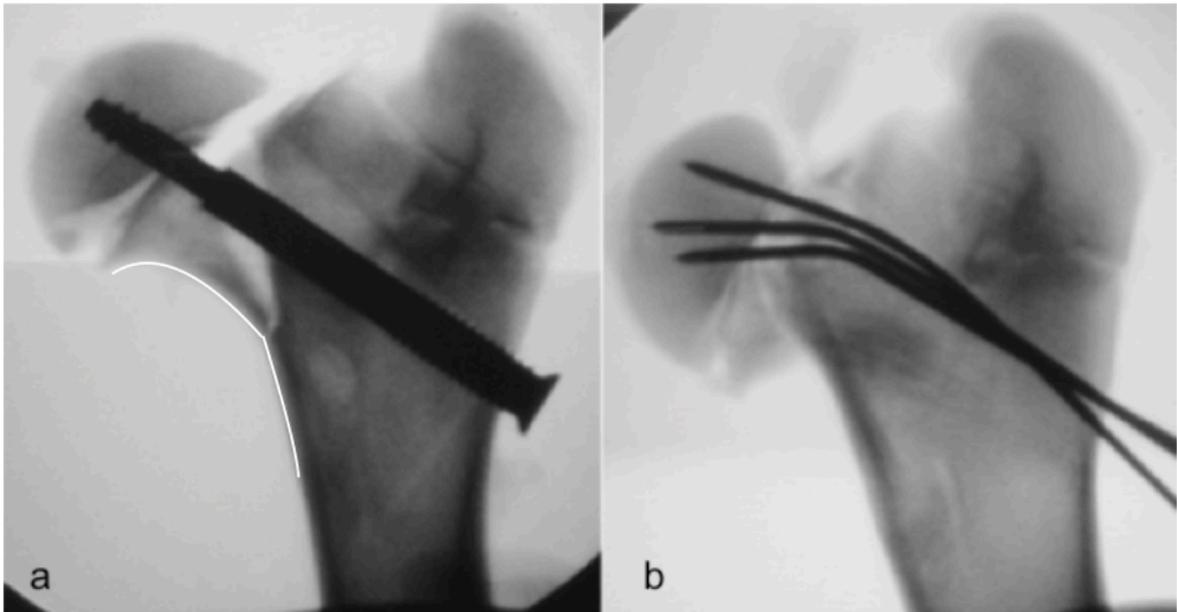


Abb. 9a bis b: Fixationsversagen

(a) Schraubendislokation in a.p.-Projektion exemplarisch für die DET-Schraube mit Bruch im Adam'schen Bogenbereich. (b) Kirschner-Draht-Verformung.

5 Diskussion

Die Behandlung der Epiphyseolysis capitis femoris erfolgt operativ [Zilkens 2010]. Leitlinienempfehlungen zum Implantatdesign sind nicht existent. Zur In-situ-Fixierung der gering abgerutschten Epiphyse haben sich überwiegend Schrauben und Kirschner-Drähte als gängige und klinisch gut untersuchte Versorgungsverfahren durchgesetzt. Die vorliegende Studie zeigt, dass vier kommerziell erhältliche Implantate hinsichtlich ihrer biomechanischen Stabilität differieren. Zudem liefert die Arbeit Daten zu unterschiedlichen Schraubendesigns, zu Aspekten der Implantatanzahlvariierung – der Singulär- versus Multi-Implantat-Fixation – und zu der Art des Fixationsversagens. In der Literaturrecherche fand sich keine Analyse, die einen solchen Vergleich für die instabile ECF in einem Tiermodell bewertet.

5.1 Methodendiskussion

5.1.1 Biomechanisches Modell

Kein Modell kann eine humane ECF in vivo adäquat reproduzieren [Upasani 2006]. Das Schwein fungiert als das häufigste angewandte Tiermodell für pädiatrisch orthopädische Hüftpathologien [Dragoni 2012]. Zur möglichst genauen Simulierung der anatomischen Gegebenheiten im Insertionsgebiet und angesichts experimenteller Bewährung in Fixationsstudien zur ECF-Therapie, werden porcine Jungtiere gewählt [Upasani 2006, Miyanji 2008, Dragoni 2012].

Vorausgegangene Studien haben gezeigt, dass die proximalen Schweinefemora offene Epiphysenfugen besitzen [Kishan 2006, Upasani 2006]. Sie sind als klare Linien fluoroskopisch darzustellen. Mit der homogenen Spongiosatrabekulierung und der relativ dünnen kortikalen Knochenschicht weisen die Präparate den humanen Adoleszentenfemora literaturgemäß ähnliche mechanische Steifigkeitswerte auf [Speer 1982, Ipsen 2002]. Auch der histologische Aufbau und die Epiphysenfugengröße sind vergleichbar, insbesondere mit einjährigen Schweinefemora [Ipsen 2002, Dragoni 2012]. Obgleich anhand der vorgestellten Daten keine sichere Aussage über den

Einfluss der Knochenqualität auf die Stabilität gemacht werden kann, sind die biomechanischen Eigenschaften dieses Modells relativ einheitlich [Speer 1982]. Das Einfrieren und Auftauen der Proben verursachen keine signifikanten Änderungen des Belastungsverhaltens, sowie des Versagensmechanismus [Pelker 1984]. Mit porcinen Knochenmodellen ist des Weiteren die Möglichkeit der Verwendung einer statistisch aussagekräftigen Quantität gegeben.

5.1.2 Modelle der Epiphyseolysis capitis femoris

Für die Erprobung therapeutischer Interventionen werden in der Literatur verschiedene ECF-Modelle beschrieben. Zunächst analysieren Kruger et al. (1990) die biomechanische ECF-Fixierungsstabilität am Hundemodell. In einer Testmaschine erfolgt, nach Femurschaftsbeanspruchung intakter Femora, die Krafteinleitung in anteroposteriore Richtung. Dies führt zu akuten und kompletten Epiphysenfugenfrakturen. Early et al. (2001), Karol et al. (1991) sowie Kibiloski et al. (1994) bedienen sich eines ähnlichen Modells. In einer servohydraulischen Testmaschine werden bovine intakte Femora parallel zur Epiphysenfuge belastet. Es resultiert keine komplette Epiphysenfugenfraktur, sondern ein Abscheren der Epiphyse entlang der Wachstumsfuge. Die Kraftwerte dieses Modells sind mit den hier gewonnenen Daten vergleichbar. Statt einer lediglichen Epiphysenabscherung werden von Upasani et al. (2006), wie auch in der vorliegenden Studie die Epiphyse direkt abgetragen. Kishan et al. (2006) und Miyanji et al. (2008) resezieren sogar einen 30°-Winkelkeil aus dem Schenkelhals, sodass der Femurkopf retrovertiert. Mit dem Absetzen dieses Knochenkeils besteht eine höhergradige Instabilität und eine nicht typische Epiphysenposition. Folglich ist eine bis zu einem Drittel geringere Frakturkraft erforderlich [Kishan 2006, Miyanji 2008]. Das an dieser Stelle herangezogene Modell stellt eher eine instabile, als eine stabile ECF dar. Die chronische stabile ECF kann durch die naturgemäße Regeneration eine spontane Selbstlimitierung zeigen [Engelhardt 1994]. Abstützung und Stabilisierung der abrutschenden Epiphyse werden durch die Verknöcherung der Fuge, durch das dorsale Anstoßen der Kopfkalotte und durch die Ossifikation des fibrocartilaginären Ringes am Schenkelhals bewirkt [Chung 1976, Engelhardt 1994, Hell 2005]. Dieses geometrische biochemische Konstrukt im

Labor nachzuahmen, ist nicht möglich. Das Implantatsetting in der chronischen ECF ist häufig schwierig. Es erlaubt die Positionierung von nur einer Schraube und geht ferner mit therapeutischen Osteotomien einher [Aronsson 2006, Gholve 2009]. Die hier vollzogene biomechanische Untersuchung erfolgt unmittelbar nach Implantation. Das biologische Einheilungsverhalten in vivo, mit stattfindenden komplexen Umbauprozessen des Implantat-Knochen-Verbundes, wird nicht betrachtet. Daher spiegelt die durchgeführte Momentaufnahme am ehesten die frühe postoperative Situation wider.

In der biomechanischen Testung folgt nach der Epiphysendisektion und -fixation eine dislokationskontrollierte axiale Kraftapplikation ohne Relaxationspausen. Die eingeleiteten Kräfte im Belastungsmodell sind mit der physiologischen Hüftgelenksbelastung bei Alltagsaktivitäten vergleichbar groß [Litchman 1984, Upasani 2006]. Bei Adoleszenten liegen die geschätzten Maximalbelastungen während des langsamen und schnellen Gehens bei 400 und 900 N [Kibiloski 1994, Upasani 2006]. Sich auf die hier erhobenen Ergebnisse beziehend, lassen alle aufgenommenen Implantate ohne Schwierigkeiten diese Kräfte zu. Chung et al. (1976) sowie Pritchett und Perdue (1988) untersuchen die Komplexität der beteiligten Kräfte im nativen Hüftgelenk. Sie können zeigen, dass die Eigenstabilität der angreifenden Muskeln durchaus die Kraft-Verformungskurve beeinflusst. Folglich ist die Fixation in vivo zahlreichen Kraftkomponenten ausgesetzt [Paul 1976, Kruger 1990]. Diese werden hier nicht erfasst. In dem gewählten Modell wird der physiologisch relevanteste Kraftvektor berücksichtigt [Pritchett 1988].

5.2 Resultatdiskussion

5.2.1 Einfluss der Implantatanzahl

Eine höhere Inzidenz schwerwiegender, dauerhafter Gelenksschäden wird mit der Multi-Implantat-Fixierung assoziiert [Swiontkowski 1983, Bennet 1984, Mann 1989, Blanco 1992, Stevens 1996, Rostoucher 1996, Seller 2001, Kishan 2006]. Die Wahrscheinlichkeit einer Implantatfehlplatzierung steigt auch mit der Anzahl der

Implantate [Denton 1993, Stevens 1996, de Sanctis 1996]. Bei der kugelförmigen Femurkopfform besteht die Gefahr eines überstehenden Implantates. Je nach Betrachtungsrichtung kann das Implantat fälschlicherweise durch Überlagerung – dem Withdraw-Effekt – korrekt intraossär positioniert scheinen [Moseley 1985]. Walters et al. (1980) zeigen in ihrer radiometrischen Erfassung das Auftreten eines „blind spot“, eines „blinden Flecks“, der auch mit intraoperativen a.p.- und Seitenaufnahmen nicht zu visualisieren ist. Er lässt sich aber rechnerisch und mit Computermodellen bestätigen [Bennet 1984, Riley 1990]. Ob aber die Ausweitung der Verwendung navigierter Operationsverfahren als supplementärer Therapieaufwand erforderlich ist, muss in prospektiven Untersuchungen geklärt werden.

Für die stabile ECF stellt die singuläre Schrauben-in-situ-Fixierung die Standardtherapieoption dar. Sie ist in den meisten Fällen erfolgreich und wird mit einer niedrigen Komplikationsrate und einer geringen Prävalenz eines weiteren Abrutsches assoziiert [Kishan 2006]. Im Falle der akuten instabilen ECF wird in der Literatur kontrovers diskutiert, ob eine ausreichende Stabilisierung mittels Solo-Verschraubung erreicht werden kann. Einige Autoren postulieren deren Verwendung [Aronson 1992, Ward 1992, Loder 1993, Laplaza 1995, Goodman 1996]. Aus anderen Studien geht hervor, dass insbesondere bei hoher Belastung und schwerer Adipositas eine weitere, zweite Schraube bevorzugt wird [Denton 1993, Kishan 2006, Segal 2006]. Hinsichtlich der Implantatquantität konzentrieren sich die Studien hauptsächlich auf den Vergleich der Einzel- gegenüber der Doppelschrauberversorgung [Kibiloski 1994, Karol 1991, Segal 2006]. In Analysen an Schweinemodellen kommen Kishan et al. (2006) und Snyder et al. (2006) zu dem Ergebnis, dass die Versorgung mittels zweier Schrauben eine höhere Steifigkeit aufweist als die Solitärschraubenfixierung. Unterschiedliche Schraubenpositionierungen führen dabei zu keinen signifikanten Stabilitätsunterschieden [Kishan 2006]. Karol et al. (1991) zeigen eine 33%ige Steifigkeitszunahme beim Einsatz einer zweiten Schraube. Kishan et al. (2006) kommen sogar auf 66%. Doane et al. (1990) evaluieren im Finite-Elemente-Modell an Rinderhüften, dass die Steifigkeit einer 5.5-mm durchmessenden Schraube der Steifigkeit zweier 4.5-mm Schrauben entspricht und die Fixierung mit einer zentral platzierten 7.5-mm Schraube ähnliche Steifigkeitswerte aufzeigt wie eine intakte Epiphysenfuge [Doane 1990].

Für die KD-Fixation beschreiben Arnold et al. (2002) in ihrem Kollektiv von 16 akuten ECF die ausreichende Verhinderung eines weiteren Abrutsches der Kopfeiphyse mit drei bis vier Kirschner-Drähten von 2.5-mm und 3-mm Durchmesser. Ebenfalls Seller et al. verwenden in ihren Studien, mit 29 therapeutischen (2006) und 94 prophylaktischen (2001) Interventionen, diese Anzahl an Implantaten und diese Drahtdurchmesser, während Jani et al. (1996) drei dickere, anstatt vier KD bevorzugen. Reize et al. (2007) plädieren für das Einbringen von drei bis vier mindestens 2-mm dicken KD, während Exner et al. (2002) sogar die Fixation mit nur zwei festeren KD von 3-mm Stärke favorisieren. Unterdessen wird eine gewichtsabhängige KD-Dimensionierung von Hell et al. (2005) postuliert.

Es konnte jedoch keine biomechanische Studie eruiert werden, die die Kirschner-Drähte als Multi-Implantat-Fixation mit der Schraubenversorgung vergleicht. Diese Studie konzentriert sich auf den Vergleich zweier Gruppen mit singulärer Schraubeninsertion und zweier Gruppen mit jeweils drei KD. Die beiden Schraubengruppen weisen komparable Werte für die Parameter Kraft, Epiphysenabrutsch und Steifigkeit auf. Die Stärke der KD übt einen signifikanten Einfluss auf die Stabilität aus. Einerseits kann gezeigt werden, dass die 1.6-mm Dreier-KD-Nutzung die niedrigsten Stabilitätswerte aufzeigt, andererseits stellt die 2.0-mm Dreier-KD-Fixation der Solitärschraubenfixierung eine vergleichbare Anwendungsalternative dar.

5.2.2 Einfluss des Schraubendesigns

Gegenwärtig wird für die ECF eine Vielzahl von Schraubenimplantaten und Fixationstechniken erprobt und eingesetzt. Die vorzeitige Schließung der Wachstumsfuge stellt dabei eine ethische Nutzungsproblematik dar und geht mit Änderungen der Behandlungsphilosophie einher.

Early et al. (2001) stellen in ihrer Belastungsstudie der Standard-in-situ-Schraubenfixation die Kompressionsschraube gegenüber. Die Kompression wird nach dem Zugschraubenprinzip erreicht. Die Epiphyse wird dabei mit einem gewindetragenden Anteil der Schraube fixiert. Der gewindefreie Teil überbrückt die

Epiphysenfuge. Das Schraubengewinde sitzt demnach nur in der Epiphyse. Die Schraubenlänge wird hierbei so gewählt, dass die Schraube dem lateralen Kortikalisrand anliegt [Hackenbroch 2002]. Diese Fixationsmethode wird im angloamerikanischen Sprachraum bevorzugt [Hackenbroch 2002]. Das Ergebnis der 7.0-mm Kompressionsschraube (Synthes, Paoli, PA, USA) weist eine 47%ig höhere Steifigkeit gegenüber der Standard-in-situ-Verschraubung auf. Upasani et al. (2006) fragen sich in ihren Belastungsstudien, wie das Schraubengewinde in der Epiphysenfuge verteilt werden soll. Sie empfehlen zur Stabilitätsmaximierung eine gleichmäßige Verteilung des gewindetragenden Schraubenanteils in der Epiphysenfuge.

Die Therapie mit diesen Implantaten geht mit dem Risiko des vorzeitigen Fugenverschlusses einher [Kumm 2000]. Zur Verhinderung des Epiphyseodeseffektes postulieren Kumm et al. (2000) und Bertram et al. (2007) die dynamische Schraubenfixation (DSF). Die DSF basiert auf dem Gleitschraubenprinzip. Hackenbroch et al. (2002) lassen hierfür die Schraube 15 bis 20 mm an der lateralen Femurkortikalis überstehen. Beim Wachstum wird die Gleitstrecke aufgebraucht. Um das weitere Längenwachstum zu ermöglichen, kommt das Schraubengewinde derweil nicht in der Epiphysenfuge zu liegen [Bertram 2007]. Hackenbroch et al. (2002) nehmen 63 Hüftgelenke auf, von denen 29 therapeutisch und 34 prophylaktisch mit der DSF stabilisiert worden sind. Die Autoren kommen übereinstimmend mit Publikationen von Sailhan et al. (2011) zu dem Ergebnis, dass die dynamische Osteosynthesetechnik ein weiteres Restwachstum ermöglicht. Breaud et al. (2009) beschreiben nur einen 85%igen komplikationslosen Wachstum der 26 Hüften, die in situ verschraubt wurden. Laplaza et al. (1995) können diese guten Ergebnisse für die kanülierte Schraube nicht bestätigen und konstatieren bei allen untersuchten Kindern (n=12) eine Wachstumsstörung. In zeitlicher Hinsicht sind laut Stanton und Shelton (1993) ECF-betroffene Gelenke nach In-situ-Fixierung um durchschnittlich 10.2 Monate früher verschlossen, als die Fugen der gesunden unbehandelten Seiten mit 22.2 Monaten. Ward et al. (1992) stellen eine Zeitdauer von etwa 13 Monaten bis zum Wachstumsfugenverschluss fest, Goodman et al. (1996) eine von nur 9.6 Monaten nach Schraubenfixation.

Die Teleskopschraube gehört zu den neuesten Designkonzepten. Für die instabile ECF hat noch keine biomechanische Studie dieses herausziehbare Schraubendesign aufgenommen. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass Teleskopschrauben eine mit den SCFE Schrauben vergleichbare zuverlässige Stabilisierung aufweisen und das unterschiedliche Schraubendesign keinen signifikanten Einfluss auf das Fixationsversagen hat. Für die DET liegen derzeit allenfalls mittelfristige Ergebnisse vor, die sehr vielversprechend sind, auf dass die gängigen Implantate nun mit dieser neuen Schraube um die besseren Langzeitergebnisse konkurrieren [Bühligen 2008, Druschel 2013].

5.2.3 Fixationsversagen

Frühzeitige postoperative Versagensraten haben einen zentralen Stellenwert in der Orthopädie. Die aufgeführten Ergebnisse lassen sich durch andere In-vitro-Untersuchungen bestätigen [Karol 1991, Kibiloski 1994, Early 2001, Kishan 2006]. Ferner kann nur ein indirekter Vergleich vorgenommen werden. Dies liegt an der Verwendung unterschiedlicher Belastungsarten, sowie uneinheitlicher ECF-Modelle [Miyajima 2008].

Der in allen Gruppen der hiesigen Studie beschriebene Epiphysenabrutsch mit Implantatdislokation und Femurhalsfraktur in mediokaudaler Richtung, geht mit den Ergebnissen vorausgehender biomechanischer Tiermodellstudien einher [Kruger 1990, Karol 1991, Kibiloski 1994, Kishan 2006, Upasani 2006, Dragoni 2012]. Erstmals von Maletis et al. wird der Schrauben-Femurhals-Versagensmechanismus („neck plowing“) (1993) als Scheibenwischerbewegung beschrieben. Das Versagen der 3 von 18 Patienten sehen sie in einem Hebeleffekt begründet, der auf die um >15 mm lateral herausragende Schraube einwirkt. Ihrer Ansicht nach wird jene Hebelwirkung durch Hüftbewegungen vom anterolateral befindlichem Gewebe erzeugt. Dies führt zu einer Knochenfragilität und Schraubenlockerung. Der fortschreitende Epiphysenabrutsch nach Fixierung ist klinisch bekannt [Aronson 1992, Ward 1992, Maletis 1993, Denton 1993, Sanders 2002]. Im postoperativen Verlauf der singulären In-situ-Schraubenfixation wird der fortschreitende Abrutsch in 2 bis 3% der Fälle als

Reoperationsindikation angegeben [Mann 1989, Ward 1992, Denton 1993, Jerre 1996, Carney 2003], insbesondere wenn der ECF endokrine Störungen zugrunde liegen [Upasani 2006].

Die in der Kasuistik auftretende subtrochantäre Fraktur ist eine bekannte, seltene Komplikation nach In-situ-Fixierungen. Mit Prävalenzen von 1.4 bis zu 3% lässt sie sich auf iatrogene Ursachen zurückführen [Schmidt 1985, Aronson 1992, Canale 1994, Kloen 2003]. Für Kloen et al. (2003) steht ursächlich die Implantatfehlpositionierung in der lateralen Kortikalis unterhalb des Trochanter minors im Vordergrund. Der Zusammenhang mit unbesetzten Bohrlöchern wird bereits in den 90er Jahren sowie von Baynham et al. (1991) und Loder et al. (2000) angeführt [Schmitt 1985, Nguyen 1990, Riley 1990]. In dieser Studie hingegen wird in keiner der vier Gruppen ein Fixationsversagen in Form einer subtrochantären Fraktur beobachtet. Das besondere Design der Teleskopschraube, mit dem um 0.5 mm größeren Durchmesser als die aufgeführte SCFE Schraube, nimmt hier keine signifikante Einflussrolle ein. Es kann keine Evidenz einer höheren Knochenfragilität bzw. eines erhöhten Frakturrisikos des proximalen Femurs gezeigt werden.

Das in diesen Reihen nicht aufkommende Problem der Implantatbrüche tritt bei Wirth (2011) jedoch nach Implantatfehlplatzierungen auf oder entwickelt sich eher bei Zweiteingriffen zur Metallentfernung, besonders dann, wenn die Implantate länger als zwei Jahre in situ waren oder Titanschrauben verwendet wurden [Vresilovic 1990, Kahle 1994, Jago 1998, Wirth 2011].

5.2.4 Ausblick

Neue Konzeptüberlegungen werden durch die beständig großen Komplikationsgefahren wie der Osteonekrose, der Chondrolyse und dem femoroazetabulärem Impingement herausgefordert. Eine Steigerung der Rotationssicherheit soll durch die Einbringung eines zusätzlichen Kirschner-Drahtes mittels Schraubenkopfdurchbohrung der DET gegeben sein [Bühlig 2008]. Die In-situ-Fixierung kann mit der arthroskopischen Schenkelhalstaillierung kombiniert werden [Gholve 2009, Wirth 2011]. Bisher liegen nur

erste vorläufige Ergebnisse vor. Vor einer generellen Empfehlung steht daher noch der Beweis einer effektiven Optimierung in Langzeitbeobachtungen aus.

Langzeitergebnisse bleiben auch auf dem Gebiet der erwähnten chirurgischen Hüftluxationstechnik abzuwarten. Mittlerweile führt das große Korrekturpotenzial dieser offenen Reposition zur Ausdehnung der Indikation. Unabhängig vom Abrutschwinkel und Instabilitätsgrad der ECF findet das diffizile Verfahren an Zentren mit großer Erfahrung Eingang [Ganz 2001]. Berichte der Arbeitsgruppe um Ganz et al. sind ermutigend [Leunig 2007, Leunig 2008].

Bioresorbierbare Polylevolacticsäureschrauben (SR-PLLA) sind seit einiger Zeit in klinischer Anwendung. Nach Ergebnissen von Kröbers et al. (2002) könnte ihre hypothetische Überlegenheit auch bei der operativen Behandlung der ECF postuliert werden.

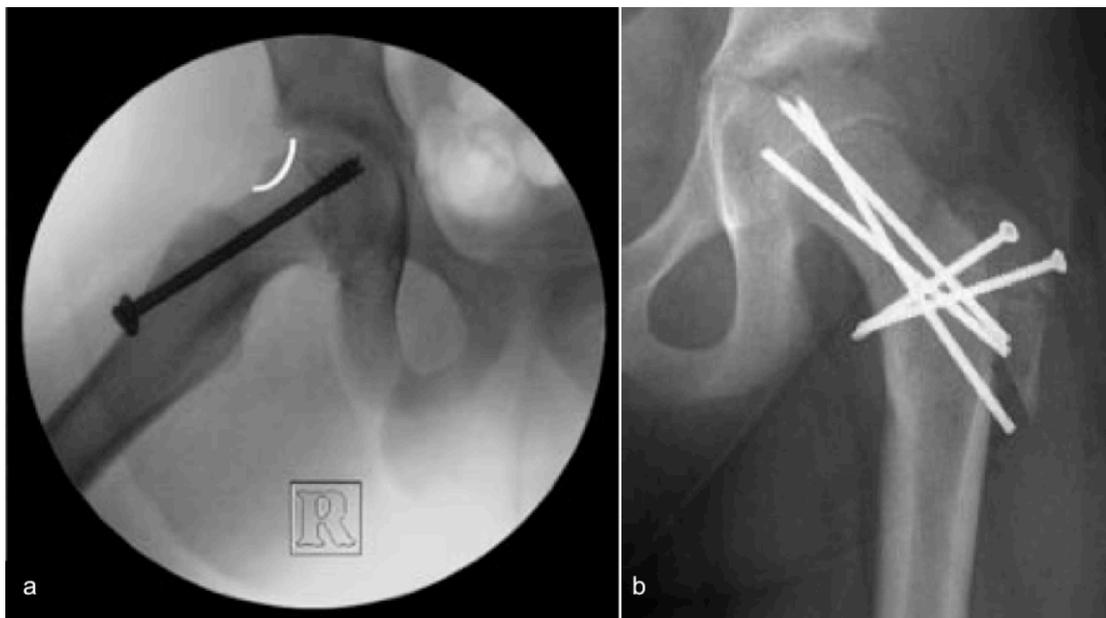


Abb. 10a bis b: Therapieausblick

(a) Zustand nach In-situ-Verschraubung mit kanülierter Kurzgewindeschraube und Unterlegscheibe [Wirth 2011]. Eine mögliche arthroskopische Taillierung des Collum femoris ist eingezeichnet. (b) Wiederherstellungsmöglichkeit der regelrechten anatomischen Verhältnisse durch die chirurgische Hüftluxation über eine Trochanterfliposteotomie bei offener Reposition und Gewindekirschnerdraht-Fixation [Joeris 2010].

5.2.5 Einschränkungen und klinische Empfehlungen

Die Arbeit kann sich in das Gesamtkonzept der Forschungen für die ECF, eine in Zeiten steigender Körpergewichtskurven zunehmende Krankheit, einreihen. Die Stärken dieser Belastungsprüfung liegen in der Kombination der biomechanischen Versuche mit einer rechnergestützten Simulation [Mair 2011]. Die relativen Verhältnisse der einzelnen Fixationen zueinander geben Hinweise auf die in der klinischen Anwendung zu erwartenden Ergebnisse. Sie sollten jedoch nicht für die chronische ECF extrapoliert werden.

Neben den zuvor diskutierten Limitierungen jedes biomechanischen Versuchsaufbaus, ist ein Schwachpunkt dieser Studie, dass zyklische Belastungen, die durchaus im täglichen Leben auftreten und vom postoperativen Patienten erlebt werden, keine Berücksichtigung finden [Segal 2006, Röderer 2010, Dragoni 2012]. Zukünftige Arbeiten sollten in Anlehnung an die Ergebnisse zeigen, ob der Einsatz der teleskopierenden Schraube bei instabiler ECF einzufordern ist. Eine erweiterte Beurteilung, um die von Segal et al. (2006) beschriebenen Standards, und die Evaluation operativer Parameter zu verfahrensassoziierten Problemen sind anzustreben. Zudem sind Fragen bezüglich der Implantatentfernung zu beantworten.

Die statistische Erfassung der Therapieergebnisse der instabilen Epiphyseolysis capitis femoris ist aufgrund der oftmals uneinheitlichen Behandlungsregime an den Kliniken nur schwer möglich [Sonoga 2011]. Um die klinische Anwendung experimenteller biomechanischer Ergebnisse zu beschleunigen und die besseren Langzeitergebnisse zu verfolgen, müssten Untersuchungen nach einheitlich Protokollen durchgeführt werden. Für die Therapiestrategie und die Nutzungsdauer eines Implantates haben dessen korrekte Handhabung, das klinische Patientenprofil und die anatomischen Gegebenheiten einen nicht zu unterschätzenden Einfluss und sollten für die Nutzen-Risiko-Analyse berücksichtigt werden [Exner 2002, Zilkens 2010].

Ein supplementäres Problem vieler Nachuntersuchungen mag sein, dass die Anzahl dieses Krankengutes in Relation zur chronischen Verlaufsform zu niedrig ist. Statistische Korrelationen hinsichtlich der Therapieergebnisse sind nur schwer

möglich [Arnold 2002]. Der Seltenheit der akuten ECF wegen, ist die Koordinierung der Ergebnisse in einer Multicenter-Studie oder einem nationalen Register nötig.

5.3 Schlussfolgerung

Die optimale Behandlungsmethode des akuten Epiphysenabrutsches ist von den Erfahrungen des chirurgischen Teams abhängig und weiterhin Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Aus den vorliegenden biomechanischen Ergebnissen wird ersichtlich, dass sowohl singuläre Schraubenimplantate als auch das 2.0-mm Dreier-Kirschner-Drahtstabilisierungsverfahren – als Multi-Implantat-Fixation – in der Lage sind, bei Abrutschwinkeln bis 30° die gleiche stabilisierende Wirkung zu entfalten. Die Wahl dünnerer 1.6-mm Drähte geht mit niedrigeren Steifigkeitswerten einher. Für die Stabilität spielt das Schraubendesign keine entscheidende Rolle. Zudem findet sich bei der bisherigen Durchsicht der aktuellen Literatur keine signifikante Evidenz für die Überlegenheit eines bestimmten Implantates. Die im Fallbeispiel beobachtete subtrochantäre Schenkelhalsfraktur kann hier nicht bestätigt werden. Es zeigt sich keine höhere Knochenbrüchigkeit und kein erhöhtes Risiko für Frakturen des proximalen Femurs. Das Fixationsversagen ist durch mediale Frakturen mit Implantatdislokation charakterisiert.

6 Zusammenfassung

Die ECF ist eines der wichtigsten Krankheitsbilder der Hüfte bei Heranwachsenden. Definitionsgemäß handelt es sich um das Abrutschen der Femurepiphyse in der Wachstumsfuge. Die Therapie ist immer operativ, wobei die optimale Behandlungsmethode der akuten instabilen ECF-Form weiterhin Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen ist. Es wird kontrovers diskutiert, ob eine ausreichende Stabilisierung mittels singulärer Schraube erreicht werden kann. Bei der Verwendung mehrerer Implantate zeigen Studien höhere Inzidenzen schwerwiegender Komplikationen. Die vorliegende biomechanische Untersuchung zielt zum einen auf den Vergleich der Multi- mit der Einzel-Implantat-Fixierung, einschließlich unterschiedlicher Schraubendesigns, zum anderen auf die Beschreibung des Fixationsversagens.

Zur Simulation der akuten instabilen ECF werden vierzig immature Schweinefemora entlang der Epiphysenfuge durchtrennt. Die Fixation erfolgt mit einer 7.3-mm SCFE Schraube, mit einer dynamischen Teleskopschraube, mit drei K-Drähten von je 1.6-mm und drei K-Drähten von je 2.0-mm Durchmesser. Unter axialer Femurbelastung wird die Bruchlast (N) und Steifigkeit (N/mm) ermittelt.

Es kann gezeigt werden, dass die Einzel- und Mehrimplantat-Fixierung der ECF hinsichtlich biomechanischer Stabilität in beiden Gruppen vergleichbar ist. Bei der 2.0-mm KD-Fixation ist die größte Steifigkeit zu verzeichnen, während 1.6-mm durchmessende KD, ohne statistische Signifikanz, die niedrigsten Belastungswerte aufweisen. Bezüglich des unterschiedlichen Schraubendesigns, der SCFE und Teleskopschraube, findet sich keine signifikante Evidenz für die Überlegenheit eines bestimmten Implantates. Das Fixationsversagen ist in allen Gruppen durch Femurhalsfrakturen und Implantatdislokation charakterisiert, derweil keine Femurschaftfrakturen oder Implantatbrüche auftreten. Es kann geschlussfolgert werden, dass drei 2.0-mm durchmessende KD, als Multi-Implantat-Fixation, in der Lage sind die gleiche stabilisierende Wirkung zu entfalten, wie die singuläre Schraubeninsertion.

7 Verzeichnisse

7.1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AG	Arbeitsgemeinschaft
ANOVA	one way analysis of variance, Varianzanalyse
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AOC-Typ/ECF	acute-on-chronic-Modus, akut-auf-chronischer Verlaufstyp
a.p.	anterior-posterior, vorn-hinten liegend
AVN	avaskulärer Nekrosen
bzw.	beziehungsweise
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
DET	dynamische epiphysäre Teleskopschraube
DSF	Dynamische Schraubenfixation
ECF	Epiphyseolysis capitits femoris
et al.	et alii, und andere
F	force, Kraft
ggf.	gegebenenfalls
GmbH©	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
Hz	Hertz
K	Kirschner
KD	Kirschner-Draht
max	maximal
mm	Millimeter
MW	Mittelwerte
N	Newton
n	Anzahl
p	Wahrscheinlichkeit
PA	Pennsylvania
PMMA	Polymethylmethacrylat

SCFE	slipped capital femoral epiphysis, Epiphyseolisis captis femoris
SD	Standardabweichungen
SR-PLLA	self-reinforced poly L-lactide, selbstverstärkende Poly-L-Lactide
Tab.	Tabelle
TILAK	Tiroler Landeskrankenanstalten GmbH
USA	United States of America, Vereinigte Staaten von Amerika
%	Prozent
°C	Grad Celsius
°	Grad
=	ist gleich
>	größer als
∅	Durchmesser

7.2 Literaturverzeichnis

Aadelen RJ, Weiner DS, Hoyt W, Herdon CH (1974) Acute slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 56: 1473–1487

Agamanolis DP, Weiner DS, Lloyd JK (1985) Slipped capital femoral epiphysis: A pathological study. II: An ultrastructural study of 23 cases. *J Pediatr Orthop* 5: 47–58

Arnold P, Jani L, Scheller G, Herrwerth V (2002) Therapieergebnisse der in-situ-Spicklung bei der Epiphyseolysis capitis femoris juvenilis lenta. *Orthopäde* 31: 880–887

Aronson DD, Carlson WE (1992) Slipped capital femoral epiphysis. A prospective study of fixation with a single screw. *J Bone Joint Surg Am* 74: 1274–1278

Aronsson DD, Loder RT (1996) Treatment of the unstable (acute) slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop* 322: 99–110

Aronsson DD, Loder RT, Breur GJ, Weinstein SL (2006) Slipped capital femoral epiphysis: current concepts. *J Am Acad Orthop Surg* 14(12): 666–679

Barrios C, Blasco MA, Blasco MC, Gascó J (2005) Posterior sloping angle of the capital femoral physis: a predictor of bilaterality in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 25(4): 445–449

Baumgart F (2000) Stiffness – an unknown world of mechanical science? *Injury* 31: 14–23

Baynham GC, Lucie RS, Cummings RJ (1991) Femoral neck fracture secondary to in situ pinning of slipped capital femoral epiphysis: a previously unreported complication. *J Pediatr Orthop* 11: 187–190

Bellemans J, Fabry G, Molenaers G, Lammens J, Moens P (1996) Slipped capital femoral epiphysis: a long-term follow-up, with special emphasis on the capacities of remodeling. *J Pediatr Orthop B* 5: 151–157

Bennet GC, Koreska J, Rang M (1984) Pin placement in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 4: 574–578

Benterud JG, Husby T, Oivind G, Alho A (1992) Implant holding power of the femoral head: a cadaver study of fracture screws. *Acta Orthop Scand* 63: 47–49

Bertram C, Kumm DA, Michael JW, Rütt J, Hackenbroch MH, Eysel P (2007) Die Sicherung der Hüftkopfepiphyse mit der Gleitschraube bei Epiphyseolysis capitis femoris juvenilis. *Oper Orthop Traumatol* 19: 358–367

BF Medizintechnik GmbH, MEDE® Technik, Wires-product line V09/11. Emmingen, Germany, 2011. Accessed August 5, 2011, at http://bf-med.com/download/Kirschner_Bohrdraht.pdf

Bishop JO, Oley TJ, Stephenson CT, Tullos HS (1978) Slipped capital femoral epiphysis. A study of 50 cases in black children. *Clin Orthop* 135: 93–96

Blanco, JS, Taylor B, Johnston CE (1992) Comparison of single pin versus multiple pin fixation in treatment of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 12: 384–389

Boero S, Brunenghi GM, Carbone M, Stella G, Calevo MG (2003) Pinning in slipped capital femoral epiphysis: long-term follow-up study. *J Pediatr Orthop B* 12(6): 372–379

Boyer DW, Mickelson MR, Ponseti IV (1981) Slipped capital femoral epiphysis. Long-term follow-up study of one hundred and twenty-one patients. *J Bone Joint Surg Am* 63: 85–95

Breud J, Rubio A, Leroux J, Griffet J (2009) Residual hip growth after pinning of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 18: 7–9

Brodetti A (1960) The blood supply of the femoral neck and head in relation to the damaging effects of nails and screws. *J Bone Joint Surg Br* 42: 794–801

Brown D (2004) Seasonal variation of slipped capital femoral epiphysis in the United States. *J Pediatr Orthop* 24: 139–143

Bühligen U, Wojan M (2008) Treatment options for Epiphyseolysis Capitis Femoris (ECF) of Adolescence. *J Child Orthop* 2: 387–403

Canale ST, Azar F, Young J, Beaty JH, Warner WC, Whitmer G (1994) Subtrochanteric fracture after fixation of slipped capital femoral epiphysis: A complication of unused drill holes. *J Pediatr Orthop* 14: 623–626

Carney BT, Birnbaum DO, Minter MA (2003) Slip progression after in situ single screw fixation for stable slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 23(5): 584–589

Carney BT, Weinstein SL, Noble J (1991) Long-term follow-up of slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 73(5): 667– 674

Chung SMK, Bateman SC, Bright CT (1976) Shear strength of the human femoral capital epiphyseal plate. *J Bone Joint Surg Am* 8: 94–103

Consolo C, Randelli M (1972) Epiphysiolyse of the hip: pathology, aetiopathogenesis and clinical features. *Orthop Ital* 1: 3–16

Crawford AH (1988) Slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 70: 1422–1427

da Vinci L (1505) Codice sul volo degli uccelli. *Weltkulturerbe Völklinger Hütte Europäisches Zentrum für Kunst und Industriekultur*; Karl-Heinz Veith, Peter Backes-Redaktion: 30

Denton JR (1993) Fixation with a single screw for slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 75: 469

Denton JR (1993) Progression of a slipped capital femoral epiphysis after fixation with a single cannulated screw. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 75A: 425–427

de Sanctis N, Di Gennaro G, Pempinello C, Corte SD, Carannante G (1996) Is gentle manipulative reduction and percutaneous fixation with a single screw the best management of acute and acute-on-chronic slipped capital femoral epiphysis? A report of 70 patients. *J Pediatr Orthop B* 5(2): 90–95

Doane RM, Haunt RC, Karol L, Manoli A (1990) Biomechanical analysis of the slipped capital femoral epiphysis with single and double screw fixation. *Trans Orthop Res Soc* 15: 430

Docquier PL, Mousny M, Journet M, Bastin C, Rombouts JJ (2004) Orthopaedic concerns in children with growth hormone therapy. *Acta Orthop Belg* 70(4): 299–305

Dragoni M, Heiner AD, Costa S, Gabrielli A, Weinstein SL (2012) Biomechanical study of 16-mm threaded, 32-mm threaded, and fully threaded SCFE screw fixation. *J Pediatr Orthop* 32(1): 70–74

Druschel C, Placzek R, Funk JF (2013) Growth and deformity after in situ fixation of slipped capital femoral epiphysis. *Z Orthop Unfall* 151(4): 371–379

Early SD, Hedman TP, Reynolds RAK (2001) Biomechanical analysis of compression screw fixation versus in situ pinning in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 21: 183–188

Engelhardt P (1994) Spontanverlauf der Epiphyseolysis capitis femoris. *Orthopäde* 23: 195–199

Exner GH (1986) Growth and pubertal development in slipped capital femoral epiphysis: a longitudinal study. *J Pediatr Orthop* 6: 403–409

Exner GU, Schai PA, Nötzli HP (2002) Therapie der akuten Epiphysenlösung und klinische Behandlungsergebnisse. *Orthopäde* 31(9): 857–865

Fahey JJ, O'Brien ET (1965) Acute slipped capital femoral epiphysis: Review of the literature and report of ten cases. *J Bone Joint Surg Am* 47: 1105–1127

Galbraith RT, Gelberman RH, Hajek PC, Baker LA, Sartoris DJ, Rab GT, Cohen MS, Griffin PP (1987) Obesity and decreased femoral anteversion in adolescence. *J Orthop Res* 5(4): 523–528

Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U (2001) Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 83: 1119–1124

Gekeler J (1974) Proceedings: Prearthrosis and narrowing of the medial joint space of the hip *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 112 (4): 599–603

Gekeler J (2002) Radiologie und Radiometrie der Epiphyseolysis capitis femoris adolescentium. *Orthopäde* 31: 841–850

Gholive PA, Cameron DB, Millis MB (2009) Slipped capital femoral epiphysis update. *Curr Opin Pediatr* 21(1): 39–45

Goodman WW, Johnson JT, Robertson WW (1996) Single screw fixation for acute and acute-on-chronic slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop* 322: 86–90

Hackenbroch MH, Kumm DA, Rutt J (2002) Dynamic screw fixation for slipped capital femoral epiphyses. *Treatment results Orthopäde* 31(9): 871–879

Hägglund G (1996) The contralateral hip in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 5B: 158–161

Hägglund G, Hannsson LI, Sandstrom S (1986) Familial slipped capital femoral epiphysis. *Acta Orthop Scand* 57: 510–512

Hansson LI (1982) Osteosynthesis with the hook-pin in slipped capital femoral epiphysis. *Acta Orthop Scand* 53: 87–96

Harland U, Krappel FA (2002) Der Stellenwert von Sonographie, Computertomographie und Kernspintomographie bei der Epiphyseolysis capitis femoris. *Orthopäde* 31: 851–856

Hell AK (2005) Epiphyseolysis capitis femoris und Übergewicht. *Orthopäde* 34: 658–663

Heyman CH, Herndon CH (1954) Epiphyseodesis for early slipping of the upper femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 36: 539–554

Howorth B (1966) The bone-pegging operation for slipping of the capital femoral epiphysis. *Clin Orthop* 48: 79–87

Huber-Wagner SM (2002) Spannungsoptische Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren (Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel, Proximaler Femur-Nagel) bei pertrochantären Femurfrakturen. Munich, Germany. Accessed December 7, 2011, at http://edoc.ub.uni-muenchen.de/529/1/Huber-Wagner_Stefan.pdf

Ilchmann T, Parsch K (2006) Complications at screw removal in slipped capital femoral epiphysis treated by cannulated titanium screws. *Arch Orthop Trauma Surg* 126: 359–363

Imhäuser G (1957) Zur Pathogenese und Therapie der jugendlichen Hüftkopflösung. *Z Orthop* 88: 3–41

Ingram AJ, Clarke MS, Clark Jr CS, Marshall WR (1982) Chondrolysis complicating slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop* 165: 99–109

Ipsen BJ, Williams JL, Harris MJ, Schmidt TL (2002) IMECE2002-32611 Shear Strength of the Pig Capital Femoral Epiphyseal Plate: An Experimental Model for Human Slipped Capital Femoral Epiphysis Fixation Studies. International Mechanical Engineering Congress and Exposition *ASME-PUBLICATIONS-BED*: 415-416

Jacobs B (1972) Diagnosis and natural history of slipped capital femoral epiphysis. *Instr Course Lect* 21: 167–173

Jago ER, Hindley CR (1998) The removal of metalwork in children. *Injury* 29: 439–441

Jani L, Arnold P, Soloniewicz A (1996) Epiphysiolysis capitis femoris. *Z Orthop* 134: 400–406

Jerre R, Billing L, Hansson G, Karlsson J, Wallin J (1996) Bilaterality in slipped capital femoral epiphysis: Importance of a reliable radiographic method. *J Pediatr Orthop B* 5: 80–84

Jerre R, Karlsson J, Romanus B, Wallin J (1997) Does a single device prevent further slipping of the epiphysis in children with slipped capital femoral epiphysis? *Arch Orthop Trauma Surg* 116: 348–351

Jerre R, Karlsson J, Hendrikson B (1996) The incidence of physiolyis of the hip. *Acta Orthop Scand* 67: 53–66

Jerre R, Hansson G, Wallin J, Karlsson J (1996) Long-term-results after realignment operations for slipped upper femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Br* 78: 745–750

Joeris A, Ziebarth K, Slongo T, Siebenrock KA (2010) Epiphysiolysis capitis femoris. Verhindern von Spätfolgen durch die offene und anatomische Reposititon der Epiphyse über eine chirurgische Hüftluxation als Primärtherapie. *Schweiz Med Forum* 10(36): 599–604

Kahle WK (1994) The case against routine metal removal. *J Pediatr Orthop* 14: 229–237

Karol LA, Doane RM, Cornicelli SF, Paul AZ, Roger CH, Arthur M (1991) Single versus double screw fixation for treatment of slipped capital femoral epiphysis: a biomechanical analysis. *J Pediatr Orthop* 12: 741–745

Kartenbender K, Cordier W, Katthagen BD (2000) Long-term follow-up study after corrective Imhäuser osteotomy for severe slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 20: 749–756

Katz DA (2006) Slipped capital femoral epiphysis: the importance of early diagnosis. *Pediatr Ann* 35(2): 102–111

Kenny P, Higgins T, Sedhom M, Dowling F, Moore DP, Fogarty EE (2003) Slipped upper femoral epiphysis. A retrospective, clinical and radiological study of fixation with a single screw. *J Pediatr Orthop B* 12: 97–99

Kibiloski LJ, Doane RM, Karol LA (1994) Biomechanical analysis of single- versus double-screw fixation in slipped capital femoral epiphysis at physiological load levels. *J Pediatr Orthop* 14: 627–630

Kishan S, Upasani V, Mahar A (2006) Biomechanical stability of single-screw versus two-screw fixation of an unstable slipped capital femoral epiphysis model: effect of screw position in the femoral neck. *J Pediatr Orthop* 26(5): 601–605

Klein A, Joplin RJ, Reidy JA, Hanelin J (1951) Roentgenographic features of slipped capital femoral epiphysis. *Am J Roentgenol* 66: 361–374

Kloen P, Rubel IF, Lyden JP, Helfet DL (2003) Subtrochanteric fracture after cannulated screw fixation of femoral neck fractures: a report of four cases. *J Orthop Trauma* 17(3): 225–229

Kocher MS, Bishop JA, Hresko MT, Millis MB, Kim YJ, Kasser JR (2004) Prophylactic pinning of the contralateral hip after unilateral slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 86(12): 2658–2665

Kordelle J, Millis M, Jolesz FA, Kikinis R, Richolt JA (2001) Three-dimensional analysis of the proximal femur in patients with slipped capital femoral epiphysis based on computed tomography. *J Pediatr Orthop* 21(2): 179–182

Krahn TH, Canale ST, Beaty JH, Warner WC, Lourenco P (1993) Long-term follow-up of patients with avascular necrosis after treatment of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 13: 154–158

Krauspe R, Seller K, Westhoff B (2004) Epiphyseolysis capitis femoris. *Z Orthop* 142(5): R37–R52

Kroeber MW, Rovinsky D, Lotz J, Carstens C (2002) Biomechanische Eigenschaften bioabsorbierbarer kanülierter Schrauben zur operativen Fixierung bei dislozierter Epiphysiolyse capitis femoris. *Der Orthopäde* 31: 563–567

Kruger DM, Herzenberg JE, Viviano DM, Hak DJ, Goldenstein SA (1990) Biomechanical comparison of single- and double-pin fixation for acute slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop Relat Res* 259: 277–281

Kumm DA, Lee SH, Hackenbroch MH, Rütt J (2000) Slipped capital femoral epiphysis: a prospective study of dynamic screw fixation. *Clin Orthop Relat Res.* (384): 198–207

Kumm DA, Schmidt J, Eisenburger SH, Rütt J, Hackenbroch MH (1996) Prophylactic dynamic screw fixation of the asymptomatic hip in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 16: 249–253

Laplaza FJ, Burke SW (1995) Epiphyseal growth after pinning of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 15: 357–361

Larson AN, Sierra RJ, Yu EM, Trousdale RT, Stans AA (2012) Outcomes of slipped capital femoral epiphysis treated with in situ pinning. *J Pediatr Orthop* 32(2): 125–130

Lauenstein C (1901) Nachweis der „Kocher'schen Verbiegung“ des Schenkelhalses bei der Coxa vara durch Röntgenstrahlen. *Fortschr Geb Röntgenstrahlen* 4: 61

Lee TK, Haynes RJ, Longo JA, Chu JR (1996) Pin removal in slipped capital femoral epiphysis: the unsuitability of titanium devices. *J Pediatr Orthop* 16: 49–52

Lehmann TG, Engesaeter I, Laborie LB, Rosendahl K, Lie SA, Engesaeter LB (2011) In situ fixation of slipped capital femoral epiphysis with Steinmann pins. 67 patients followed for 2–16 years. *Acta Orthopaedica* 82 (3): 333–338

Leunig M, Casillas MM, Hamlet M, Hersche O, Nötzli H, Slongo T, Ganz R (2000) Slipped femoral epiphysis. Early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis. *Acta Orthop Scand* 71: 370–375

Leunig M, Slongo T, Kleinschmidt M, Ganz R. (2007) Subcapital correction osteotomy in slipped capital femoral epiphysis by means of surgical hip dislocation. *Oper Orthop Traumatol* 19: 389–410

Leunig M, Slongo T, Ganz R. (2008) Subcapital realignment in slipped capital femoral epiphysis: surgical hip dislocation and trimming of the stable trochanter to protect the perfusion of the epiphysis. *Instr Course Lect* 57: 499–507

Lim YJ, Lam KS, Lee EH (2008) Review of the management outcome of slipped capital femoral epiphysis and the role of prophylactic contralateral pinning reexamined. *Ann Acad Med Singapore* 37(3): 184–187

Litchman HM, Duffy J (1984) Slipped capital femoral epiphysis: factors affecting shear forces on the epiphyseal plate. *J Pediatr Orthop* 4: 745–748

Loder RT (1995) Slipped capital femoral epiphysis in children. *Curr Opin Pediatr* 7(1): 95–97

Loder RT (1996) The demographics of slipped capital femoral epiphysis: An international multicenter study. *Clin Orthop Relat Res* 322: 8–27

Loder RT, Aronsson DD, Dobbs MB, Weinstein SL (2000) Slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg* 8: 1170–1185

Loder RT, Aronson DD, Greenfield ML (1993) The epidemiology of bilateral slipped capital femoral epiphysis: A study of children in Michigan. *J Bone Joint Surg Am* 75: 1141–1147

Loder RT, Aronsson DD, Weinstein SL, Breur GJ, Ganz R, Leunig M (2008) Slipped capital femoral epiphysis. *Instr Course Lect* 57: 473–498

Loder RT, Greenfield ML (2001) Clinical characteristics of children with atypical and idiopathic slipped capital femoral epiphysis: description of age-weight test and implications for further diagnostic investigation. *J Pediatr Orthop* 21(4): 481–487

Loder RT, Hensinger RN (1997) Slipped capital femoral epiphysis associated with renal failure osteodystrophy. *J Pediatr Orthop* 17: 205–211

Loder RT, Hensinger RN, Alburger PD, Aronsson DD, Beaty JH, Roy DR, Stanton RP, Turker R (1998) Slipped capital femoral epiphysis associated with radiation therapy. *J Pediatr Orthop* 18: 630–636

Loder RT, Richards BS, Shapiro PS (1993) Acute slipped capital femoral epiphysis: the importance of physeal stability. *J Bone Joint Surg Am* 75(8): 1134–1140

Loder RT, Starnes T, Dikos G (2006) Atypical and typical (idiopathic) slipped capital femoral epiphyses. Reconfirmation of the age-weight test and description of the height and age-height tests. *J Bone Joint Surg Am* 88(7): 1574–1581

Loder RT, Wittenberg B, DeSilva G (1995) Slipped capital femoral epiphysis associated with endocrine disorders. *J Pediatr Orthop* 15: 349–356

Lubicky JP (1996) Chondrolysis and avascular necrosis: Complications of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop B* 5: 162–167

Mair S, Weninger P, Högel F, Panzer S, Augat P (2011) Die Stabilität von distalen Radiusfrakturen mit volaren winkelstabilen Plattenosteosynthesen. *Der Unfallchirurg* 16: 338–344

Maletis GB, Bassett GS (1993) Windshield-wiper loosening: a complication of in situ screw fixation of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 13: 607–609

Mann D, Weddington J (1989) Slipped Capital Femoral Epiphysis. Results of Treatment with a Single Cannulated Screw. *Orthopedics* 12: 251–255

Manoff EM, Banffy MB, Winell JJ (2005) Relationship between body mass index and slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 25(6): 744–746

Matava MJ, Patton CM, Luhmann S, Gordon JE, Schoenecker PL (1999) Knee pain as the initial symptom of slipped capital femoral epiphysis: An analysis of initial presentation and treatment. *J Pediatr Orthop* 19: 455–460

Maus U, Ihme N, Niedhart C, Abeler E, Kochs A, Gravius S, Ohnsorge JAK, Andereya S (2008) Vergleich der Therapie der Epiphyseolysis capitis femoris mit Kirschner-Drähten und kanülierten Titanschrauben. *Z Orthop Unfall* 146: 251–255

Meier MC, Meyer LC, Ferguson RL (1992) Treatment of slipped capital femoral epiphysis with a spica cast. *J Bone Joint Surg Am* 74: 1522–1529

Miyanji F, Mahar A, Oka R, Pring M, Wenger D (2008) Biomechanical comparison of fully and partially threaded screws for fixation of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 28(1): 49–52

Moreira JF, Neves MC, Lopes G, Gomes AR (1998) Slipped capital femoral epiphysis. A report of 4 cases occurring in one family. *Int Orthop* 22: 193–196

Morscher E, Staubli A, Meyer S, Imhoff A (1979) 10-Jahres Resultate der Nagelung und Verschraubung bei Epiphyseolysis capitis femoris. *Orthopäde* 8: 60–64

Moseley CF (1985) The "approach-withdraw" phenomenon in the pinning of slipped capital femoral epiphysis. *Orthop Trans* 9: 497

Nguyen D, Morrissy RT (1990) Slipped capital femoral epiphysis: rationale for the technique of percutaneous in situ fixation. *J Pediatr Orthop* 10: 341

O'Beirne J, McLaughlin R, Dowling F, Fogarty E, Regan B (1989) Slipped upper femoral epiphysis: internal fixation using single central pins. *J Pediatr Orthop* 9(3): 304–307

Ochsner PE, Razavi R, Schinzel A (1977) Epiphyseiolisis capitis femoris mit wahrscheinlich unregelmäßig dominantem Erbgang. Bericht über eine Familie mit 10 Fällen. *Z Orthop* 115: 840–847

Parsch K, Weller S, and Parsch D (2009) Open reduction and smooth Kirschner wire fixation for unstable slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 29(1): 1–8

Paul JP (1976) Approaches to design: force actions transmitted by joints in the human body. *Proc Roy Soc London* 192B: 163–172

Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ (1984) Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res* 1: 405–411

Petersen MD, Weiner DS, Green NE, Terry CL (1997) Acute slipped capital femoral epiphysis: the value and safety of urgent manipulative reduction. *J Pediatr Orthop* 17: 648–654

Phillips SA, Griffiths WEG, Clarke NMP (2001) The timing of reduction and stabilisation of the acute, unstable, slipped upper femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Br* 83: 1046–1149

Poussa M, Schlenzka D, Yrjonen T (2003) Body mass index and slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop B* 12(6): 369–371

Parvizi J, Leunig M, Ganz R (2007) Femoroacetabular impingement. *J Am Acad Orthop Surg* 15: 561–570

Pasipoularides A (2014) Historical continuity in the methodology of modern medical science: Leonardo leads the way. *Int J Cardiol* 171(2): 103–115

Pretell-Mazzini J, Rodriguez-Vega V, Munoz-Ledesma J, Andrés-Esteban EA, Marti-Ciruelos R, González-López JL, Curto-De la Mano A (2012) Complications and associated risk factors at screw removal in slipped capital femoral epiphysis treated by cannulated stainless steel screws. *J Child Orthop* 6: 285–289

Pritchett JW, Perdue KD (1988) Mechanical factors in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 8: 385–388

Rahme D, Comley A, Foster B, Cundy P (2006) Consequences of diagnostic delays in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop B* 15(2): 93–97

Reichwein F, Hovel M, Müller RT (2000) Implant positioning in epiphysiolyse capititis femoris. Sequelae of poor outcome und consequences. *Unfallchirurg* 10: 820–825

Reize P, Ruedert M (2007) Die Kirschner-Draht-Spickung der Hüftkopfepiphyse bei Epiphyseolysis capitis femoris juvenilis. *Oper Orthop Traumatol* 19: 345–357

Reynolds RA (1999) Diagnosis and treatment of slipped capital femoral epiphysis. *Curr Opin Pediatr* 11(1): 80–83

Rhoad RC, Davidson RS, Heyman S, Dormans JP, Drummond DS (1999) Pretreatment bone scan in SCFE: a predictor of ischemia and avascular necrosis. *J Pediatr Orthop* 19: 164–168

Riley PM, Weiner DS, Gillespie R, Weiner SD (1990) Hazards of Internal Fixation in the Treatment of Slipped Capital Femoral Epiphysis. *J Bone and Joint Surg* 72,10: 1500–1509

Röderer G, AbouElsoud M, Gebhard F, Claes L, Aschoff AJ, Kinzl L (2009) Biomechanische Untersuchung der winkelstabilen Plattenosteosynthese am proximalen Humerus. *Der Unfallchirurg* 2,113: 133–138

Rostoucher P, Bensahel H, Pennecot GF, Kaewpornawan K, Mazda K (1996) Slipped capital femoral epiphysis: evaluation of different modes of treatment. *J Pediatr Orthop B* 5(2): 96–101

Sailhan F, Courvoisier A, Brunet O, Chotel F, Berard J (2011) Continued growth of the hip after fixation of slipped capital femoral epiphysis using a single cannulated screw with a proximal threading. *J Child Orthop* 5: 83–88

Sanders JO, Smith WJ, Stanley EA, Bueche MJ, Karol LA, Chambers HG (2002) Progressive slippage after pinning for slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 22(2): 239–243

Santili C, de Assis MC, Kusabara FI, Romero IL, Sartini CM, Longui CA (2004) Southwick's head-shaft angles: normal standards and abnormal values observed in obesity and in patients with epiphysiolysis. *J Pediatr Orthop B* 13(4): 244–247

Schai PA, Exner GU, Hänsch O (1996) Prevention of secondary coxarthrosis in slipped capital femoral epiphysis: A long-term follow-up study after corrective intertrochanteric osteotomy. *J Pediatr Orthop B* 5: 135–143

Schmitt R, Gregg JR (1985) Subtrochanteric fractures complicating pin fixation of slipped capital femoral epiphysis. *Orthop trans* 9: 479

Schultz WR, Weinstein JN, Weinstein SL, Smith BG (2002) Prophylactic pinning of the contralateral hip in slipped capital femoral epiphysis: Evaluation of long-term outcome for the contralateral hip with use of decision analysis. *J Bone Joint Surg Am* 84: 1305–1314

Seller K, Raab P, Wild A, Krauspe R (2001) Riskbenefit analysis of prophylactic pinning in slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop B* 10: 192–196

Seller K, Wild A, Westhoff B (2006) Clinical outcome after transfixation of the epiphysis with Kirschner wires in unstable slipped capital femoral epiphysis. *Int Orthop* 30(5): 342–347

Segal LS, Jakobsen JA, Saunders MM (2006) Biomechanical analysis of in situ single versus double screw fixation in a nonreduced slipped capital femoral epiphysis model *J Pediatr Orthop* 26(4): 470–485

Segal LS, Davidson RS, Robertson WW, Drummond DS (1991) Growth disturbances of the proximal femur after pinning of juvenile slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 11(5): 631–637

Snyder RR, Harlan CS, Williams JL, Schmidt TL, Salsbury TL (2006) Torsional strength of single-versus double-screw fixation in a model of unstable slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 26: 295–299

Song KM, Halliday S, Reilly C, Keezel W (2004) Gait abnormalities following slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 24(2): 148–155

Sonnega RJ, van der Sluijs JA, Wainwright AM, Roposch A, Hefti F (2011) Management of slipped capital femoral epiphysis: results of a survey of the members of the European Paediatric Orthopaedic Society. *J Child Orthop* 5(6): 433–438

Southwick WO (1967) Osteotomy through the lesser trochanter for slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 49: 807–835

Speer DP (1982) The John Charnley Award Paper. Experimental epiphysiolysis: etiologic models slipped capital femoral epiphysis. *The Hip*: 68–88

Spencer S, Millis MB, Kim YJ (2006) Early results of treatment of hip impingement syndrome in slipped capital femoral epiphysis and pistol grip deformity of the femoral head-neck junction using the surgical dislocation technique. *J Pediatr Orthop* 26: 281 – 285

Spero CR, Masciale JP, Tornetta P, Star MJ, Tucci JJ (1992) Slipped capital femoral epiphysis in black children: incidence of chondrolysis. *J Pediatr Orthop* 12: 595–599

Stambough JL, Davidson RS, Ellis RD, Gregg JR (1986) Slipped capital femoral epiphysis: An analysis of 80 patients pin placement and number. *J Pediatr Orthop* 6: 265–273

Stanitski CL, Woo R, Stanitski DF (1996) Femoral version in acute slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop B* 5(2): 74–76

Stanton RP, Shelton YA (1993) Closure of the physis after pinning of slipped capital femoral epiphysis. *Orthopedics* 16: 1099

Stevens DB, Short BA, Burch JM (1996) In situ fixation of the slipped capital femoral epiphysis with a single screw *J Pediatr Orthop* 5(2): 85–89

Strong M, Lejman T, Michno P, Sulko J (1996) Fixation of slipped capital femoral epiphyses with unthreaded 2-mm wires. *J Pediatr Orthop* 16(1): 53–55

Swiontkowski MF (1983) Slipped Capital Femoral Epiphysis. Complications Related to Internal Fixation. *Orthopedics* 6: 705–712

Telson DR (1953) Reduction and pinning of slipped femoral epiphyses. *N Y State J Med* 53: 2647–2653

Upasani V, Kishan S, Oka R, Mahar A, Rohmiller M, Pring M, Wenger D (2006) Biomechanical analysis of single screw fixation for slipped capital femoral epiphysis: are more threads across the physis necessary for stability? *J Pediatr Orthop* 26: 474–478

Vresilovic EJ, Spindler KP, Robertson WW, Davidson RS Jr., Drummond DS (1990) Failures of pin removal after in situ pinning of slipped capital femoral epiphysis: a comparison of different pin types. *J Pediatr Orthop* 10: 764–768

von Goethe JW. Carle U (2008) Was denken Sie? Arbeitsgebiet Grundschulpädagogik, Erziehungs- und Bildungswissenschaften Universität Bremen, Germany. Accessed March 4, 2012, at <http://www.grundschulpaedagogik.uni-bremen.de/aktuell/sinnspruch.html>

Walters R, Simon SR (1980) Joint destruction: a sequel of unrecognized pin penetration in patients with slipped capital femoral epiphyses. *The Hip. Proceedings of the Eighth Open Scientific Meeting of The Hip Society*; St. Louis, CV Mosby: 145–164

Ward WT, Stefko J, Wood KB, Stanitski CL (1992) Fixation with a single screw for slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 74: 799–809

Wilson PD, Jacobs B, Schechter L (1965) Slipped capital femoral epiphysis: an end-result study. *J Bone Joint Surg Am* 47: 1128–1145

Wirth T (2011) Epiphyseolysis capitis femoris. *Z Orthop Unfall* 149: e21–e43

Wong-Chung J, Strong ML (1991) Physeal remodeling after internal fixation of slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 11: 2–5

Zilkens C, Jäger M, Bittersohl B, Kim YJ, Millis MB, Krauspe R (2010) Epiphysenlösung. *Orthopäde* 39: 1009–1022

7.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Linksseitige Epiphyseolysis capitis femoris (ECF)
Abb. 2	11-jähriges Mädchen mit akuter ECF
Abb. 3	Implantate
Abb. 4	Präparatvorbereitung
Abb. 5	Schraubenlage
Abb. 6	Kirschner-Drahtfixierung
Abb. 7	Testprinzip und Versuchsablauf
Abb. 8	Graphische Ergebnisdarstellung
Abb. 9	Fixationsversagen
Abb. 10	Therapieausblick

7.4 Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Klassifikationen und Behandlung der ECF
Tab. 2	Designparameter der Implantate
Tab. 3	Überblick der Messergebnisse

8 Anhang

8.1 Versicherung

8.1.1 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Olga Anastasia Sawicki, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Biomechanische Belastungsstudie zur chirurgischen Versorgung der Epiphyseolysis capitis femoris“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Berlin, den 15.07.2015

Olga Sawicki

8.1.2 Interessenkonflikt

Ich versichere, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen.

Berlin, den 15.07.2015

Olga Sawicki

8.2 Curriculum Vitae

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

8.3 Publikationen

Die Publikationen mit Teilergebnissen dieser Dissertation wurden mit Genehmigung des Dekanats der Charité – Universität Medizin durchgeführt.

Publikationen:

Druschel C, Sawicki O, Cip J, Schmölz W, Funk JF, Placzek R (2012) Biomechanical analysis of screw fixation vs. K-wire fixation of a slipped capital femoral epiphysis model. Biomed Tech (Berl) 30(0): 1–6
Beitrag im Einzelnen: Präparatvorbereitung, Messungen, Dokumentation, Literaturstudium

Vorträge:

Druschel C, Sawicki O (Vortragende), Cip J, Schmölz W, Funk JF, Placzek R (2012) Biomechanical analysis of screw fixation vs. K-wire fixation of a slipped capital femoral epiphysis model. Vortrag, 23rd European students' conference, Berlin 17.-20.09.2012
Beitrag im Einzelnen: Präsentationserstellung, Präsentation

Druschel C (Vortragende), Sawicki O, Cip J, Schmölz W, Funk JF, Placzek R (2012) Biomechanische Analyse von Schraubenfixierungen versus Drahtfixierungen bei Epiphyseolysis capitis femoris. Vortrag, Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2012), Berlin, 23.-26.10.2012
Beitrag im Einzelnen: Literaturstudium

Druschel C, Sawicki O (Vortragende), Cip J, Schmölz W, Funk JF, Placzek R (2013) Biomechanical analysis of screw fixation vs. K-wire fixation of a slipped capital femoral epiphysis model. Vortrag, Leiden International Medical Student Conference, Leiden 13.-17.03.2013
Beitrag im Einzelnen: Präsentationserstellung, Präsentation

Poster:

Druschel C, Sawicki O, Cip J, Schmölz W, Funk JF, Placzek R (2012)
Biomechanical analysis of screw fixation vs. K-wire fixation of a slipped capital femoral epiphysis model. Poster, 23rd European students' conference, Berlin 17.-20.09.2012

Beitrag im Einzelnen: Postererstellung, Postervorstellung

Sawicki O, Druschel C, Cip J, Schmölz W, Funk JF, Placzek R (2013)
Biomechanical analysis of screw fixation vs. K-wire fixation of a slipped capital femoral epiphysis model. Poster, Wissenschaftliches Arbeiten im Reformstudiengang, Berlin 05.07.2013

Beitrag im Einzelnen: Postererstellung, Postervorstellung

Preise und Auszeichnungen:

Best Poster Award Orthopedics (2012) 23rd European students' conference, Berlin 17.-20.09.2012

Oral Session Winner Orthopedics & Surgery (2013) Leiden International Medical Student Conference, Leiden 13.-17.03.2013

Best Poster Award (2013) Wissenschaftliches Arbeiten im Reformstudiengang, Berlin 05.07.2013

8.4 Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt

meinem Doktorvater, PD Dr. Placzek, Richard (Universitätsklinikum Bonn, Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie), für die rasche Bereitstellung des Themas, die wertvollen Ratschläge als auch für seine Hilfe bei der Korrektur dieser Arbeit,

meiner Betreuerin, Dr. Druschel, Claudia (Charité – Universitätsmedizin, Centrum für muskuloskeletale Chirurgie), für die zeitintensive Unterstützung bei der Durchführung der biomechanischen Testungen, für das geduldige Einarbeiten, ihre Anleitung sowie die stetige Studienbegleitung,

dem TILAK-Biomechanik-Laborleiter, Dr. Dipl.-Ing. Schmoelz, Werner (Medizinische Universität Innsbruck, Unfallchirurgie und Sportmedizin), der mir bei allen praktischen Fragestellungen ein kompetenter Ratgeber war. Dank seines unermüdlichen Einsatzes im Innsbrucker Biomechaniklabor waren die Voraussetzungen für die Durchführung dieser experimentellen Dissertationsarbeit gegeben.

Ein herzlicher Dank sei insbesondere Cip, Johannes (Medizinische Universität Innsbruck, Unfallchirurgie und Sportmedizin) und Dr. Funk, Julia (Charité – Universitätsmedizin, Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie) für die produktive wissenschaftliche Diskussionskultur ausgesprochen.

Großes Dankeschön für die „Wurzeln und Flügel“ [von Goethe JW] sei an meine Eltern und Geschwister sowie an all meine Freunde gerichtet.

Zum Schluss gilt besonderer Dank dem Begabtenförderungswerk der katholischen Kirche in Deutschland, dem Cusanuswerk, der mir finanzielle und ideelle Unterstützung in der ärztlichen Ausbildung ist.