

KLINIK FÜR ORTHOPÄDIE UND ORTHOPÄDISCHE CHIRURGIE

Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar

**Zwei Lagerungshilfen zur definierten und reproduzierbaren
Positionierung des Beckens für die Beckenübersichtsaufnahme
zur Diagnostik des femoroacetabulären Impingement**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes Homburg/Saar

Homburg/Saar 2021

Vorgelegt von:

Sebastian Lott
geb. am 05. Juli 1986 in Zweibrücken

Tag der Promotion: 21.07.2021

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Michael D. Menger

Berichterstatter: Prof. Dieter Kohn
Prof. Tim Pohlemann

Abkürzungsverzeichnis

ant.	anterior
a.p.	anterior posterior
APP	Anterior Pelvic Plane
CT	Computertomographie
COS	Cross-over-Sign
engl.	englisch
FAI	Femoroacetabuläres Impingement
ICC	Intra-Class Korrelationskoeffizient
ISS	Ischial Spine Sign
KM	Kontrastmittel
m	männlich
max	Maximum
min	Minimum
MRT	Magnetresonanztomographie
MTRA	Medizinisch-technisch-radiologische(r) Assistent(in)
Rö	Röntgen
SCG	Sacrococcygealgelenk
SD	Standardabweichung
sup.	superior
Sy	Symphyse

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
1.1 Zusammenfassung.....	1
1.2 Abstract	1
2. Einleitung.....	2
2.1 Femoroacetabuläres Impingement.....	2
2.2 Entwicklung des Krankheitsbildes FAI als Auslöser der Coxarthrose.....	2
2.3 Formen des FAI.....	4
2.3.1 Pincer-Impingement.....	5
2.3.2 Cam-Impingement.....	5
2.4 Die Prävalenz des FAI	6
2.5 Symptomatik des FAI und klinische Untersuchung.....	6
2.6 Bildgebende Diagnostik beim FAI.....	8
2.6.1 Konventionelles Röntgen	8
2.6.1.1 Cross-over-Sign.....	9
2.6.1.2 Ischial Spine Sign	9
2.6.1.3 Coxa profunda	10
2.6.2 Computertomographie, Magnetresonanztomographie, MR-Arthrographie.....	11
2.7 Zielsetzung der Studie	11
3. Material und Methoden.....	14
3.1 Material.....	14
3.1.1 Beckenpräparate	14
3.1.2 Präparation.....	14
3.1.3 Lagerungshilfen	15
3.1.3.1 Lagerungshilfe A.....	15
3.1.3.2 Lagerungshilfe B	17
3.1.3.3. Stabilisierungshilfen	18
3.1.4 Röntgengerät.....	18
3.1.5 Computertomograph	18
3.2 Methoden.....	19
3.2.1 Durchführung der Messungen	19
3.2.1.1 Röntgendiagnostik	19
3.2.1.2 CT-Diagnostik	20
3.2.2 Auswertung der Messungen	20

3.2.2.1 Auswertung der Röntgenaufnahmen - Abstandsmessungen	20
3.2.2.2. Auswertung der Röntgenaufnahmen - Röntgenzeichen.....	21
3.2.2.3 Auswertung der CT-Untersuchung.....	21
3.3 Statistik.....	22
4. Ergebnisse	24
4.1 Röntgendiagnostik	24
4.2. CT-Diagnostik	25
4.3 Inter-/Intra-Untersucher-Reliabilität der CT-Messungen	26
4.4 Korrelation Röntgen und CT für die Abstandsmessungen	27
4.5 Korrelation Röntgen und CT für die Röntgenzeichen	30
4.6 Korrelationsanalyse der verschiedenen Lagerungen	31
5. Diskussion.....	33
5.1 Material und Methoden.....	33
5.2 Ergebnisse	38
5.3 Anwendbarkeit.....	40
5.4 Limitierungen	41
6. Schlussfolgerung	43
7. Literaturverzeichnis.....	44
8. Anhang	49
9. Publikationen	54
10. Danksagung	55
11. Lebenslauf	56

1.1 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde untersucht, ob sich mit Hilfe von mechanischen Lagerungshilfen eine definierte und reproduzierbare Positionierung des Beckens für die Beckenübersichtsaufnahme zur Diagnostik eines femoroacetabulären Impingements (FAI) erzielen lässt. Elf humane Beckenpräparate wurden sowohl mit Hilfe von zwei eigens entwickelten und hergestellten Lagerungshilfen als auch ohne Lagerungshilfe positioniert und mittels Röntgen sowie Computertomographie (CT) untersucht. Als Ausrichtungspunkte der Lagerungshilfen dienten beide Spinae iliacae anteriores superiores sowie die Symphyse. Durch diese drei Punkte wird eine Ebene – in der aktuellen Terminologie als „Anterior Pelvic Plane“ bezeichnet – definiert. Für die Röntgenaufnahme wird diese Ebene parallel zur Platte des Röntgenstrahlers und damit orthograd zum Röntgenstrahl ausgerichtet. Auf den Röntgenbildern wurden sowohl anatomisch definierte Abstandsmessungen durchgeführt als auch zwei Röntgenzeichen des FSI, des Cross-Over-Sign (COS) und das Ischial Spine Sign (ISS) untersucht. Die Messergebnisse der Röntgenaufnahmen wurden mit denen der CT-Untersuchungen verglichen. Die Mittelwerte der Messwerte mit und ohne Einsatz der Lagerungshilfen wiesen eine große Variabilität auf. Die Bland-Altman-Plots zeigten eine hohe Streuung der Messwertdifferenzen und eine niedrige Übereinstimmung der Messwerte der Röntgenuntersuchung (mit und ohne Einsatz der Lagerungshilfen) mit denen der CT-Untersuchung. Es zeigte sich eine leichte bis mittelstarke Korrelation der Röntgenzeichen zwischen Röntgen und CT (Cohens Kappa zwischen 0,241 und 0,542). Der Einsatz von mechanischen Lagerungshilfen zur definierten Positionierung des Beckens für die Beckenübersichtsaufnahme führte nicht zu einer präziseren und besser reproduzierbaren Röntgendiagnostik. Beide Lagerungshilfen zeigten keinen Vorteil gegenüber den ohne Hilfen freigelagerten Becken. Für die freigelagerten Becken ergab sich ebenfalls keine hohe Übereinstimmung der Messwerte mit denen der Computertomographie.

1.2 Abstract

The purpose of this study was to develop simple positioning devices for anteroposterior pelvis radiographs and to evaluate their effect on accuracy of the radiographs for assessment of the acetabular orientation and the diagnosis of femoroacetabular impingement (FAI) compared with non-instrumented positioning. Eleven human pelvic specimens from body donors were used for the study. With the help of two specially developed and manufactured positioning aids, the pelvis were examined by radiographs and computed tomography (CT). Both superior anterior iliac spines and the pubic symphysis were used as anatomical landmarks to obtain a horizontal orientation of the pelvis according to the so-called "anterior pelvic plane". In addition, a non-instrumented positioning of the pelvis was performed. Defined radiological distance measurements were carried out as well as the assessment of the cross-over-sign (COS) and the ischial spine sign (ISS). The results of the radiographs were compared with those of the CT examination. The mean values of the measurement parameters with and without the use of the positioning devices showed a high variability. Bland-Altman-Plots revealed a low correlation of the measurement values between the radiographs of the different positioning methods and the CT scans. There was a low to moderate correlation of the COS and ISS between the radiographs and the CT scans (Cohens Kappa between 0.241 und 0.542). In summary, the use of positioning devices did not lead to more precise anteroposterior pelvis radiographs compared to the conventional, non-instrumented positioning technique.

2. Einleitung

2.1 Femoroacetabuläres Impingement

Das *femoroacetabuläre Impingement* (FAI) wird durch eine abnorme Morphologie des Acetabulums und/oder des proximalen Femurs verursacht. Hierdurch entsteht ein pathologischer intrakapsulärer Kontakt zwischen Acetabulum und proximalem Femur. Bei endgradigen Bewegungen im Hüftgelenk kann es durch den Anschlag (engl. Impingement) der beiden Gelenkpartner zu einer Schädigung des Gelenkes kommen. Scherkräfte können so Schäden des Labrums und Pfannenknorpels verursachen. Die Folge kann eine sich im Verlauf entwickelnde Coxarthrose sein [35].

Auch bei nahezu normalen anatomischen Verhältnissen ist ein FAI grundsätzlich möglich. Eine übermäßige Beanspruchung des Hüftgelenkes, wie es häufig bei sogenannten „Impact-Sportarten“ wie Rugby oder Fußball vorkommt, verstärkt die Auswirkung des FAI. In den meisten Fällen führt die Kombination aus einer veränderten Morphologie und einer Überbeanspruchung des Hüftgelenkes zum symptomatischen FAI. Die freie Beweglichkeit wird umso mehr eingeschränkt, je größer die pathologischen knöchernen Veränderungen im Bereich des Hüftgelenkes von der normalen Anatomie abweichen [35].

Das Hüftgelenk ist als Kugelgelenk durch die stabile, enge knöcherne und weichteilige Führung hohen Kraftauswirkungen ausgesetzt. Diese Kraft wirkt vor allem am Rand der Gelenkpfanne und kann hierbei sowohl Labrum als auch Knorpel schädigen [35]. Das FAI kann somit ein Auslöser derjenigen Formen der Coxarthrose darstellen, die bisher in vielen Fällen als primär idiopathisch angesehen wurden [14].

2.2 Entwicklung des Krankheitsbildes FAI als Auslöser der Coxarthrose

Für die Entstehung der Coxarthrose sind neben biologischen, genetischen und immunologischen Faktoren vor allem biomechanische Ursachen in den Fokus gerückt [9,22]. Im Bereich des Hüftgelenkes sind dies in erster Linie axiale Überbelastungen, die eine Arthrose verursachen können. Es zeigt sich, dass ein wichtiger Grund für die Entstehung einer Coxarthrose auf mechanischer Ebene zu finden ist [15].

Bei der primären oder idiopathischen Coxarthrose bleibt die Ursache der Erkrankung unklar. Bei der sekundären Coxarthrose hingegen ist die Ätiologie und Pathogenese bekannt. Sie kann bei einer Hüftdysplasie, Morbus Perthes, Epiphyseolysis capitis femoris, Protrusio acetabuli, Hüftkopfnekrose, nach Trauma, bakterieller Arthritis, Rheuma, im Rahmen metabolischer oder endokriner Erkrankungen oder bei einem FAI auftreten. Das FAI kann eine

frühe Arthroseentstehung begünstigen und wird daher als eine präarthrotische Deformität angesehen [19].

Bereits im Jahr 1936 beschrieb Smith-Petersen erstmals ein Impingement der Hüfte. Er stellte die Diagnosen einer sogenannten „slipped old upper epiphysis“ und „Protrusio acetabuli“ [58].

Im Jahr 1965 untersuchte Murray 200 Hüften mittels Röntgendiagnostik und stellte fest, dass die Mehrzahl der idiopathischen Fälle einer Coxarthrose durch Variationen der knöchernen Anatomie verursacht werden. Er prägte den Begriff der sogenannten „*Tilt deformity*“, bei der der Hüftkopf eine varische Verkippung gegenüber der Schenkelhalsachse mit gleichzeitiger Verkürzung derselben aufweist. Des Weiteren beschrieb er, dass 65% der Fälle von Osteoarthrose als sekundär einzustufen waren, wovon 25,5% als übersehene Hüftdysplasie und 39,5% als *Tilt deformity* zu werten waren [41].

Stulberg beschrieb 1975 die sogenannte Pistol-Grip Deformität. Ähnlich wie die *Tilt deformity* ist diese durch eine Abflachung des lateralen Hüftkopf-Schenkelhalsüberganges charakterisiert [60].

Solomon stellte 1976 die Hypothese auf, dass sich eine Arthrose des Hüftgelenkes sekundär aufgrund einer vorbestehenden abnormen Anatomie entwickelt [59].

Schließlich beschrieb Harris im Jahre 1986, dass mehr als 90% der untersuchten Patienten mit idiopathischer Coxarthrose morphologische Veränderungen des Hüftgelenkes zeigten. Hierbei konnten am häufigsten leichte acetabuläre Dysplasien und/oder die *Pistol Grip Deformität* nachgewiesen werden [20].

Myers prägte erstmals im Jahre 1999 den Begriff „*anteriores femoroacetabuläres Impingement*“, nachdem er in Nachuntersuchungen bei Patienten nach periacetabulärer Osteotomie ein Impingement feststellte [42].

In den letzten 20 Jahren haben sich die Erkenntnisse zum Krankheitsbild des FAI deutlich erweitert, einerseits durch neue Möglichkeiten der Bildgebung und andererseits maßgeblich durch die Arbeiten von Prof. Ganz und seinen Mitarbeitern in Bern. Ihre Untersuchungsergebnisse zum FAI unterstützen die Annahme, dass Abweichungen von der anatomischen Norm im Bereich der Hüfte, insbesondere Deformitäten an Schenkelhals oder Hüftpfanne, ein Impingement verursachen können. Dies kann zu einer eingeschränkten Beweglichkeit, Schäden an Labrum und Knorpel führen und letztlich Schmerzen im Bereich der Hüfte verursachen. Schlussendlich trägt der intraartikuläre Knochenkontakt zur Entwicklung der Coxarthrose bei [14,23,57,67].

Gemäß dem heutigen Stand der Forschung wird angenommen, dass das FAI in vielen Fällen die Ursache für die zuvor als primär, idiopathisch eingestufte Hüftarthrose darstellt [2,3].

2.3 Formen des FAI

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk und bedingt durch die Führung von Knochen und Bändern ein enges, formschlüssiges Gelenk mit jedoch guter Beweglichkeit. Dies wird durch die sphärische Kopfform des Femurs ermöglicht. Limitiert wird der Bewegungsumfang vor allem durch den Schenkelhals und die Konfiguration der Hüftpfanne. Weiterhin maßgeblich ist die Tiefe der Hüftgelenkspfanne und damit die Überdachung des Femurkopfes. Bei zu tiefer Pfanne kommt es biomechanisch zu einer erhöhten Druckbelastung im Pfannenrund, was zu schmerzhaften Bewegungseinschränkungen führen kann [31].

Für eine gute Flexion im Hüftgelenk ist es erforderlich, dass das Acetabulum nach ventral geöffnet ist. Man spricht von einer Anteversion der Hüftgelenkspfanne, die im Normalfall beim gesunden Erwachsenen 11-23° beträgt [51]. Bereits minimale Abweichungen von der anatomischen Norm können die Biomechanik verändern und dadurch Schädigungen an Labrum und Knorpel verursachen [49]. Durch anatomische Abweichungen im Bereich der Hüftpfanne kann es zu einem intraartikulären Kontakt kommen. Durch die enge Führung des Gelenkes sind Schädigungen des Pfannenknorpels und des Labrums die Folge, welche dann vor allem im Bereich des superioren und anterioren Acetabulums zu finden sind [2,27,37]. Man unterscheidet zwei Formen des FAI: das acetabuläre Pincer-Impingement (s. Abb. 1) und das femorale Cam-Impingement (s. Abb. 2). Mischformen aus den beiden Typen gibt es ebenfalls und sind häufig [64].

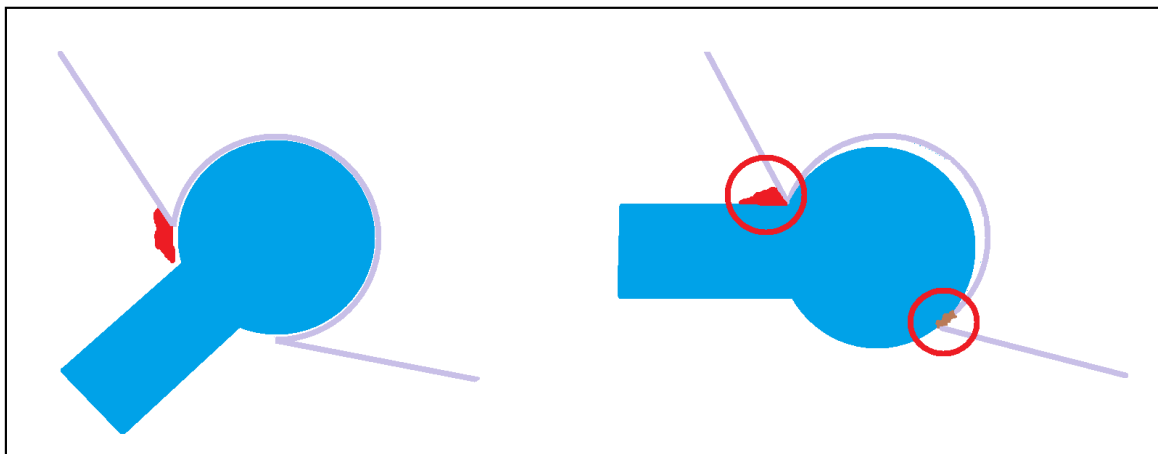


Abb. 1: Pincer-Impingement

Bei Flexion des Hüftgelenkes entsteht ein Kontakt zwischen Kopf-Hals-Übergang und Pfannenrand. Dadurch kommt es zur Schädigung des Labrums. Durch ein Hebeln kommt es auf der gegenüberliegenden Seite zu einer „Contre-Coup“-Läsion und einer damit einhergehenden Schädigung des Pfannenknorpels.

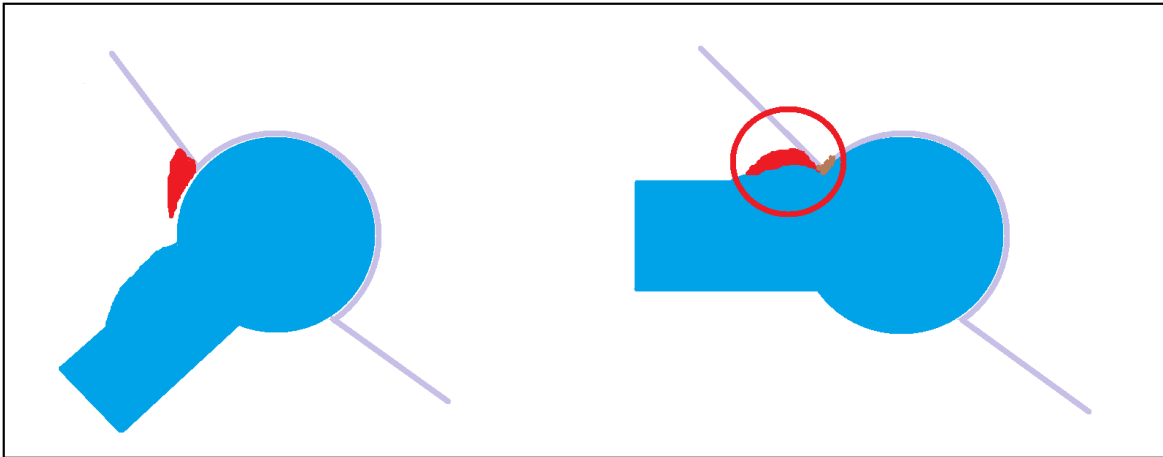


Abb. 2: Cam-Impingement

Bei Flexion des Hüftgelenkes schiebt sich der asphärische Teil in die Hüftpfanne. Hierbei verdrängt der verdickte oder vorgewölbte Knochen am Kopf-Hals-Übergang („Cam“) das Labrum und schädigt so dieses und den angrenzenden Pfannenknorpel.

2.3.1 Pincer-Impingement

Das Pincer-Impingement, zu Deutsch „Beißzangen-Impingement“ genannt, entsteht durch den Kontakt zwischen dem Kopf-Halsübergang des Femurs mit dem Pfannenrand. Hierbei ist eine fehlorientierte oder zu tiefe Hüftgelenkspfanne ursächlich, wohingegen die Morphologie des Kopf-Hals-Übergangs normal sein kann [14]. Eine zu tiefe Hüftgelenkspfanne liegt bei einer Coxa profunda oder einer Protrusio acetabuli vor [66]. Genauso kann eine fehlorientierte Hüftgelenkspfanne mit einer verminderten Anteversion oder einer Retroversion zu einer meist anterior gelegenen, vermehrten Überdachung und somit zum Impingement führen [52,55,65].

Bei Flexion des Hüftgelenkes entsteht ein Kontakt zwischen Kopf-Hals-Übergang und Pfannenrand. Dadurch kommt es zu einer Quetschung und Schädigung des Labrums. Durch ein Hebeln im Bereich des Kopf-Hals-Überganges kann es im weiteren Verlauf der Erkrankung zu einer dorsokaudalen Knorpelläsion des Acetabulums, einer sogenannten „Contre-Coup“-Läsion, kommen (Abb. 2). Eine chronische Einklemmung des Labrums kann zu dessen Degeneration und Ossifikation führen [35].

2.3.2 Cam-Impingement

Das Cam-Impingement, zu Deutsch „Nockenwellen-Impingement“ genannt, ist durch eine Asphärizität des Femurkopfes gekennzeichnet. Durch eine unzureichende Taillierung des Kopf-Hals-Übergangs kommt es bei einer kombinierten Beugung und Innenrotation des Hüftgelenkes endgradig zum Kontakt zwischen dem Kopf-Hals-Übergang und dem Acetabulum. Der randständige acetabuläre Gelenkknorpel wird hierbei starken Scherkräften ausgesetzt. Mögliche Folgen können die subchondrale Ablösung des acetabulären Knorpels

von außen nach innen und Einrisse an der Verbindung zwischen Knorpel und Labrum sein. Das Labrum selbst wird zur Seite geschoben und degeneriert erst sekundär [26,35].

Die Asphärizität des Femurkopfes kann sich entweder in einem abgeflachten Kopf-Hals-Übergang mit fehlender Taillierung zeigen oder als sogenannter „Buckel“ (engl.: Bump). In beiden Fällen kommt es durch eine periphere Zunahme des Hüftkopfradius zu einer Asphärizität [35]. Je größer sich diese darstellt, desto eher kommt es zum Kontakt zwischen dem Kopf-Hals-Übergang des Femurs und dem Acetabulum und desto ausgeprägter ist der Bewegungsumfang des Hüftgelenkes eingeschränkt.

Es wird davon ausgegangen, dass eine Wachstumsstörung der Hüftkopfeiphyse zu einem Cam-Impingement führen kann [34]. Weitere Ursachen können auch ein posttraumatischer Zustand oder ein abgelaufener Morbus Perthes sein [34]. In einer Studie aus dem Jahre 2014 konnte Murgier zeigen, dass eine subklinische Epiphysiolysis capitis femoris in über 40% der Fälle zu einem Cam-Impingement führt [40].

2.4 Die Prävalenz des FAI

Das FAI ist eine häufige Erkrankung. Die geschätzte Prävalenz liegt zwischen 10 und 15%. Die Mehrzahl der betroffenen Patienten ist <40 Jahre alt. Normalbefunde in der Röntgendiagnostik schließen ein FAI nicht aus. Der typische Patient mit FAI ist zwischen 20 und 50 Jahre alt und weist einen sportlichen Habitus auf [15,35,64]. In mehreren Studien konnte gezeigt werden, dass das männliche Geschlecht häufiger vom Cam-Typ betroffen ist, wohingegen Frauen häufiger ein Pincer-Impingement aufweisen. Dies zeigten die Ergebnisse der „Copenhagen Osteoarthritis Study“ von Gosvig et al. aus dem Jahre 2008, bei der über 4000 Patienten untersucht wurden [17]. Auch andere Studien belegten die Unterschiede beider Geschlechter hinsichtlich der Verteilung von Cam- und Pincer-Impingement [18,36,50].

Symptome treten bei Männern bereits in früheren Lebensabschnitten auf, etwa im Alter zwischen 20 und 30 Jahren. Bei Frauen hingegen kommt es meist später zu Beschwerden, etwa im Alter zwischen 30 und 50 Jahren [7,48].

2.5 Symptomatik des FAI und klinische Untersuchung

Die klinische Symptomatik des FAI ist zu Beginn oft unspezifisch und entsteht langsam und intermittierend. Die Betroffenen beklagen meist einen belastungsabhängigen Schmerz im Bereich der Hüfte mit Ausstrahlung in die Leiste [7]. Häufig berichten Patienten von Leistenschmerzen, welche nach einem Bagateltrauma beginnen, ebenso über Schmerzen nach langem Sitzen oder Gehen sowie nach sportlicher Aktivität. Weiterhin kennzeichnend

-Einleitung-

sind Schmerzen der Adduktoren, Schmerzen im Bereich des Trochanter sowie eine eingeschränkte Innenrotation in Flexionsstellung der Hüfte.

In der klinischen Untersuchung der betroffenen Hüfte kann eine schmerzhafte, eingeschränkte Innenrotation einen ersten Hinweis geben. Diese nimmt mit Fortschreiten der Erkrankung weiter ab und die Schmerzintensität zu [35]. Deutliche Einschränkungen im Alltag und auch der sportlichen Betätigung können die Folge sein [7]. Aufgrund der unspezifischen Symptome ist der diagnostische Weg bis zur Diagnose des FAI oft lang, geprägt von konservativen Behandlungsversuchen mit Physiotherapie oder nicht indizierten Operationen wie z.B. Leistenhernienoperationen. Somit ist eine gründliche klinische Untersuchung in Kombination mit einer bildgebenden Diagnostik wichtig, um die Diagnose eines FAI stellen zu können.

Wegweisende Tests im Rahmen der klinischen Untersuchung für ein FAI sind der Impingementtest, der Apprehension-Test und der FABER-Test [48].

a) Impingementtest

Der Patient liegt entspannt auf dem Rücken. Die zu untersuchende Hüfte wird passiv in einem 90° Winkel flektiert und forciert adduziert und innenrotiert. Dabei wird der Schenkelhals dem Pfannenrand genähert und das kranio mediale Labrum einer Kompression ausgesetzt. Wird dabei ein Schmerz ausgelöst, der sich vornehmlich in die Leiste projiziert und identisch mit dem Beschwerdebild ist, so ist der Test als positiv zu werten [29,35].

b) Apprehension-Test

Zur Untersuchung des seltener vorkommenden dorsalen FAI wird das gesunde Bein vom Patienten maximal flektiert gehalten. Dabei stellt sich eine maximale Extension des zu untersuchenden Beines ein. Wird nun bei einer forcierten Außenrotation im Hüftgelenk ein Schmerz ausgelöst, kann auch hier von einem positiven Test ausgegangen werden [35].

c) FABER-Test

FABER steht als Abkürzung für „Flexion, Abduction and external Rotation“. Die zu untersuchende Extremität wird in Rückenlage des Patienten in die sog. Viererposition gebracht. Dafür wird die Hüfte flektiert, abduziert und außenrotiert. Anschließend wird das Knie der betroffenen Seite zur Untersuchungsfläche gedrückt, während das Becken auf der Gegenseite stabilisiert wird. Gemessen wird der Abstand des Kniegelenkes zur Untersuchungsfläche. Dieser Test wird im Seitenvergleich durchgeführt. Als positiv ist der Test zu werten, wenn sich eine Seitendifferenz zeigt, d.h. die betroffene Seite einen größeren Knie-Tisch-Abstand aufweist [48].

2.6 Bildgebende Diagnostik beim FAI

2.6.1 Konventionelles Röntgen

Als erste diagnostische Maßnahme bei einem Verdacht auf ein FAI steht die Anfertigung eines Röntgenbildes. Hierdurch können andere Pathologien wie zum Beispiel eine Coxarthrose, eine Hüftdysplasie oder eine fortgeschrittene Hüftkopfnekrose ausgeschlossen werden [65]. Eine nativröntgenologische Diagnostik ist im Zeitalter von schnittbildgebenden Verfahren nach wie vor bedeutsam. Sie ist schnell durchführbar, gut verfügbar, einfach und preiswert. Aber es werden präzise Projektionen in Bezug auf die entsprechende Fragestellung gefordert.

Zum Standard der Röntgendiagnostik sollten mindestens zwei Aufnahmen gehören, die in unterschiedlichen Ebenen aufgenommen werden. Zum einen wird eine a.p.-Beckenübersichtsaufnahme durchgeführt, die die Beurteilung der räumlichen Orientierung und der Konfiguration des Acetabulums ermöglicht. Zum anderen wird eine seitliche Aufnahme der Hüfte angefertigt, um so die Konfiguration des ventrolateralen Kopf-Hals-Übergangs in dem Bereich beurteilen zu können, in dem es zu einer verminderten oder fehlenden Taillierung des Kopf-Hals-Überganges im Rahmen eines FAI kommt [65]. Als mögliche Seitenaufnahmen stehen verschiedene Aufnahmetechniken zur Verfügung. Zum einen die sog. Cross-Table-Aufnahme, zum anderen die Aufnahme nach Dunn-Rippstein in 45° Flexion oder eine Lauensteinaufnahme [5,6].

A.p.-Beckenübersichtsaufnahmen sollten am liegenden Patienten mit innenrotierten unteren Extremitäten durchgeführt werden. Der Röntgenzentralstrahl mit einem Elektrodenabstand von 120cm sollte auf den Mittelpunkt zwischen Symphysenoberrand und einer Linie zwischen den Spinae superiores anteriores gerichtet werden [63].

Die genannten Röntgenaufnahmen eignen sich, um die knöchernen Morphologie des Hüftgelenkes darzustellen und einen ersten Hinweis auf ein vorliegendes FAI zu geben. Zur Beurteilung des Labrums sowie des angrenzenden Pfannenknorpels ist vor weiterführenden therapeutischen Schritten eine weitere bildgebende Diagnostik im Sinne einer Magnetresonanztomographie sinnvoll. Die höchste Sensitivität und Spezifität zur Erkennung einer Labrumläsion bietet die MR-Arthrographie des Hüftgelenkes, bei der vor Durchführung der MRT-Untersuchung ein Kontrastmittel intraartikulär appliziert wird [21].

Für das Pincer-FAI ist röntgenologisch die Ausrichtung und Tiefe der Hüftgelenkspfanne von Bedeutung. Bei einer Retroversion der Hüftgelenkspfanne kommt es zu einer vermehrten ventralen Überdachung des Hüftkopfes. Relevante röntgenologische Zeichen eines Pincer-FAI, die in dieser Studie zur Beurteilung verwendet wurden, werden im Folgenden näher beschrieben.

2.6.1.1 Cross-over-Sign

Das Cross-over-Sign (COS), auch „Figure-of-8-Configuration“ genannt, kann bei vermehrter vorderer Überdachung, verminderter Anteversion oder einer vermehrten Retroversion der Hüftgelenkspfanne beobachtet werden. Normalerweise projiziert sich auf einer a.p.-Beckenübersichtsaufnahme der Rand der vorderen Pfannenwand medial des Randes der hinteren Pfannenwand. Bei einer der oben genannten Pathologien überkreuzen sich beide Ränder und man bezeichnet dies als ein positives COS. Die vordere Pfannenwand verläuft hier zunächst im kranialen Anteil der Pfanne lateral des Randes der hinteren Pfannenwand und überkreuzt diesen weiter distal, um im kaudalen Anteil der Pfanne wieder medial des Randes der hinteren Pfannenwand zu verlaufen [52] (Abb. 3).

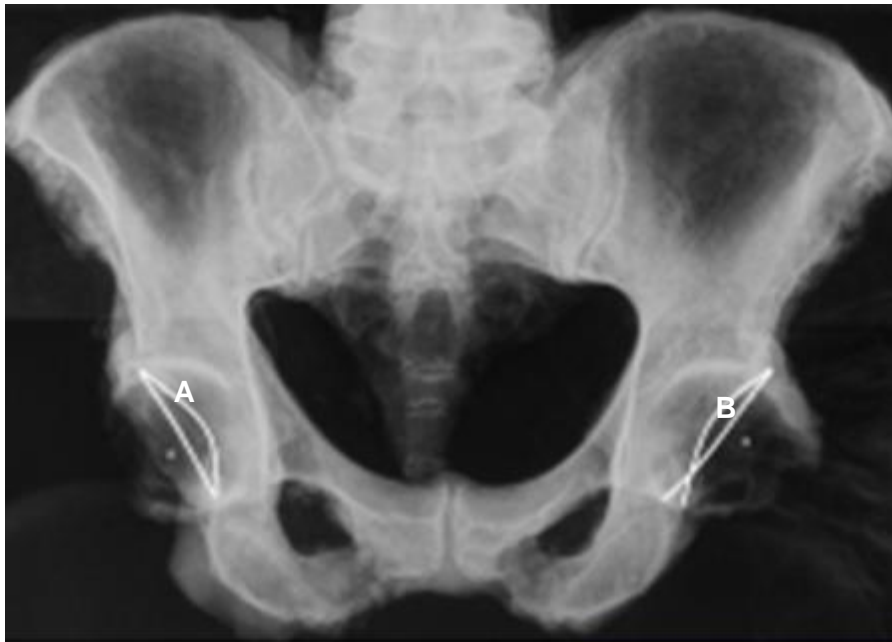


Abb. 3: Cross-over-Sign (COS)
A: Normale Konfiguration; B: positives COS

2.6.1.2 Ischial Spine Sign

Beim sog. „Ischial Spine Sign“ (ISS) ragt die Spina ischiadica in der a.p.-Beckenübersichtsaufnahme prominent in das Becken hinein. Dies kann einen weiteren Hinweis auf eine Retroversion der Hüftpfanne geben. Dieses röntgenologische Phänomen tritt sehr häufig in Kombination mit einem COS auf [25] (Abb. 4).



Abb. 4: Ischial Spine Sign (ISS): Prominent ins Becken hineinragende Spina ischiadica
(Quelle: modifiziert aus Kusma et al. 2009 [33])

2.6.1.3 Coxa profunda

In a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen projiziert sich die Fossa acetabuli bei gesunden Hüften lateral der Linea ilioischiadica. Wenn sich die Linea ilioischiadica und die Fossa acetabuli berühren oder gar überschneiden, spricht man von einer Coxa profunda [53] (Abb. 5).



Abb. 5: Coxa profunda

A: Coxa profunda: Die Linea ilioischiadica und die Fossa acetabuli überschneiden einander.

B: normale Konfiguration

Die röntgenologisch gesicherte Coxa profunda gilt als mögliche Ursache für ein Pincer-FAI. Neuere Studien sehen dies jedoch als umstritten an [11,43].

2.6.2 Computertomographie, Magnetresonanztomographie, MR-Arthrographie

Bei einem FAI folgt in der Regel der Röntgendiagnostik eine weitere Schnittbildgebung. Hier haben sich die Computertomographie (CT) [1] und die Magnetresonanztomographie (MRT) [45,47] als zuverlässige bildgebende Methoden etabliert.

Während die Röntgendiagnostik nur größere anatomische Veränderungen darzustellen vermag, können in der Schnittbildgebung auch wesentlich kleinere Veränderungen abgebildet werden. Die Möglichkeit der dreidimensionalen Darstellung hilft dabei, diese Pathologien sichtbar zu machen.

CT-grafisch lässt sich die Knochenstruktur sehr gut darstellen, die auch in eine dreidimensionale Rekonstruktion umgewandelt werden kann. So lässt sich die Konkavität des femoralen Kopf-Halsübergangs oder das Ausmaß der Pfannenorientierung genauer quantifizieren [1]. Eine CT-Untersuchung kommt bei ausgeprägten knöchernen Deformitäten zur Anwendung. Nachteilig sind die eingeschränkte Darstellbarkeit von Weichteilstrukturen und die hohe Strahlenbelastung für den Patienten.

In der MRT lassen sich sehr gut weichteilige Strukturen darstellen. Sie kommt beim FAI zur Beurteilung des Labrums und der Knorpelverhältnisse häufig zur Anwendung.

Die höchste Genauigkeit zur Beurteilung von Labrumschäden erzielt die MR-Arthrographie, eine MRT-Untersuchung mit zusätzlicher Injektion von Kontrastmittel ins Gelenk. Diese wird in bestimmten Fällen bei fehlenden Kontraindikationen (z.B. KM-Allergie) der nativen MRT-Untersuchung aufgrund der besseren Darstellung von kleineren Weichteilstrukturen und Labrumschäden vorgezogen [21,61].

2.7 Zielsetzung der Studie

Wie in Kapitel 2.6 beschrieben gehört zur standardmäßigen Diagnostik bei einem Verdacht auf ein FAI die Anfertigung einer a.p.-Beckenübersichtsaufnahme. Um wichtige, auf ein Pincer-FAI hinweisende Zeichen (COS, ISS, Coxa profunda) im Röntgenbild zuverlässig ablesen und die Hüftpfannenebene einschätzen zu können, sind standardisierte Röntgenbilder mit vergleichbarer Beckenausrichtung im Hinblick auf die Beckenkipfung, Beckenneigung und Beckenrotation erforderlich. Die Qualität der Beckenübersichtsaufnahmen hängt maßgeblich von der Lagerung des Beckens auf dem Röntgentisch in Relation zum Röntgenzentralstrahl ab. Abweichungen können zu falsch-positiven oder falsch-negativen Ergebnissen und möglicherweise zu einer falschen Diagnose führen.

Wassilew et al. (2012) konnten zeigen, dass die Beurteilung der acetabulären Retroversion auf einer a.p.-Beckenübersichtsaufnahme nicht zuverlässig möglich ist und einer der Gründe dafür eine unterschiedliche Beckenkipfung bei Durchführung der

-Einleitung-

Röntgenaufnahme sei [68]. Das „Anterior Pelvic Plane“-Konzept ist eine Möglichkeit, die Position des knöchernen Beckens im Raum festzulegen. Dabei wird eine Ebene („Anterior Pelvic Plane“, APP) durch drei Punkte anhand knöcherner Landmarken definiert: die Symphyse sowie die beiden vorderen Darmbeinstacheln [10,13] (Abb. 6). Zum Röntgen wird diese Ebene parallel zum Röntgentisch ausgerichtet und so die Position des Beckens bestimmt. Nach Zheng et al. (2009) ist dies die korrekte Position zur Beckenübersichtsaufnahme im Liegen [72].

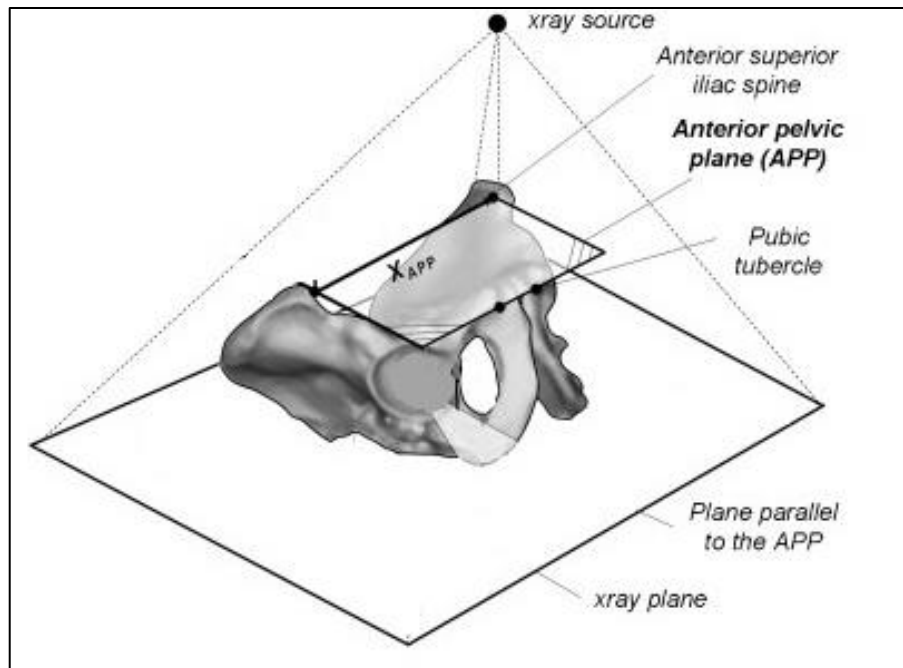


Abb. 6: APP (Quelle: modifiziert aus Zheng et al. (2009) [72])

Bisher haben sich im klinischen Alltag keine Lagerungshilfen etabliert, die eine akkurate und reliable Ausrichtung des Beckens zum Röntgenzentralstrahl ermöglichen. Die korrekte Lagerung und damit die Qualität der Beckenübersichtsaufnahmen ist zu einem großen Anteil abhängig vom Augenmaß und dem Lagerungsgeschick der/des MTRA.

Das Ziel dieser Studie ist die Entwicklung einfacher mechanischer Hilfsmittel zur reproduzierbaren Positionierung des Beckens auf dem Röntgentisch, so dass die APP-Ebene parallel zur Tischplatte liegt.

Folgende Fragestellungen wurden der hier vorliegenden Studie zugrunde gelegt:

„Lässt sich mittels spezieller Lagerungs- und Einstellhilfen durch eine kontrollierte Ausrichtung des Beckens in Relation zum Röntgenzentralstrahl eine standardisierte Röntgenaufnahme (Beckenübersichtsaufnahme) anfertigen, die reproduzierbar ist und eine zuverlässige Beurteilung der Pfannenöffnungsebene beim FAI ermöglicht?“

-Einleitung-

„Stimmt die Hypothese, dass so gefertigte Beckenübersichtsaufnahmen eine reproduzierbare Bestimmung von Messlinien, Winkeln und Röntgenzeichen erlauben, die in der Diagnostik des femoroacetabulären Impingements verwendet werden? Sind die ermittelten Werte vergleichbar mit den Messwerten einer Computertomographie?“

„Stimmt die Hypothese, dass die Messungen bei Verwendung der Lagerungshilfen genauer und besser reproduzierbar sind als bei Aufnahmen, die ohne diese Hilfsmittel angefertigt wurden?“

3. Material und Methoden

3.1 Material

3.1.1 Beckenpräparate

Die Studie wurde an sechs männlichen und fünf weiblichen humanen Beckenpräparaten durchgeführt (n=11). Die Präparate stammten von Körperspendern des Körperspendeprogrammes des Anatomischen Institutes der Universität des Saarlandes.

Die Beckenpräparate wurden den Körperspendern im Anschluss an den Anatomiekurs entnommen, für die Versuchsreihe nativröntgenologisch und computertomographisch untersucht und nach Abschluss der Untersuchungen dem Körperspender zur Bestattung wieder zugeführt.

Die Versuchsreihe wurde im Herbst 2012 mit sieben und im Frühjahr 2013 mit weiteren vier Becken durchgeführt. Somit konnte eine Gesamtanzahl von elf Becken erreicht werden.

3.1.2 Präparation

Nach Abschluss des Anatomiekurses lagen die Becken wie folgt vor: Haut und Weichteilgewebe waren entfernt, sichtbar waren Muskulatur, Gefäß-Nervenstränge, Lymphknoten und Knochen.

Zur Entnahme der Beckenknochen wurden zunächst unter Zuhilfenahme von Präparierschere und Skalpell die Gefäß-Nervenbündel durchtrennt, die Muskulatur an ihren Ursprüngen und Ansätzen abgetrennt und das Weichteilgewebe vom Knochen abpräpariert. Die Hüftkapsel wurde beidseits flügelartig inzidiert und eine Kapsulektomie durchgeführt, um die Luxation der Hüftgelenke zu ermöglichen. Mit einer Säge wurde schlussendlich die Wirbelsäule in Höhe des Promotoriums vom Os sacrum abgetrennt.

Für die weitere Diagnostik verblieb ein knöchernes Beckenpräparat, bestehend aus den Ossa ilia, Ossa pubica, Ossa ischiadica sowie dem Os sacrum. Aus hygienischen Gründen wurden die Präparate für die Untersuchungen in durchsichtige, elastische Plastikfolien verpackt (Abb. 7).



Abb. 7: Beckenpräparat

3.1.3 Lagerungshilfen

Für die Studie wurden zwei verschiedene Lagerungshilfen entwickelt und hergestellt. Als anatomische Landmarken dienten den Einstellhilfen die Spina iliaca anteriores superiores beidseits sowie die Symphyse mit dem Ziel einer horizontalen Ausrichtung des Beckens in dieser Ebene in Anlehnung an das APP-Konzept. Zum Abtasten der Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphyse in einer Ebene parallel zum Röntgentisch wurde eine Lagerungshilfe entworfen, welche dies durch eine Abstandsmessung zu einer parallelen Ebene zum Röntgentisch ermöglicht. Da sich die Patienten bei der Durchführung der Beckenübersichtsaufnahme in Rückenlage befinden, richten sich die anatomischen Landmarken und die daraus resultierende horizontale Ebene in Richtung der Decke aus.

3.1.3.1 Lagerungshilfe A

Bei der Herstellung der Lagerungshilfe A wurden röntgendurchlässige und weitestgehend rigide Materialien (Acrylglasplatten und Holzstäbe) verwendet (s. Abb. 8).

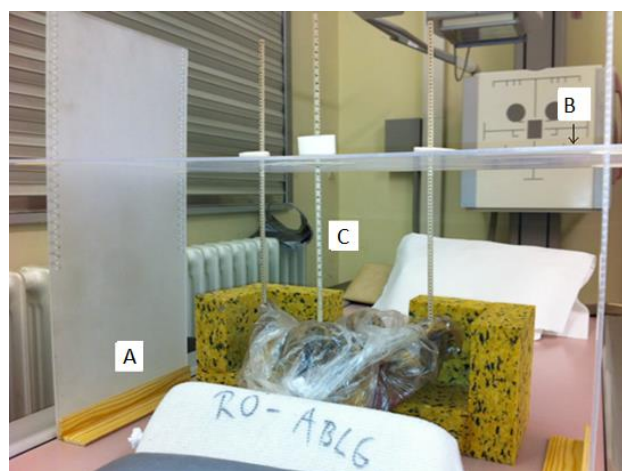


Abb. 8: Lagerungshilfe A

Längsträger mit Lochprägungen zur exakten Einstellung der Höhe (A);
Querträger (B) zur Fixierung der Taster; drei gelöcherte Tasterstäbe (C).

-Material und Methoden-

Handelsübliche Acrylglasplatten mit einer Dicke von vier Millimetern wurden nach vorheriger Berechnung von Länge und Breite, sowie Ausrichtung der notwendigen Führungsschlitze für die Taster exakt nach Planungsskizze (s. Abb. 9) gefräst. Die Tasterstäbe aus Holz mit einer Gesamtlänge von 330mm wurden ebenfalls mit Lochbohrungen im Abstand von 4mm versehen. Die Längsträger weisen eine Länge von 500 mm und eine Breite von 250 mm auf. Die Löcher zur Fixierung des Querträgers an den Außenseiten der Längsträger haben einen Abstand von 6mm.

Zur Verbesserung der Stabilität und Standfestigkeit der Lagerungshilfe auf dem Untersuchungstisch wurde an beiden Längsträgern eine Holzleiste montiert. Der Querträger mit einer Länge von 780 mm und einer Breite von 300 mm beinhaltet zwei Führungen an den Außenseiten zur Verankerung mit den Längsträgern sowie mehrere Schlitzführungen zur Ausrichtung der Tasterstäbe.

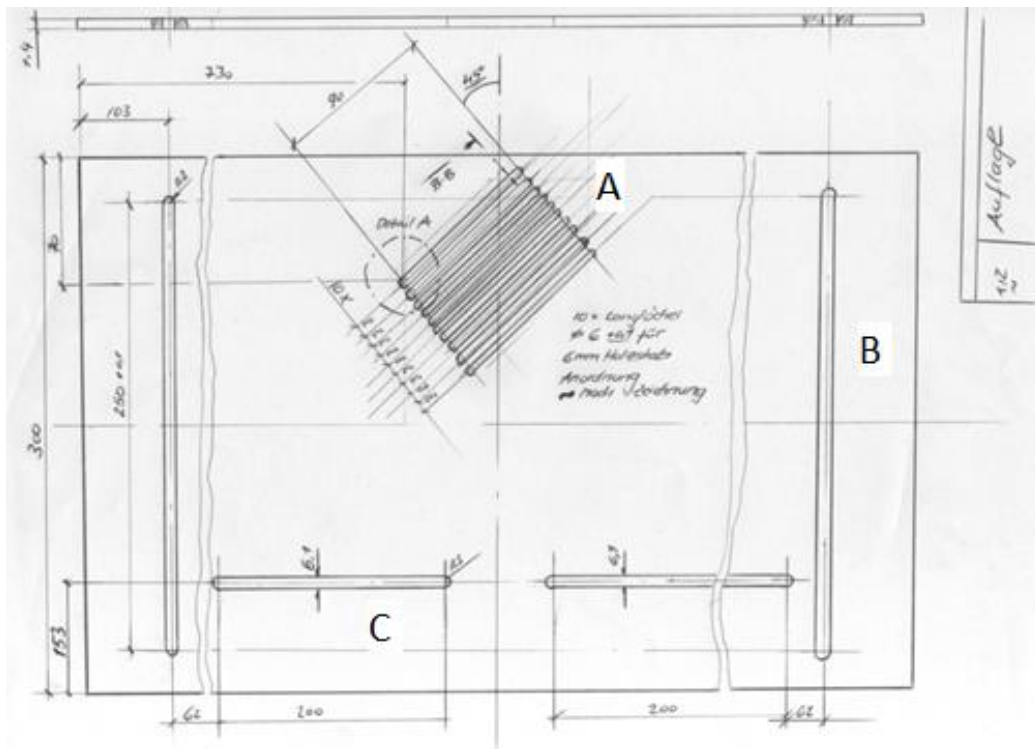


Abb. 9: Planungsskizze Querträger

A: Schlitzführungen zur Ausrichtung der Tasterstäbe über der Symphyse; **B:** Außenführungen zur Verankerung der Längsträger; **C:** Führungen zur Ausrichtung der Tasterstäbe über Spina iliaca anterior superior

Unter der Voraussetzung eines exakt ebenen Untergrundes, welcher durch den Röntgenisch gegeben ist, können Längs- und Querträger in einem Winkel von 90° positioniert werden. Die anschließend eingebrachten Tasterstäbe bilden mit der Querplatte ebenfalls einen 90° Winkel, sodass die exakte Ausrichtung der drei Messpunkte in einer horizontalen Ebene („anterior pelvic plane“) ermöglicht wird (s. Abb. 8).

3.1.3.2 Lagerungshilfe B

Zur Vereinfachung der Handhabung einer Lagerungshilfe im klinischen Alltag am Patienten wurde eine zweite Variante, die Lagerungshilfe B, entwickelt und hergestellt. Diese besteht ebenfalls aus Acrylglas mit einer Dicke von vier Millimetern. Sie hat eine Länge von 520 mm und eine Breite von 500 mm. Des Weiteren besteht sie aus einem stabilisierenden Holzrahmen, variabel einstellbaren Tastern aus Kunststoff und zwei fest montierten Wasserwaagen (s. Abb. 10 und 11).



Abb. 10: Lagerungshilfe B

Acrylglasplatte (A); Kunststofftaster in Schlitzführungen (B); Wasserwaagen zur manuellen Ausrichtung (C)



Abb. 11:

Kontrolle der korrekten Ausrichtung des Beckens durch Wasserwaagen

3.1.3.3. Stabilisierungshilfen

Um ein knöchernes Becken in seiner Position auf dem Röntgentisch zu stabilisieren, benötigt es weitere Materialien, da hier die natürliche Abstützung durch den normalerweise vorhandenen Weichteilmantel entfällt. So wurden die Beckenschaufeln durch zwei Schaumstoffecken stabilisiert, der kaudale Anteil durch ein keilförmiges Kissen sowie einen Sandsack in Position gehalten (s. Abb. 10).

3.1.4 Röntgengerät

Zur Durchführung der Röntgendiagnostik wurde ein Röntgengerät der Firma Siemens ® (Berlin, Deutschland) benutzt. Der Abstand der Röntgenelektrode zum Tisch (Film-Fokus-Abstand) wurde für alle auf 1100mm festgelegt. Der Röntgenzentralstrahl wurde orthograd auf den Mittelpunkt zwischen Symphysenoberrand und einer Linie zwischen den Spinae iliacae anteriores superiores ausgerichtet.

3.1.5 Computertomograph

Die CT-Diagnostik der Becken wurde in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums des Saarlandes durchgeführt. Für die Messungen wurde ein Computertomograph der Marke Philips® (Best, Niederlande) mit der Markenbezeichnung „Brilliance 16“ benutzt.



Abb. 12:

Philips ® Computertomograph (Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar)

3.2 Methoden

3.2.1 Durchführung der Messungen

3.2.1.1 Röntgendiagnostik

Die nativröntgenologischen Aufnahmen der Becken wurden in der Röntgenabteilung der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Universitätsklinikum des Saarlandes, angefertigt. Für alle Beckenpräparate wurde jeweils eine Beckenübersichtsaufnahme in Freilagerung ohne Lagerungshilfen (Lagerung frei), mit der Lagerungshilfe A (Lagerung A) und mit der Lagerungshilfe B (Lagerung B) durchgeführt.

Zuerst wurde eine Aufnahme in freier Lagerungstechnik ohne Positionierungshilfe durchgeführt. Die in durchsichtigen, elastischen Plastiktüten verpackten Beckenknochen wurden mittig auf dem Röntgentisch platziert. Das Beckenpräparat wurde mit Hilfe von Sandsäcken, keilförmigen Kissen und Schaumstoffecken, jedoch ohne Ausrichtungshilfe in seiner Position fixiert. Per Augenmaß wurden dann die Spinae anteriores superiores und die Symphyse in eine horizontale Ebene parallel zum Röntgentisch ausgerichtet. Diese Lagerung sollte den klinischen Alltag reproduzieren, in dem bei Beckenübersichtsaufnahmen der Patient möglichst gerade auf dem Tisch gelagert wird.

Die nächste Aufnahme wurde dann mit Hilfe der Lagerungshilfe A angefertigt. Auch hier wurde das Becken mit den o.g. Hilfsmitteln fixiert, die Lagerungshilfe dann aufgebaut und die Tasterstäbe auf die drei vorbeschriebenen anatomischen Landmarken des Beckens ausgerichtet. Nachdem die Ausrichtung der Punkte in einer horizontalen Ebene parallel zum Röntgentisch erreicht war, wurde die Röntgenaufnahme angefertigt.

Als dritte Aufnahme wurde, analog zu den beiden vorangegangenen, die Lagerungshilfe B angewendet. Als wichtigstes Kriterium galt hier zu beachten, dass sowohl die Taster korrekt auf die jeweiligen anatomischen Landmarken aufgebracht als auch die beiden an der Lagerungshilfe B angebrachten Wasserwaagen exakt im Soll eingestellt waren. Dies garantierte auch hier eine Lagerung in horizontaler Ebene orthograd in Relation zum Röntgenzentralstrahl.

Die Positionierung der Beckenpräparate wurde für jede Lagerungsmethode und Aufnahme neu durchgeführt.

Die Durchführung der Lagerung und Einstellung der Lagerungshilfen erfolgte durch einen Untersucher. Die Durchführung der Beckenübersichtsaufnahme mit Einstellung des Röntgenzentralstrahles durch Mitarbeiter (MTRA) der Röntgenabteilung der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

3.2.1.2 CT-Diagnostik

Die Beckenknochen wurden an einem Philips Brilliance 16 (Philips, Best, Niederlande), einem 16-Zeilen Spiral-CT untersucht. Die Röhrenspannung betrug jeweils 120 kV bei einem Röhrenstrom von 300 mAs. Die Rekonstruktion der Bilder erfolgte in einem Knochenfenster mit einer Schichtdicke von 0,8 mm und einem Inkrement von -0,4 mm sowie in einem Weichteilfenster mit einer Schichtdicke von 3 mm und einem Inkrement von -2 mm.

3.2.2 Auswertung der Messungen

3.2.2.1 Auswertung der Röntgenaufnahmen - Abstandsmessungen

Um einen validen Vergleich der drei Lagerungsmethoden untereinander zu ermöglichen, wurden auf den Beckenübersichtsaufnahmen Messwerte bestimmt, die einen Rückschluss auf die korrekte Ausrichtung des Beckens im Hinblick auf Inklination und Rotation zulassen. In Anlehnung an die Studie von Tannast et al. aus dem Jahre 2006 [63] wurden folgende Messwerte bestimmt:

- vertikaler Abstand Symphyse – Sacrococcygealgelenk (Abb. 13, a)
- vertikaler Abstand Symphyse – Steißbeinspitze (Abb. 13, b)
- horizontaler Abstand Symphyse – Mitte Sacrococcygealgelenk (Abb. 13, c)
- vertikaler Abstand Symphyse – kaudales Ende Iliosacralgelenk (Abb. 13, d)
- Ratio ventraler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang (Abb. 13, d/e)
- Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum beidseits (Abb. 13, f/g)

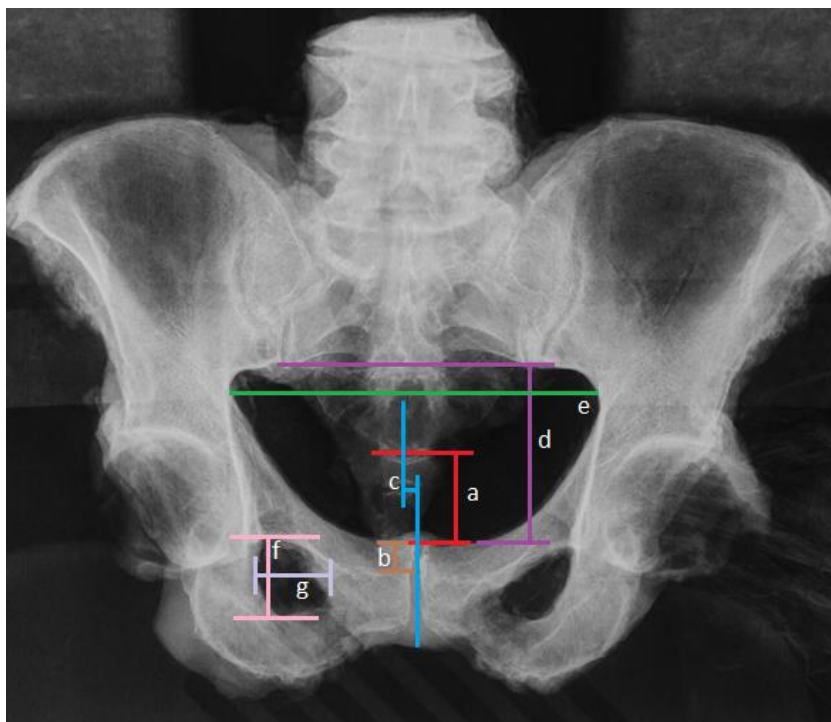


Abb. 13:

Abstandsmessungen nach Tannast et al. 2006 [63]

Aufgrund der Annahme, dass die Röntgenstrahlung divergent ist (Vergrößerung um 110%), wurde der Vergrößerungsfaktor aus den Messwerten der Röntgenaufnahmen herausgerechnet, um eine Vergleichbarkeit mit den Messwerten der CT-Untersuchungen zu erreichen.

3.2.2.2. Auswertung der Röntgenaufnahmen - Röntgenzeichen

Folgende Röntgenzeichen, die Rückschlüsse auf die Orientierung der Hüftpfannen ermöglichen, wurden erhoben:

1. Cross-over-Sign
2. Ischial Spine Sign

3.2.2.3 Auswertung der CT-Untersuchung

Die Bilder wurden in dem Format „Digital Imaging and Communication in Medicine“ (DICOM) gespeichert und mittels Osirix MD 7.5 (Pixmeo SARL, Genf, Schweiz) weiterverarbeitet. Die erforderlichen Ebenen wurden manuell analog zu den Röntgenaufnahmen eingestellt und die zur Röntgenuntersuchung korrespondierenden Messungen wurden anhand der CT-Bilder durchgeführt (s. Abb. 14 und 15). Die Messungen erfolgten durch zwei voneinander unabhängige Untersucher und zu zwei verschiedenen Messzeitpunkten, um die Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität der CT-Messmethode zu bestimmen.



Abb. 14:

3D-Darstellung eines verwendeten Beckens: Die weiß schraffierte Fläche zeigt die Ebene zwischen den Spinae iliaca anteriores superiores und der Symphyse nach dem „Anterior Pelvic Plane“-Konzept.

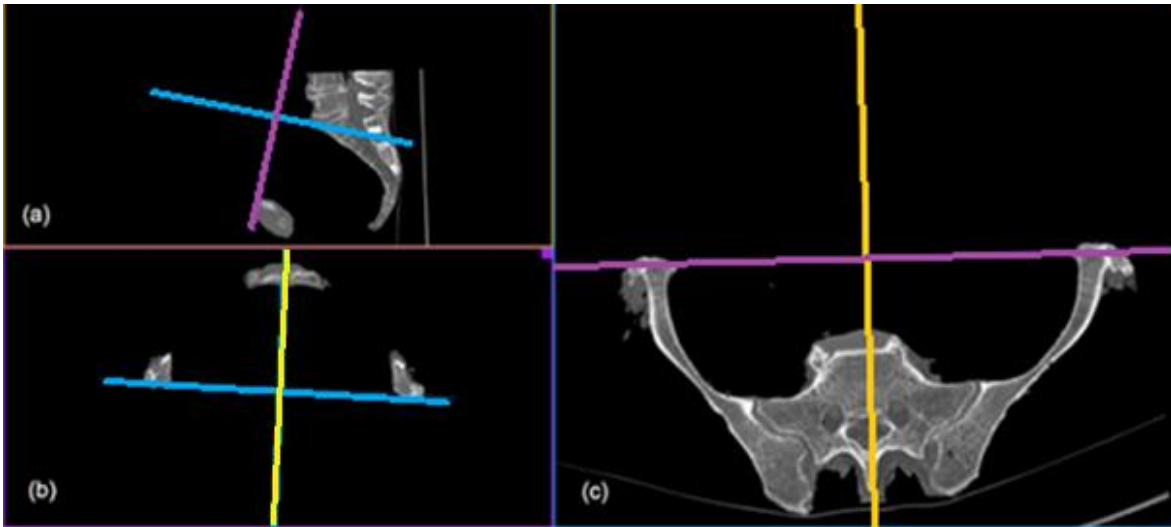


Abb. 15:

Auswertung der CT-Untersuchung mit Osirix unter Einstellung der „Anterior Pelvic Plane“-Ebene (s.S.13, Abb. 6).

(a) Sagittal ausgerichtete Rekonstruktion: Die violette Linie zeigt die koronare Ebene, welche durch die obere Grenze des Mittelpunkts der Symphyse und die vordere Facette der oberen vorderen Spinae iliacae verläuft (s. c). Sie ist orthogonal zur blauen Linie, welche die angepasste axiale Ebene darstellt.

(b) Angepasste koronare Rekonstruktion: Darstellung der Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphyse. Diese Schnittebene entspricht der „Anterior Pelvic Plane“-Ebene. Die blaue Linie verbindet die vordere Facette der oberen vorderen Spinae iliacae, die gelbe Linie verläuft durch den Mittelpunkt der Symphyse (Sagittalebene) und ist orthogonal zur blauen Linie.

(c) Angepasste axiale Rekonstruktion: Die gelbe Linie stellt die angepasste sagittale Ebene dar und verläuft durch den Mittelpunkt der Symphyse und ist orthogonal zu der violetten Linie, die die obere Grenze des Mittelpunkts der Symphyse (s. a) und die vordere Facette der Spinae iliacae anteriores superiores verbindet.

3.3 Statistik

Die Auswertung der Daten erfolgte mit der Statistiksoftware Statistical Package for the Social Sciences (SPSS®) Version 16.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). Des Weiteren wurde das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Office Excel® Version 2010 (Microsoft Corporation) benutzt. Mit Hilfe dieser Programme erfolgte die deskriptive Statistik mit Bestimmung der Mittelwerte sowie Standardabweichungen der Messungen.

Die Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität wurde mit dem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (Intra-Class-Correlation) sowie dem Cohens Kappa errechnet. Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) wurde zur Quantifizierung der Übereinstimmung der Abstandsmessungen zwischen den beiden Beobachtern und zwischen den beiden Messzeitpunkten benutzt. Dieser kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen und spricht ab einem Wert ≥ 0.8 für eine adäquate Korrelation [54].

-Material und Methoden-

Cohens Kappa ist ein weiteres Maß für die Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität von zwei Untersuchern und wurde für die Korrelationsprüfung der Röntgenzeichen verwendet. Auch der Cohens Kappa kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen. $K < 0,2$ steht hier für eine schwache Übereinstimmung, $\kappa > 0,8$ für eine sehr gute Übereinstimmung [38,70].

Um die verschiedenen Lagerungsmethoden mit der Computertomographie und untereinander zu vergleichen und dies grafisch darzustellen wurden Bland-Altman-Diagramme verwendet. In diesen Punktediagrammen werden die Differenzen beider Messmethoden gegen den Mittelwert der beiden Methoden aufgetragen [3]. Darüber hinaus wurde mit dem t-Test für verbundene Stichproben eine Korrelationsanalyse der Mittelwerte der absoluten Differenzen zweier Messmethoden untereinander untersucht. Dieser Test kann benutzt werden, wenn zwei zu vergleichende Gruppen voneinander abhängig sind [28].

4. Ergebnisse

4.1 Röntgendiagnostik

Die Tab. 1 zeigt beispielhaft die Werte für Becken Nr. 1602. Die Messdaten der restlichen Becken sind dem Anhang beigefügt. In der Tab. 2 wurden die Messwerte aller Beckenpräparate mit sämtlichen Lagerungshilfen zusammengetragen.

Lagerungstyp	frei	A	B
Beckennummer	1602	1602	1602
Alter/Geschlecht	82/m	82/m	82/m
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja	ja/ja	ja/ja
vertikaler Abstand Symphyse-Sacrococcygealgelenk	29	50	45,5
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sacrococcygealgelenk	6	10	5,5
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	0	20	15,5
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	66	78,5	77
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,49	0,57	0,57
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1	0,54	0,69
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,04	0,71	0,84
Spina rechts sichtbar	nein	ja	ja
Spina links sichtbar	ja	ja	ja

Tab. 1

Messergebnisse Röntgendiagnostik; m=männlich; Zahlenwerte sind in Millimeter angegeben; die Bezeichnung „frei“ steht für die freie Lagerung des Beckens ohne Hilfsmittel, „A“ für die Lagerungshilfe A und „B“ für die Lagerungshilfe B (siehe S. 15 bis 17)

Messwert	Frei gelagert (Rö)	Lagerung A (Rö)	Lagerung B (Rö)	CT
Vertikaler Abstand Symphyse – Sacrococcygealgelenk	36,8 ± 22,2 [3,6 – 71,1]	40,1 ± 18,5 [12,6 – 70,7]	35,3 ± 19,6 [11-73,8]	25,4 ± 13,9 [8,3 – 46,1]
Horizontaler Abstand Symphyse – Mitte Sacrococcygealgelenk	5,3 ± 4,1 [0 – 13,5]	4,8 ± 3 [0 – 10,4]	4,1 ± 3,1 [0 – 10,4]	3,8 ± 1,4 [1,7 – 6,1]
Vertikaler Abstand Symphyse – Steißbeinspitze	8,2 ± 19,1 [-23,4 – 34,2]	13,5 ± 16,1 [-16,2 – 33,3]	11,9 ± 15 [- 12,6 – 33,8]	1,0 ± 16,3 [-29,2 – 20,5]
Vertikaler Abstand Symphyse – kaudales Ende Iliosacralgelenk	79,2 ± 17,4 [59,4 – 98,6]	83,9 ± 19,1 [63 – 123,3]	80,7 ± 15,9 [63,9 – 117]	68,1 ± 15,7 [49,8 – 100,8]
Ratio vertikaler/ horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,6 ± 0,1 [0,46 – 0,75]	0,6 ± 0,1 [0,48 – 0,92]	0,6 ± 0,1 [0,45 – 0,75]	0,5 ± 0,1 [0,4 – 0,72]
Ratio vertikales/ horizontales Foramen obturatum rechts	1,0 ± 0,2 [0,74 – 1,49]	1,0 ± 0,2 [0,54 – 1,41]	1,0 ± 0,2 [0,69 – 1,31]	1,2 ± 0,1 [0,96 – 1,39]
Ratio vertikales/ horizontales Foramen obturatum links	1,1 ± 0,2 [0,78 – 1,63]	1,1 ± 0,3 [0,71 – 1,56]	1,1 ± 0,2 [0,84 – 1,36]	1,2 ± 0,2 [0,77 – 1,54]

Tab. 2

Mittelwerte ± Standardabweichungen sowie [Min-Max] der Röntgen- und CT-Diagnostik in mm

4.2. CT-Diagnostik

Die Tab. 3 und 4 zeigen beispielhaft die Messungen für Becken Nr. 1602. Die weiteren Messungen sind dem Anhang beigelegt. Die zugehörigen CT-Werte für Mittelwert, Standardabweichung und Min/Max-Werte sind der Tab. 2 zu entnehmen.

a.) Erste Messung CT

Untersucher	Untersucher 1		Untersucher 2
Beckenummer	1602		1602
Alter/Geschlecht	82/m		82/m
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja		nein/ja
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrococcygealgelenk	27,5		29,08
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrococcygealgelenk	1,6		1,4
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	0		0
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	56,95		56,81
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,5		0,49
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,97		0,94
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	0,98		0,99
Spina rechts sichtbar	nein		nein
Spina links sichtbar	nein		nein

Tab. 3

Erste Messung CT; m = männlich; Zahlenwerte sind in Millimeter angegeben

b.) Zweite Messung CT

Untersucher	Untersucher 1		Untersucher 2
Beckenummer	1602		1602
Alter/Geschlecht	82/m		82/m
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja		nein/ja
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrococcygealgelenk	29		28,6
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrococcygealgelenk	2,4		1,5
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	0		0
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	59,2		57,7
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,51		0,5
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,98		0,96
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	0,91		0,98
Spina rechts sichtbar	nein		nein
Spina links sichtbar	nein		nein

Tab. 4

Zweite Messung CT; m = männlich; Zahlenwerte sind in Millimeter angegeben

4.3 Inter-/Intra-Untersucher-Reliabilität der CT-Messungen

Die Tab. 5 zeigt die ermittelten Daten zur Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität der CT-grafischen Messungen. Die Röntgenzeichen „Cross-over-Sign“ und „Ischial Spine Sign“ wurden mittels Cohens Kappa (κ) Test korreliert. Hier zeigte sich eine gute Übereinstimmung. Die Abstandsmessungen wurden mit dem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) miteinander verglichen. Die ermittelten ICC-Werte lagen $\geq 0,8$ und sprechen für eine adäquate Korrelation zwischen den Messwerten.

	<u>Cohens Kappa (κ)</u> (Röntgenzeichen)	<u>ICC (Intraklass-</u> <u>Korrelationskoeffizient)</u> (Abstandsmessungen)
Inter-Observer-Reliabilität (CT)	0,78	0,99
Intra-Observer-Reliabilität (CT)	0,69	0,98

Wert von κ	Stärke der Übereinstimmung
<0,20	Schwach
0,21 – 0,40	Leicht
0,41 – 0,60	Mittelmäßig
0,61 – 0,80	Gut
0,81 – 1,00	Sehr gut
(Nach Altman DG, Practical Statistics for Medical Research, 1991)	
ICC-Wert	Stärke der Übereinstimmung
$\geq 0,8$	Adäquate Korrelation der Variablen

Tab.5

Werte für die Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität der Röntgenzeichen und Abstandsmessungen in der CT

4.4 Korrelation Röntgen und CT für die Abstandsmessungen

Die Abbildungen 16 bis 18 zeigen die Bland-Altman-Plots zur grafischen Darstellung des Vergleiches der drei Lagerungsmethoden (frei, A, B) mit dem CT als Referenzmedium.

Korrelation Röntgen freie Lagerung und CT

Es zeigt sich eine hohe Streuung der Messwertdifferenzen. Diese liegen vorwiegend oberhalb des Mittelwertes der Differenz + 1,96 x Standardabweichung der Differenz. Dies spricht für eine niedrige Übereinstimmung der Messwerte der Röntgenuntersuchung der freien Lagerung mit denen der CT-Untersuchung.

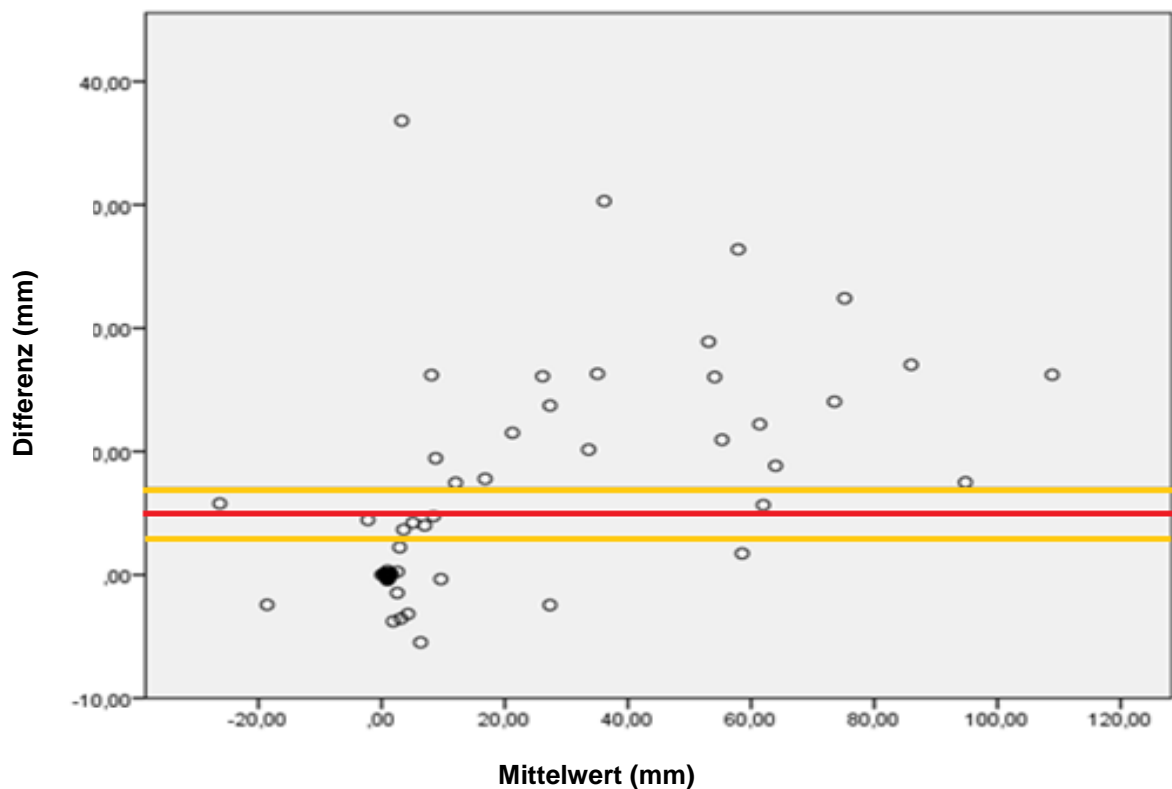


Abb. 16: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Korrelation der Messwerte für die Abstandsmessungen der Röntgenuntersuchungen der „**freien Lagerung**“ mit denen der korrespondierenden CT-Untersuchungen. Die rote Linie markiert den Mittelwert der Differenz der Messwerte. Die obere gelbe Linie zeigt den Mittelwert der Differenz + 1,96 x Standardabweichung der Differenz an. Die untere gelbe Linie zeigt den Mittelwert der Differenz - 1,96 x Standardabweichung der Differenz an. Der schwarze Punkt entsteht durch die Überlagerung mehrerer Einzelwerte.

Korrelation Röntgen Lagerung A und CT

Es zeigt sich auch für diese Lagerungsmethode eine hohe Streuung der Messwertdifferenzen. Diese liegen ebenfalls vorwiegend oberhalb des Mittelwertes der Differenz + 1,96 x Standardabweichung der Differenz. Dies spricht für eine niedrige Übereinstimmung der Messwerte der Röntgenuntersuchung der „Lagerung A“ mit denen der CT-Untersuchung.

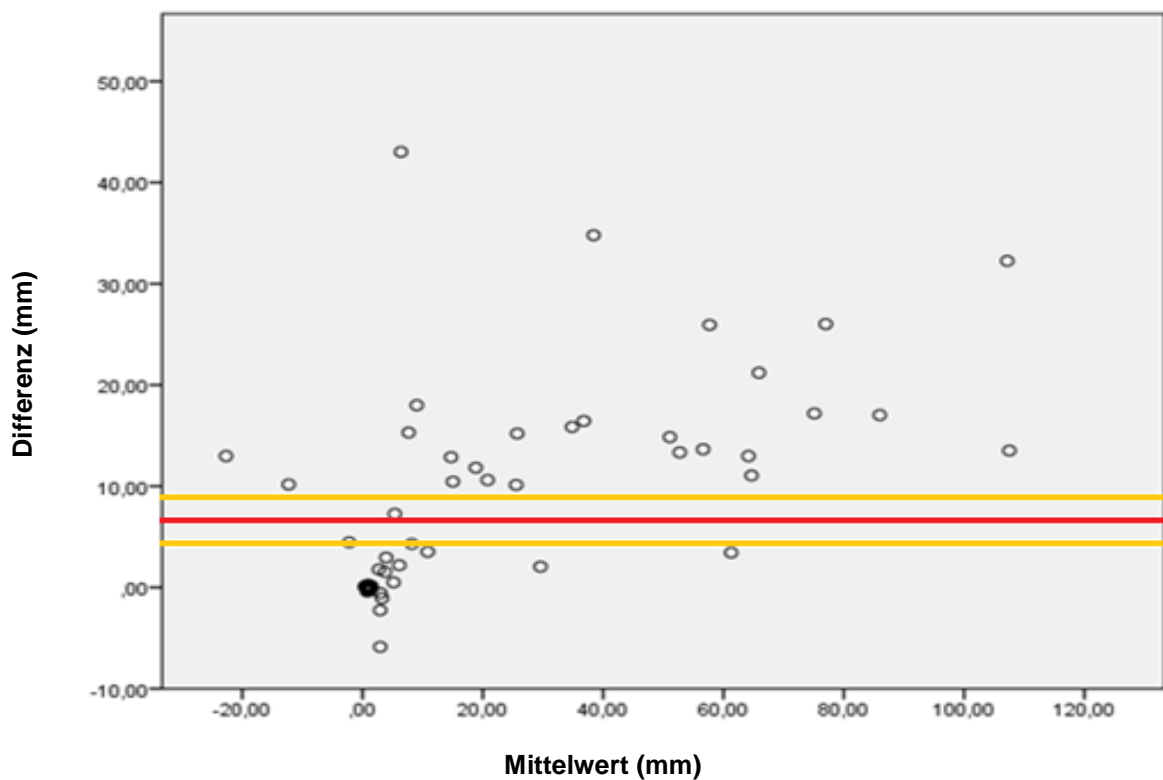


Abb. 17: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Korrelation der Messwerte für die Abstandsmessungen der Röntgenuntersuchungen der „Lagerung A“ mit denen der korrespondierenden CT-Untersuchungen. Die rote Linie markiert den Mittelwert der Differenz der Messwerte. Die obere gelbe Linie zeigt den Mittelwert der Differenz + 1,96 x Standardabweichung der Differenz an. Die untere gelbe Linie zeigt den Mittelwert der Differenz - 1,96 x Standardabweichung der Differenz an. Der schwarze Punkt entsteht durch die Überlagerung mehrerer Einzelwerte.

Korrelation Röntgen Lagerung B und CT

Es zeigt sich auch für diese Lagerungsmethode eine hohe Streuung der Messwertdifferenzen. Diese liegen ebenfalls vorwiegend oberhalb des Mittelwertes der Differenz + 1,96 x Standardabweichung der Differenz. Dies spricht für eine niedrige Übereinstimmung der Messwerte der Röntgenuntersuchung der „Lagerung B“ mit denen der CT-Untersuchung.

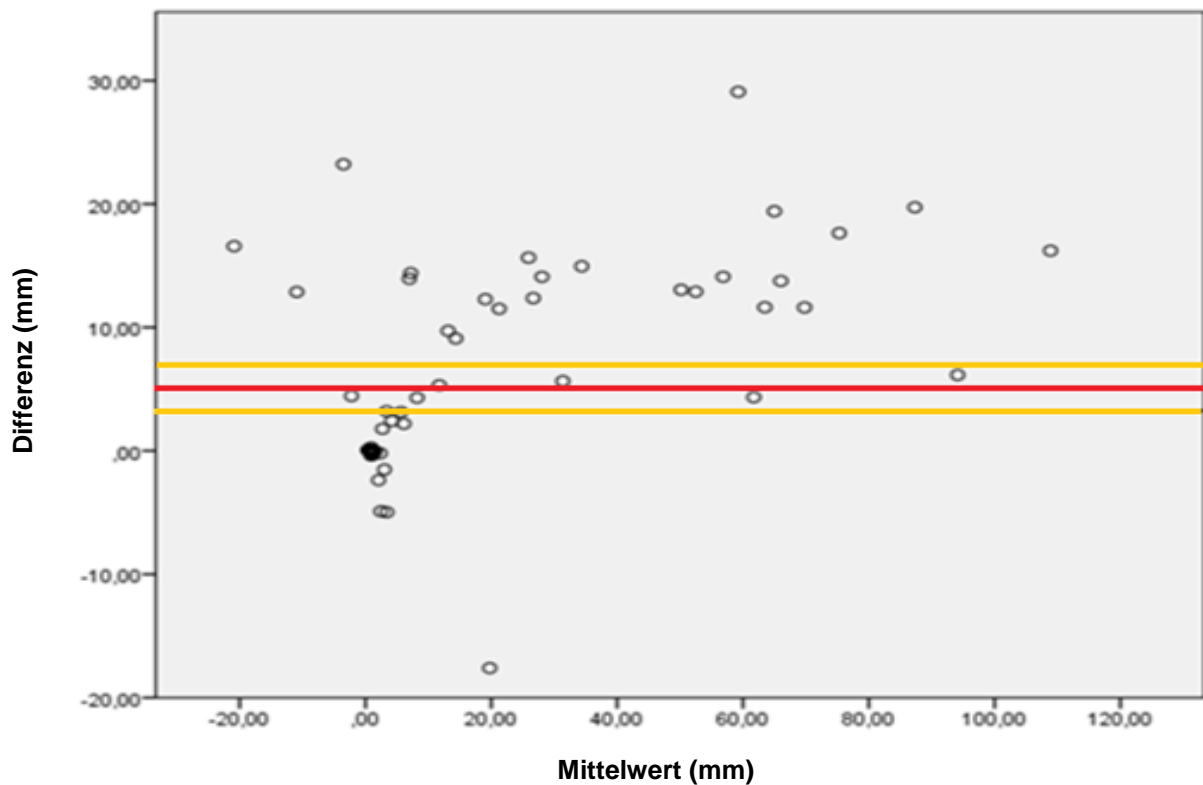


Abb. 18: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Korrelation der Messwerte für die Abstandsmessungen der Röntgenuntersuchungen der „**Lagerung B**“ mit denen der korrespondierenden CT-Untersuchungen. Die rote Linie markiert den Mittelwert der Differenz der Messwerte. Die obere gelbe Linie zeigt den Mittelwert der Differenz + 1,96 x Standardabweichung der Differenz an. Die untere gelbe Linie zeigt den Mittelwert der Differenz - 1,96 x Standardabweichung der Differenz an. Der schwarze Punkt entsteht durch die Überlagerung mehrerer Einzelwerte.

4.5 Korrelation Röntgen und CT für die Röntgenzeichen

Zur Bestimmung der Korrelation der Röntgenzeichen zwischen Röntgen und CT wurde für jede Lagerung der Cohens Kappa Wert bestimmt. In der Auswertung zeigen sich Werte zwischen 0,241 und 0,542 und somit eine leichte bis mittelmäßige Korrelation der Werte (s. Tab. 6 bis 8).

Messwert	Cohens Kappa
Cross over sign links	0,5
Cross over sign rechts	0,45
Spina ischiadica links	0,295
Spina ischiadica rechts	0,421

Tab. 6

Cohens Kappa Werte für die Korrelation **freie Lagerung** und CT.

Auf beiden Seiten zeigt sich eine mittelmäßige Korrelation im Vergleich Röntgen mit CT. Das Ischial Spine Sign zeigt links eine leichte Korrelation, rechts eine mittelmäßige Korrelation.

Messwert	Cohens Kappa
Cross over sign links	0,542
Cross over sign rechts	0,241
Spina ischiadica links	0,295
Spina ischiadica rechts	0,421

Tab. 7

Cohens Kappa Werte für die Korrelation **Lagerungshilfe A** und CT.

Das Vorhandensein des linken Cross-over-Signs im Vergleich Röntgen mit CT zeigt eine mittelmäßige Korrelation, das rechte Cross-over-Sign eine leichte Korrelation. Der Vergleich der sichtbaren Spina ischiadica im Sinne des Ischial Spine Signs zeigt für beide Seiten eine leichte Korrelation.

Messwert	Cohens Kappa
Cross over sign links	0,5
Cross over sign rechts	0,327
Spina ischiadica links	0,295
Spina ischiadica rechts	0,298

Tab. 8
Cohens Kappa Werte für die Korrelation **Lagerungshilfe B** und CT.

Das Vorhandensein des linken Cross-over-Signs im Vergleich Röntgen mit CT zeigt eine mittelmäßige Korrelation, das rechte Cross-over-Sign sowie das beidseitige Ischial Spine Sign eine leichte Korrelation.

4.6 Korrelationsanalyse der verschiedenen Lagerungen

Es erfolgte ein Vergleich der drei verschiedenen Lagerungsmethoden untereinander. Dazu wurde eine Korrelationsanalyse der Mittelwerte der absoluten Differenzen (Messwerte im Röntgenbild der entsprechenden Lagerungsmethode – Messwerte im CT) zwischen den Lagerungsmethoden durchgeführt. Diese Analyse erfolgte mit Hilfe des t-Tests für verbundene Stichproben. Die Tabellen 9 bis 11 zeigen die Korrelationen und Signifikanzen der einzelnen Lagerungsmethoden untereinander.

Messwerte	Korrelation	Signifikanz
vertikaler Abstand Symphyse - Saccrococcygealgelenk	0,765	0,006
vertikaler Abstand Symphyse - Steißbeinspitze	0,069	0,84
horizontaler Abstand Symphyse – Mitte Saccrococcygealgelenk	0,117	0,764
vertikaler Abstand Symphyse – kaudales Ende Iliosacralgelenk	0,309	0,384
Ratio ventraler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,21	0,56
Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,127	0,71
Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum links	0,617	0,057

Tab. 9
Korrelationsanalyse der Mittelwerte der absoluten Differenzen (Lagerung A-Röntgen – CT; Lagerung frei Röntgen – CT) mit Hilfe des t-Tests für verbundene Stichproben

-Ergebnisse-

Messwerte	Korrelation	Signifikanz
vertikaler Abstand Symphyse - Sacrococcygealgelenk	0,546	0,082
vertikaler Abstand Symphyse - Steißbeinspitze	0,407	0,214
horizontaler Abstand Symphyse – Mitte Sacrococcygealgelenk	0,173	0,657
vertikaler Abstand Symphyse – kaudales Ende Iliosacralgelenk	0,393	0,261
Ratio ventraler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,424	0,221
Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,384	0,243
Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum links	0,772	0,009

Tab. 10

Korrelationsanalyse der Mittelwerte der absoluten Differenzen (Lagerung B-Röntgen – CT;
Lagerung frei Röntgen – CT) mit Hilfe des t-Tests für verbundene Stichproben

Messwerte	Korrelation	Signifikanz
vertikaler Abstand Symphyse - Sacrococcygealgelenk	0,693	0,018
vertikaler Abstand Symphyse - Steißbeinspitze	0,322	0,334
horizontaler Abstand Symphyse – Mitte Sacrococcygealgelenk	0,351	0,393
vertikaler Abstand Symphyse – kaudales Ende Iliosacralgelenk	0,041	0,911
Ratio ventraler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,02	0,956
Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,544	0,084
Ratio ventrales/horizontales Foramen obturatum links	0,617	0,057

Tab. 11

Korrelationsanalyse der Mittelwerte der absoluten Differenzen (Lagerung A-Röntgen – CT;
Lagerung B-Röntgen – CT) mit Hilfe des t-Tests für verbundene Stichproben

5. Diskussion

5.1 Material und Methoden

In dieser Studie wurden zwei verschiedene Lagerungshilfen entwickelt, um eine einfache und reproduzierbare Ausrichtung des Beckens in Relation zum Röntgenzentralstrahl bei Beckenübersichtsaufnahmen zu ermöglichen. Dies ist für die röntgenologische Beurteilung des Pfannenrandes und damit für die Einschätzung der Pfannenöffnungsebene entscheidend [32]. Beim femoroacetabulären Impingementsyndrom (Typ Pincer) liegt in vielen Fällen eine Retroversion der Hüftgelenkspfanne vor, die sich nativröntgenologisch in einem positiven Cross-over-Sign und einer prominenten Spina ischiadica widerspiegeln kann. Die Darstellung wird durch Fehlpositionierung des Beckens stark beeinflusst und verfälscht. Daher können falsch-positive oder falsch-negative Ergebnissen auftreten. Im Falle einer präzisen Röntgenprojektion und einer damit einhergehenden zuverlässigen Aussage über das Vorhandensein eines FAI-Syndroms kann eine weiterführende Diagnostik eingespart werden. Gerade hinsichtlich der kosten- und zeitintensiven Durchführung einer Magnetresonanztomographie, aber auch im Hinblick auf eine erhöhte Strahlenbelastung durch eine zusätzliche Computertomographie spielt dies eine große Rolle. Insbesondere die Lagerungshilfe B erlaubt eine zeitsparende Ausrichtung des Beckens zur Anfertigung einer Beckenübersichtsaufnahme. Die Lagerungshilfe B ermöglichte im Rahmen dieser Studie im Vergleich zur Lagerungshilfe A und auch der freien Lagerungstechnik die schnellste Beckenpositionierung.

Auch aus strahlenhygienischen Gründen erscheint die Verwendung einer Lagerungshilfe zur reproduzierbaren Positionierung des Beckens für die Beckenübersichtsaufnahme vorteilhaft. Die Strahlenexposition kann durch eine präzise und einmalig durchgeführte Röntgendiagnostik mit validem Ergebnis und damit verbundener Vermeidung von wiederholten Röntgenaufnahmen oder einer ergänzenden Computertomographie deutlich reduziert werden.

Die Messungen wurden an elf humanen Beckenpräparaten durchgeführt. Die Anzahl zeigt sich im Vergleich zu anderen Studien als adäquat. Meunier et al. untersuchten die acetabuläre Verkipfung anhand von a.p.- Röntgenbildern an einem einzelnen Beckenpräparat [39]. In der Studie von Siebenrock et al. (2003) wurden vier Beckenpräparate genutzt, welche ebenfalls mit einer Lagerungshilfe positioniert wurden [55]. Tannast et al. (2005) nahmen 20 Beckenpräparate zur Durchführung einer Studie über die Rotation und horizontale Verkipfung des Beckens auf a.p.-Aufnahmen [62].

-Diskussion-

Vergleichbare Lagerungshilfen, wie sie in dieser Studie benutzt wurden, gibt es unseres Wissens nach bis dato nicht. Sie sollen die Lagerung des Beckens standardisieren, indem sie eine akkurate Ausrichtung des Beckens nach dem APP-Prinzip ermöglichen.

Die in dieser Studie angefertigten Röntgenbilder wurden in einer simuliert liegenden Position der Becken durchgeführt. Über eine lange Zeit wurde kontrovers diskutiert, ob eine Beckenübersichtsaufnahme im Liegen oder im Stehen durchgeführt werden sollte. Konishi et al. (1993) beschrieben, dass in stehender Position eine vermehrte Aufrichtung des Beckens bestünde und sprach sich damit für Aufnahmen in liegender Position aus [30]. Garbuz et al. (2004) wiederum waren der Meinung, dass das Anfertigen von Beckenübersichtsaufnahmen im Stehen erfolgen sollte, da dies einen Überblick der Hüften bei Belastung widerspiegeln soll [16]. Eckman et al. (2006) beschrieben, dass eine klinische und experimentelle Evidenz darüber bestünde, dass die Rückenlage in der anatomischen Frontalebene die vertikale Beckenorientierung in aufrechter Position widerspiegelt [12]. Auch Konishi et al. (1993) untersuchten beide Aufnahmepositionen. Sie fanden heraus, dass bei Röntgenbildern, die im Stehen aufgenommen wurden, eine vermehrte Reklination des Beckens bestünde [71]. Eine Studie von Perreira et al. (2010) konnte zeigen, dass weibliche Becken anatomisch einen höheren Anteversionswinkel aufweisen als männliche Becken [46].

Kusma et al. (2006) beschrieben, dass beim stehenden Patienten aufgrund der axialen Belastung eine verlässlichere Aussage über die Gelenkspaltweite und die damit verbundene Knorpeldicke getroffen werden kann. Allerdings sahen sie einen Vorteil in der Liegendaufnahme, da hier eine bessere Kontrolle der sagittalen Beckenverkipfung und Beinrotation erreicht werden kann, insbesondere wenn beide Beine am Ende des Röntgentisches überhängen. Des Weiteren waren sie der Meinung, dass eine exakte und reproduzierbare Aufnahmetechnik unverzichtbar sei, gerade in Hinblick auf die Beurteilung der Pfannenausrichtung. Entscheidend sei dabei die orthograde Ausrichtung des Röntgenzentralstrahls. Dieser sollte auf den Mittelpunkt zwischen Symphysenoberrand und einer Linie zwischen den Spinae iliacae anteriores superiores ausgerichtet werden, seine Inklination sollte so eingestellt sein, dass auf dem Röntgenbild zwischen der Symphyse und der Spitze des Os coccygeum ein Abstand von ein bis zwei Zentimetern bestehe.

Wenn die Lagerung des Beckens nicht akkurat zur Tischebene ist, wird eine vermehrte Inklination des Beckens den Abstand von Symphyse zur Coccyxspitze erhöhen. Der Abstand kann sich aber auch durch eine vermehrte Reklination vermindern oder gar zur Überlagerung von Symphyse mit Os coccygeum führen. Zusammenfassend kann bei unpräziser Einstellung wie einer zu hohen Inklination oder Reklination, als auch bei einer Fehlrotation des Beckens keine verlässliche Aussage über Formabweichungen getroffen werden. Die

-Diskussion-

Rotation ließe sich durch eine exakte Ausrichtung des Coccyx auf die Symphyse und durch symmetrisch erscheinende Foramina obturatoria kontrollieren [32].

Aus strahlenhygienischen Gründen ist es deshalb umso wichtiger, eine solche Ausrichtung mit nur einer Aufnahme zu erreichen.

Clohisy et al. (2008) waren ebenfalls der Meinung, dass eine a.p.-Aufnahme des Beckens am liegenden Patienten durchgeführt werden sollte, um eine valide Beurteilung der röntgenologischen FAI-Zeichen treffen zu können. Sie empfahlen, dass der Patient mit beiden unteren Extremitäten gestreckt und 15° innenrotiert gelagert werden sollte. Der Röntgenzentralstrahl sollte auf den Mittelpunkt einer virtuellen Linie zwischen der oberen Grenze der Symphyse und der Spinae iliacae superiores ausgerichtet sein. Der Abstand der Röntgenelektrode sollte zum Becken 120 cm betragen [6].

Nishihara et al (2003) untersuchten auch den Unterschied zwischen liegender und stehender Position bei der Durchführung einer Röntgenaufnahme des Beckens. Sie beschrieben, dass sich beide Positionen bezüglich der Verkippung um weniger als 10° unterscheiden [44]. Interessant wird dies jedoch hinsichtlich der Ergebnisse der Studie von Jamali et al. (2007), die die Validität des Cross-over-Sign (COS) an 41 Becken untersuchte. Sie fanden heraus, dass ab einer Verkippung von bereits 4° das COS bei einigen Präparaten nicht mehr darstellbar war. In Hinblick darauf, dass ein positives COS als röntgenologischer Hinweis auf ein FAI gewertet werden kann, kann es also schon bei geringer Verkippung des Beckens zu falschen Ergebnissen kommen [24].

Ob das COS als sicheres röntgenologisches Zeichen zu werten ist wird weiterhin diskutiert. In einer aktuellen Studie aus dem Jahre 2017 von Wassilew et al. wurden 200 asymptomatische Hüften mit Hilfe von CT-grafischen 3D-Rekonstruktionen hinsichtlich eines COS untersucht. In 24% der Fälle konnte ein positives COS trotz asymptomatischem Patienten gefunden werden. Dies veranlasste die Untersucher zu der Aussage, dass allein ein positives COS nicht beweisend für ein FAI ist, sondern weitere radiologische Zeichen sowie die klinische Symptomatik des Patienten in der Summe betrachtet werden sollten [69]. Die Verkippung des Beckens ist auf a.p.-Röntgenbildern schwer zu kontrollieren und hat eine direkte Auswirkung auf die abgebildete Ausrichtung des Acetabulums. Siebenrock et al. (2003) führten eine Studie an 86 a.p.- Beckenübersichtsaufnahmen durch, in der auch das COS beurteilt wurde. Die Aufnahmen wurden in verschiedenen Lagerungen der Becken beurteilt. Sie fanden heraus, dass ab einer Reklination des Acetabulums von 12° das COS in keinem der Aufnahmen mehr vorhanden war, in der Neutralposition jedoch in 50% der Fälle. Weiterhin stellten sie fest, dass ab einer Inklination von 9° wiederum in allen Aufnahmen ein positives COS nachweisbar war [56]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Tannast et al. (2005). Hier wurden die Becken in 50° und 60° Verkippung geröntgt. Während bei

-Diskussion-

einer Inklination von 50° ein positives COS vorlag, konnte dies bei 60° Inklination nicht mehr festgestellt werden [62]. Zusammenfassend erscheint die Bestimmung des COS als röntgenologisches Zeichen eines FAI sicherlich sinnvoll. Es ist jedoch abhängig von einer korrekten Lagerung des Beckens, um falsch-positive oder falsch-negative Ergebnisse zu vermeiden.

Auch das Ischial Spine Sign (ISS) stellt ein röntgenologisches Zeichen eines FAI-Syndroms dar. Kalberer et al. (2007) untersuchten das ISS an 149 Röntgenbildern von Patienten mit positiver Impingementsymptomatik und kamen zu dem Schluss, dass das ISS in Verbindung mit einem COS zur Beurteilung verwendet werden sollte, um Patienten im frühen Stadium eines FAI-Syndroms diagnostizieren zu können. Es sollte auch dann als diagnostisches Kriterium zu Rate gezogen werden, wenn das ISS beidseits auftritt und nur eine Seite symptomatisch ist [25].

Die präzise technische Durchführung der Beckenübersichtsaufnahme und die anschließende Kontrolle der Qualität des Röntgenbildes insbesondere im Hinblick auf eine mögliche Verkippung oder Fehlrotation des Beckens sind essenziell für die Festlegung einer korrekten Diagnose. Dieser Prozess sollte den Untersucher dahin leiten, die angemessene Behandlungsmethode festlegen zu können, welche dem Patienten das bestmögliche Behandlungsergebnis bringt. Wie bereits Clohisy et al. (2009) beschrieben, sind dafür spezielle Techniken der Bildaufnahme zu etablieren. Die Aufnahmen sollten stets gleiche, untersucherunabhängige Ergebnisse liefern, also eine hohe Reliabilität aufweisen [8].

Mit dem Problem, dass eine Fehlrotation und horizontale Verkippung des Beckens auf a.p.-Aufnahmen zu einer Fehlinterpretation führen kann, beschäftigten sich auch Tannast et al. (2005). Sie stellten sich die Frage, ob eine Verkippung und Rotation mit linearen Distanzen abgeschätzt werden können. Die natürliche Neigung des Beckens wird definiert mit einer Inklination von 60° . Dies ergibt sich in der seitlichen Ansicht des Beckens aus dem Winkel zwischen Horizontallinie durch die Symphyse und einer Linie, die den Oberrand der Symphyse mit dem Promotorium verbindet (Abbildung 19, s. Anhang).

Tannast definierte zum einen die vertikale Distanz zwischen Symphyse (SY) und Sacrococygealgelenk (SCG) als Marker für die Verkippung, zum anderen den horizontalen Abstand zwischen SY und SCG als Indikator der Rotation. Die Studiengruppe entwickelte eine Software, die die Fehlpositionierung kompensieren kann und so eine neutrale Position des Beckens abgebildet wird. Auf diese Art und Weise versuchte er, eine Standardpositionierung zur Beurteilung von a.p.-Aufnahmen zu erreichen. Es zeigte sich, dass die Rotation des Beckens durch die Messung des horizontalen Abstands zwischen SY und SCG relativ gut abgeschätzt werden kann. Bei alleiniger Bestimmung der vertikalen Distanz zwischen SY

und SCG kann die Verkippung jedoch nicht suffizient beurteilt werden und zu Fehleinschätzungen führen [62].

Ein Jahr später erweiterte Tannast seine Studie aus dem Jahr 2005 auf nun sechs verschiedene Parameter zur Einschätzung der Beckenverkippung. Diese waren die vertikale Distanz zwischen dem Symphysenoberrand und der Mitte des Sacrococcygealgelenkes, die Distanz zwischen Symphysenoberrand und einer Verbindungslinie zwischen den Zentren der Hüftköpfe sowie die vertikale Distanz zwischen Symphysenoberrand und einer Linie, die die unteren Enden der Sacroiliacalgelenke bildet. Außerdem wurde das Verhältnis zwischen vertikaler und horizontaler Beckeneingangsebene, das Verhältnis zwischen dem vertikalen und horizontalen Ausmaß des Foramen obturatum und das Verhältnis der vertikalen Ausdehnung des Foramen obturatum und der Distanz zwischen den Unterrändern der Tränenfiguren hinzugenommen.

Diese Parameter stellten auch die Grundlage der Messungen unserer Studie dar. Unter der weiterhin bestehenden Annahme, dass durch eine Fehllagerung des Beckens falsche Ergebnisse resultieren können, wurden a.p.-Aufnahmen am liegenden Patienten mit innenrotierten unteren Extremitäten durchgeführt. [63].

Die Idee, eine standardisierte Beckenübersichtsaufnahme zu schaffen, wurde von vielen Forschungsgruppen aufgegriffen. In mehreren Studien wurden daher Softwareprogramme entwickelt, die eine verbesserte Darstellung der Becken und damit eine standardisierte Abbildung ermöglichen sollen. Tannast et al. (2005) entwickelten das Programm „Hip Norm“, eine Computersoftware die vom „MEM Research Center for Orthopaedic Surgery“ (Universität Bern, Bern, Schweiz) entwickelt wurde. Diese kann eine virtuelle 3D-Rekonstruktion des Acetabulums unter Berücksichtigung der konischen Projektion des Röntgenstrahls erstellen [62]. Auch Zheng et al. (2009) waren der Meinung, dass die Beurteilung nativer Beckenübersichtsaufnahmen durch die Variabilität der Lagerung in Relation zum Röntgenzentralstrahl erschwert wird. Daher entwickelten sie ein Programm mit dem Namen „Hip-Match“ (TrollTech, Oslo, Norwegen) um postoperativ die Pfannenausrichtung nach Hüftprothesenimplantationen besser bestimmen zu können. Diese ermöglicht einen digitalisierten Vergleich zwischen einer Röntgen- und CT-Aufnahme und dadurch eine genauere Berechnung der Pfannenlage [72]. Auch Blendea et al. (2005) setzten sich zum Ziel, aus 2D-Röntgenbildern eine 3D-Rekonstruktion erstellen zu können und entwickelten ein Programm namens „Xalign“ (Institute for Computer-Assisted Surgery at Western Pennsylvania Hospital and Center for Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery [MRCAS] at Carnegie Mellon University, Pittsburgh, Pennsylvania, USA). Diese Methode bot eine annehmbare Genauigkeit für die Ausrichtung der Pfanne und erlaubte 3D-anatomische Messungen [4].

Lagerungshilfen, wie sie in unserer Studie benutzt wurden, fanden ebenfalls Anwendung in den Studien von Siebenrock et al. (2003) und Tannast et al. (2008). In der erstgenannten Studie wird eine Lagerungshilfe zur Ausrichtung der Beckenpräparate ohne genaue Beschreibung genannt. Tannast et al. benutzen zur Ausrichtung eine Art Schraubstock, der das Becken an den beiden Acetabuli in einer Neutralposition fixiert. Um die Neutralposition zu erreichen waren mehrere Röntgenaufnahmen notwendig [55,66]. In diesem Punkt unterscheidet sich hiervon unsere Studie, da die Lagerung der Becken durch Anbringen mehrerer Feintaster an definierten anatomischen Landmarken ohne röntgenologische Kontrolle direkt erreicht werden soll.

5.2 Ergebnisse

Die in dieser Studie entwickelten und angewandten Lagerungshilfen erlauben keine präzisere Röntgendiagnostik in der Beckenübersichtsaufnahme beim FAI. Beide Geräte zeigten keinen Vorteil gegenüber den ohne Hilfen freigelagerten Becken. Für die freigelagerten Becken ergab sich ebenfalls keine hohe Übereinstimmung der Messwerte mit denen des Vergleichsmediums Computertomographie. Ein Einsatz der Geräte im klinischen Alltag ist somit nicht sinnvoll, da sie keine bessere Präzision ermöglichen. Die Studie zeigt auch, dass die freigelagerten Becken keine hohe Übereinstimmung der Messwerte, mit denen des Vergleichsmediums CT aufweisen. Somit bestätigt sich, dass es durch Beckenverkipfung und Beckenrotation zu falsch-negativen oder falsch-positiven Befunden kommen kann. Eine Beckenübersichtsaufnahme mit der Fragestellung eines FAI muss also sorgfältig auf die Qualität geprüft werden, vorrangig auf Hinweise für Verkipfung oder Fehlrotation. Dies gelingt mit einer Beurteilung der Darstellung der Foramina obturatoria und des Abstands von Symphyse zu Os coccygeum [32]. Im Zweifelsfall sollte die Röntgenaufnahme wiederholt werden. In der Studie wurden die Röntgenzeichen COS und ISS untersucht. Jamali et al. (2007) beschrieben in ihrer Studie mit 41 Becken ein positives COS in 33% der untersuchten Präparate. Hier wurde auch eine Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität bestimmt, sie ergab für die Inter-Untersucher-Reliabilität einen Cohens kappa-Wert von 0,682, für die Intra-Untersucher-Reliabilität einen Cohens kappa-Wert von 0,674. Dies entspricht in beiden Fällen einer guten Übereinstimmung [24]. Verglichen mit unserer Studie zeigt sich das Ergebnis ähnlich bezüglich des Vorhandenseins eines positiven COS. Dieses trat in 36,4% der Fälle auf. Unterschiedliche Ergebnisse zeigen sich bei der Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität. Je nach Lagerungshilfe oder freier Lagerung konnten im Vergleich zwischen Röntgenaufnahme und CT-Bildgebung Werte zwischen 0,241 bis 0,542 ermittelt werden. Dies entspricht einer leichten bis mittelmäßigen Übereinstimmung. Hinsichtlich des ISS variierte der Cohens kappa-Wert zwischen 0,295 und 0,421, was ebenfalls einer leichten bis

mittelmäßigen Stärke der Übereinstimmung entspricht. Die Abweichungen der Korrelationen zwischen unserer Studie und der von Jamali zeigt also, dass bei der Befundung gleicher Bilder durch unterschiedliche Untersucher oder gleicher Untersucher zu unterschiedlichen Zeitpunkten, eine Messungengenauigkeit entstehen kann.

In Literaturrecherchen zeigt sich oftmals die Problematik der unterschiedlichen Befundung durch verschiedene Beurteiler von Röntgenaufnahmen. So spielt nicht nur die Lagerung des Beckens, sondern auch die Erfahrung des Untersuchers bei der Befundung eine nicht unwesentliche Rolle. Clohisy et al. (2009) führten eine Studie zur Beurteilung von Beckenübersichtsaufnahmen hinsichtlich der Inter- und Intra-Untersucher-Reliabilität durch. Die a.p.-Aufnahmen wurden unter anderem auf das Vorhandensein eines Cross-over-Signs oder einer Coxa profunda untersucht, ebenso wurde die Lage des Hüftkopfzentrums, das Vorhandensein eines sphärischen oder asphärischen Hüftkopfes und die Verkippung oder Fehlrotation des Beckens anhand der Darstellung der Foramina obturatoria beurteilt. Als Untersucher fungierten sechs orthopädische Chirurgen, davon fünf mit fortgeschrittener Expertise. Bei der Beurteilung von 77 Röntgenaufnahmen wurde für die Intra-Untersucher-Reliabilität ein Cohens kappa-Wert von 0,56, für die Inter-Untersucher-Reliabilität ein Cohens kappa-Wert von 0,46 ermittelt. Dies spricht für eine mittelmäßige Stärke der Übereinstimmung [8].

In dieser Studie wurden die Intraclass-Koeffizienten (ICC) für die Abstandsmessungen der CT-Untersuchungen ermittelt. Es wurde ein ICC von 0,99 für die Inter-Untersucher-Reliabilität und ein ICC von 0,98 für die Intra-Untersucher-Reliabilität gefunden. Ein ICC-Wert $>0,8$ spricht für eine adäquate Korrelation der Variablen. Die computergestützte Ausrichtung des Beckens und die Ausmessung der Werte liefert also eine gute Reproduzierbarkeit hinsichtlich der Messgenauigkeit unter verschiedenen Untersuchern bzw. zu verschiedenen Zeitpunkten.

Mit den von Tannast et al. (2006) definierten Distanzen, die auch in unserer Studie benutzt wurden, beschäftigten sich auch Siebenrock et al. (2003). Es stellte sich heraus, dass die vertikale Distanz zwischen der Symphyse und dem Sacrococcygealgelenk die stärkste Korrelation zur Beurteilung der Beckenverkippung aufweist. Siebenrock ermittelte für männliche Becken einen Mittelwert von 32,3 mm [8-50 mm] und für weibliche Becken einen Mittelwert von 47,3 mm [15-72 mm]. Verglichen mit den Ergebnissen unserer Studie zeigen sich ähnliche Ergebnisse. Wir erhielten Mittelwerte zwischen 40,9 mm und 44,6 mm je nach Lagerungstyp [55].

Die in dieser Studie verwendeten Messparameter wurden von Tannast et al. (2006) an a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen untersucht. Sie benutzten dazu 104 präoperativ durchgeführte Röntgenbilder von 41 Männern und 63 Frauen, das Durchschnittsalter betrug 31,7

Jahre. 81 Patienten davon litten unter einem FAI-Syndrom, 23 unter einer Hüftdysplasie. Alle Patienten wurden in gleicher Technik mit ausgestreckten, innenrotierten Beinen auf dem Röntgentisch gelagert. Der Röntgenzentralstrahl wurde auf den Mittelpunkt zwischen Symphysenoberrand und einer Linie zwischen den Spinae iliacae anteriores superiores gerichtet. Die stärkste Korrelation konnte für die Distanz zwischen der Symphyse und dem Sacrococcygealgelenk festgestellt werden. Für den Abstand von der Symphyse zur Coccyxspitze ergab sich eine mäßig starke Korrelation [63].

Die in dieser Studie entwickelten Lagerungshilfen lassen bei korrekter Anwendung eine exakte Positionierung von Symphyse und Spinae iliacae anteriores superiores in einer Ebene zu. Ein korrektes Aufliegen der Taster des Lagerungsinstrumentes auf den anatomischen Strukturen der Präparate war in der Studie möglich, zumal keine Weichteile an den Beckenpräparaten vorhanden waren, die dies hätten erschweren oder verhindern können. Weiterführende Studien müssten daher hinterfragen, ob die Lagerungshilfen selbst oder eher das Ausrichtungsprinzip überdacht werden müssen. Als Begründung für die vorliegenden Studienergebnisse wäre es, neben der Möglichkeit eines systematischen Messfehlers, denkbar, dass das in dieser Studie zugrundeliegende „Anterior Pelvic Plane“-Konzept für die Fragestellung nicht adäquat oder präzise genug ist.

5.3 Anwendbarkeit

An die entwickelten Lagerungshilfen werden die folgenden Anforderungen gestellt: Sie sollen reproduzierbare und valide Ergebnisse liefern. Des Weiteren sollen sie röntgendurchlässig, nicht-invasiv, einfach in der Bedienung, leicht zu transportieren und an jedem Patienten in gleicher Weise anwendbar sein.

Beide Lagerungshilfen sind Instrumente zur standardisierten Beckenausrichtung des Patienten auf dem Röntgentisch nach dem „Anterior Pelvic Plane“-Prinzip. Sie sollten bei akkurater Einstellung die Verminderung der Beckenverkipfung und -rotation erzielen und somit eine bessere Beurteilung der röntgenologischen Zeichen eines FAI-Syndroms erlauben. Die Ergebnisse dieser Studie konnten dies jedoch nicht belegen. Beide Lagerungshilfen sind nicht-invasiv, schmerzlos anwendbar und einfach zu bedienen. Sie lassen sich einfach zusammenbauen, sind gut transportabel und in jeder Arztpraxis einsetzbar. Insbesondere die Lagerungshilfe B ermöglicht eine zeitsparende Anwendung.

5.4 Limitierungen

Die vorliegende Studie weist folgende Limitierungen auf:

Bei der Lagerungshilfe A ist durch den Aufbau des Gerätes mit einer Limitierung der Breite von 570 mm bei adipösen Patienten eine Messung nur erschwert oder gar nicht möglich. Der Anwendung des Geräts gestaltet sich einfach, jedoch etwas zeitintensiver als die der Lagerungshilfe B, da es um den Patienten herum aufgebaut und die Taster akkurat eingestellt und befestigt werden müssen. Dies bedarf einer gewissen Compliance des Patienten und einer Geschicklichkeit der/des MTRA. Dies gestaltet sich bei der Lagerungshilfe B einfacher, da es über das Becken des Patienten gelegt wird und der Untersucher mit Hilfe der Wasserwaagen die Ausrichtung des Beckens im Hinblick auf Kippung und Rotation durch Lagerungsveränderungen kontrollieren kann.

Die Lagerungshilfen werden nicht fixiert. Dies bedeutet, dass die Position des Beckens durch Bewegungen des Patienten nach anfänglich akkurater Lagerung verfälscht werden kann.

Die Ausrichtung der Taster wird durch die/den MTRA durchgeführt. Das Auffinden und Definieren der für die Lagerungshilfen relevanten anatomischen Landmarken kann insbesondere bei adipösen Patientinnen und Patienten erschwert sein. Die Spinae iliacae anteriores superiores sind in der Regel gut tastbar, bei vermehrter Weichteilüberdeckung des Mons pubis kann sich das Palpieren der Symphyse jedoch erschwert zeigen. Daher kann es auch hier zu einer Fehlpositionierung des Beckens kommen.

Die Ergebnisse dieser Studie, die an Beckenpräparaten ermittelt wurden, können nicht unmittelbar auf Patientinnen und Patienten im klinischen Alltag übertragen werden. Die für die Ausrichtung des Beckens wichtigen anatomischen Landmarken sind für den Untersucher am Beckenpräparat unmittelbar einsehbar und tastbar. Dies ist im klinischen Alltag nicht der Fall und stellt den Untersucher vor die Herausforderung die genannten anatomischen Landmarken exakt zu definieren.

Die Untersuchung der Intra- und Inter-Untersucher-Reliabilität fand ausschließlich an den Messungen der CT-Untersuchungen statt. Mit Hilfe einer softwareunterstützten, digitalen Beckenausrichtung konnte eine gute Korrelation der Messwerte zwischen den Untersuchern sowie zwischen zwei verschiedenen Messzeitpunkten erreicht werden. Um die Lagerungshilfen untereinander noch besser vergleichen zu können sollte das Ziel in weiterführenden Studien sein, auch die Röntgenaufnahmen durch mehrere Untersucher und zu verschiedenen Zeitpunkten beurteilen zu lassen. Darüber hinaus wäre der Vergleich der Messwerte nach Lagerung der Becken durch verschiedene Anwender sinnvoll.

-Diskussion-

Die Ergebnisse der Studie sind auf elf Beckenpräparate limitiert. Eine höhere Zahl an Präparaten würde die Aussagekraft der Ergebnisse erhöhen. Es gilt weiter zu überprüfen, ob mehrfache Messungen durch wiederholte Röntgenaufnahmen der Beckenpräparate zu einer höheren Genauigkeit und damit zu einer Annäherung an die Messwerte der Computertomographie führen würden.

6. Schlussfolgerung

Der Einsatz von mechanischen Lagerungshilfen zur definierten Positionierung des Beckens für die Beckenübersichtsaufnahme führte nicht zu einer präziseren und besser reproduzierbaren Röntgendiagnostik. Beide Lagerungshilfen zeigten keinen Vorteil gegenüber den ohne Hilfen frei gelagerten Becken. Beim Vergleich der anatomischen Abstandsmessungen am Röntgenbild des frei gelagerten Beckens mit denen im Computertomogramm ergab sich nur eine mäßiggradige Übereinstimmung. Nach unseren Ergebnissen kommt Messwerten im Röntgenbild und im CT nur eine unterstützende Bedeutung in der Diagnostik des FAI zu.

7. Literaturverzeichnis

1. Beaulé PE, Zaragoza E, Motamedi K, Copelan N, Dorey FJ (2005) Three-dimensional computed tomography of the hip in the assessment of femoroacetabular impingement. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 23:1286–1292
2. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R (2005) Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 87:1012–1018
3. Bland JM, Altman D (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 327:307–310
4. Blendea S, Eckman K, Jaramaz B, Levison TJ, Digioia AM (2005) Measurements of acetabular cup position and pelvic spatial orientation after total hip arthroplasty using computed tomography/radiography matching. *Comput Aided Surg Off J Int Soc Comput Aided Surg* 10:37–43
5. Clohisy JC, Nunley RM, Otto RJ, Schoenecker PL (2007) The frog-leg lateral radiograph accurately visualized hip cam impingement abnormalities. *Clin Orthop* 462:115–121
6. Clohisy JC, Carlisle JC, Beaulé PE, Kim Y-J, Trousdale RT, Sierra RJ, Leunig M, Schoenecker PL, Millis MB (2008) A systematic approach to the plain radiographic evaluation of the young adult hip. *J Bone Joint Surg Am* 90 Suppl 4:47–66
7. Clohisy JC, Carlisle JC, Trousdale R, Kim Y-J, Beaulé PE, Morgan P, Steger-May K, Schoenecker PL, Millis M (2009) Radiographic Evaluation of the Hip has Limited Reliability. *Clin Orthop* 467:666–675
8. Clohisy JC, Knaus ER, Hunt DM, Leshner JM, Harris-Hayes M, Prather H (2009) Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop* 467:638–644
9. Cooke TD (1986) Immune pathology in polyarticular osteoarthritis. *Clin Orthop* 41–49
10. Dandachli W, Richards R, Sauret V, Cobb JP (2006) The transverse pelvic plane: A new and practical reference frame for hip arthroplasty. *Comput Aided Surg* 11:322–326
11. Diesel CV, Ribeiro TA, Coussirat C, Scheidt RB, Macedo C a. S, Galia CR (2015) Coxa profunda in the diagnosis of pincer-type femoroacetabular impingement and its prevalence in asymptomatic subjects. *Bone Jt J* 97-B:478–483
12. Eckman K, Hafez MA, Ed F, Jaramaz B, Levison TJ, Digioia AM (2006) Accuracy of pelvic flexion measurements from lateral radiographs. *Clin Orthop* 451:154–160
13. Franke J, Zheng G, Wendl K, Grützner PA, von Recum J (2012) Clinical experience with computer navigation in revision total hip arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng [H]* 226:919–926
14. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA (2003) Femoroacetabular Impingement: A Cause for Osteoarthritis of the Hip. *Clin Orthop* 417:112–120
15. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH (2008) The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clin Orthop* 466:264–272
16. Garbuz DS, Masri BA, Haddad F, Duncan CP (2004) Clinical and radiographic assessment of the young adult with symptomatic hip dysplasia. *Clin Orthop* 18–22

-Literaturverzeichnis-

17. Gosvig KK, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Gebuhr P (2008) The prevalence of cam-type deformity of the hip joint: a survey of 4151 subjects of the Copenhagen Osteoarthritis Study. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987 49:436–441
18. Hack K, Di Primio G, Rakhra K, Beaulé PE (2010) Prevalence of cam-type femoroacetabular impingement morphology in asymptomatic volunteers. *J Bone Joint Surg Am* 92:2436–2444
19. Hackenbroch MH, Bruns H, Widenmayer W (1979) [Contribution to the etiology of coxarthrosis. Radiographic and clinical evaluation of 976 arthrotic hip joints (author's transl)]. *Arch Orthop Trauma Surg Arch Orthopadische Unf-Chir* 95:275–283
20. Harris WH (1986) Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop* 20–33
21. Hodler J, Yu JS, Goodwin D, Haghighi P, Trudell D, Resnick D (1995) MR arthrography of the hip: improved imaging of the acetabular labrum with histologic correlation in cadavers. *AJR Am J Roentgenol* 165:887–891
22. Ingvarsson T, Stefánsson SE, Gulcher JR, Jónsson HH, Jónsson H, Frigge ML, Pálsdóttir E, Olafsdóttir G, Jónsdóttir T, Walters GB, Lohmander LS, Stefánsson K (2001) A large Icelandic family with early osteoarthritis of the hip associated with a susceptibility locus on chromosome 16p. *Arthritis Rheum* 44:2548–2555
23. Ito K, Minka MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R (2001) Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br* 83:171–176
24. Jamali AA, Mladenov K, Meyer DC, Martinez A, Beck M, Ganz R, Leunig M (2007) Anteroposterior pelvic radiographs to assess acetabular retroversion: high validity of the „cross-over-sign“. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 25:758–765
25. Kalberer F, Sierra RJ, Madan SS, Ganz R, Leunig M (2008) Ischial Spine Projection into the Pelvis. *Clin Orthop* 466:677–683
26. Kapron AL, Aoki SK, Weiss JA, Krych AJ, Maak TG (2018) Isolated focal cartilage and labral defects in patients with femoroacetabular impingement syndrome may represent new, unique injury patterns. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1–9
27. Kaya M, Suzuki T, Emori M, Yamashita T (2016) Hip morphology influences the pattern of articular cartilage damage. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 24:2016–2023
28. Kim TK (2015) T test as a parametric statistic. *Korean J Anesthesiol* 68:540–546
29. Klaue K, Durnin CW, Ganz R (1991) The acetabular rim syndrome. A clinical presentation of dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 73:423–429
30. Konishi N, Mieno T (1993) Determination of Acetabular Coverage of the Femoral Head with Use of a Single Anteroposterior Radiograph. A New Computerized Technique. *J Bone Jt Surg-Am Vol* 75:1318–1333
31. Krödel A, Refior H (2008) Indikation und Ergebnisse der intertrochanteren Aufrichtungsosteotomie bei Coxa profunda und Protrusio coxae. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb* 125:39–41
32. Kusma M, Bachelier F, Schneider G, Dienst M (2006) Radiologische Untersuchung des Hüftgelenks: Analyse der Röntgenstandardprojektionen. *Orthop* 35:16–21

-Literaturverzeichnis-

33. Kusma M, Bachelier F, Schneider G, Dienst M (2009) [Femoroacetabular impingement. Clinical and radiological diagnostics]. *Orthopade* 38:402–411
34. Leunig M, Casillas MM, Hamlet M, Hersche O, Nötzli H, Slongo T, Ganz R (2000) Slipped capital femoral epiphysis: early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis. *Acta Orthop Scand* 71:370–375
35. Leunig M, Ganz R (2005) Femoroacetabuläres Impingement. *Unfallchirurg* 108:9–17
36. Leunig M, Jüni P, Werlen S, Limacher A, Nüesch E, Pfirrmann CW, Trelle S, Odermatt A, Hofstetter W, Ganz R, Reichenbach S (2013) Prevalence of cam and pincer-type deformities on hip MRI in an asymptomatic young Swiss female population: a cross-sectional study. *Osteoarthritis Cartilage* 21:544–550
37. McCarthy JC, Lee J-A (2004) Arthroscopic intervention in early hip disease. *Clin Orthop* 157–162
38. McHugh ML (2012) Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochem Medica* 22:276–282
39. Meunier P, Lefevre C, Le Saout J, Kerboul B, Riot O, Meriot P, Courtois B, Bellet M (1987) [A simple method for measuring anteversion of the acetabulum from a frontal radiograph of the hip]. *J Radiol* 68:799–804
40. Murgier J, Reina N, Cavaignac E, Espié A, Bayle-Iniguez X, Chiron P (2014) The frequency of sequelae of slipped upper femoral epiphysis in cam-type femoroacetabular impingement. *Bone Jt J* 96-B:724–729
41. Murray RO (1965) The Aetiology of Primary Osteoarthritis of the Hip. *Br J Radiol* 38:810–824
42. Myers SR, Eijer H, Ganz R (1999) Anterior femoroacetabular impingement after periacetabular osteotomy. *Clin Orthop* 93–99
43. Nepple JJ, Lehmann CL, Ross JR, Schoenecker PL, Clohisy JC (2013) Coxa profunda is not a useful radiographic parameter for diagnosing pincer-type femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Am* 95:417–423
44. Nishihara S, Sugano N, Nishii T, Ohzono K, Yoshikawa H (2003) Measurements of pelvic flexion angle using three-dimensional computed tomography. *Clin Orthop* 140–151
45. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J (2002) The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 84:556–560
46. Perreira AC, Hunter JC, Laird T, Jamali AA (2011) Multilevel measurement of acetabular version using 3-D CT-generated models: implications for hip preservation surgery. *Clin Orthop* 469:552–561
47. Pfirrmann CWA, Mengiardi B, Dora C, Kalberer F, Zanetti M, Hodler J (2006) Cam and pincer femoroacetabular impingement: characteristic MR arthrographic findings in 50 patients. *Radiology* 240:778–785
48. Philippon MJ, Maxwell RB, Johnston TL, Schenker M, Briggs KK (2007) Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:1041–1047

-Literaturverzeichnis-

49. Philippon MJ, Schenker ML, Briggs KK, Maxwell RB (2008) Can Microfracture Produce Repair Tissue in Acetabular Chondral Defects? *Arthroscopy* 24:46–50
50. Reichenbach S, Jüni P, Werlen S, Nüesch E, Pfirrmann CW, Trelle S, Odermatt A, Hofstetter W, Ganz R, Leunig M (2010) Prevalence of cam-type deformity on hip magnetic resonance imaging in young males: a cross-sectional study. *Arthritis Care Res* 62:1319–1327
51. Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A (1983) Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand* 54:18–23
52. Reynolds D, Lucas J, Klaue K (1999) Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br* 81:281–288
53. Ruelle M, Dubois JL (1962) [The protrusive malformation and its arthrosic complication. I. Radiological and clinical symptoms. Etiopathogenesis]. *Rev Rhum Mal Osteoartic* 29:476–489
54. Shrout PE, Fleiss JL (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86:420–428
55. Siebenrock KA, Schoeniger R, Ganz R (2003) Anterior femoro-acetabular impingement due to acetabular retroversion. Treatment with periacetabular osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 85-A:278–286
56. Siebenrock KA, Kalbermatten DF, Ganz R (2003) Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: a study of pelvis from cadavers. *Clin Orthop* 241–248
57. Siebenrock KA, Wahab KHA, Werlen S, Kalhor M, Leunig M, Ganz R (2004) Abnormal extension of the femoral head epiphysis as a cause of cam impingement. *Clin Orthop* 54–60
58. Smith-Petersen MN (2009) The Classic: Treatment of Malum Coxae Senilis, Old Slipped Upper Femoral Epiphysis, Intrapelvic Protrusion of the Acetabulum, and Coxa Plana by Means of Acetabuloplasty. *Clin Orthop* 467:608–615
59. Solomon L (1976) Patterns of osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 58:176–183
60. Stuhlberg, S.D., Cordell, L.D. (1980) *Hip Society: The Hip*. 8th edition. Mosby, St. Louis
61. Sutter R, Zubler V, Hoffmann A, Mamisch-Saupe N, Dora C, Kalberer F, Zanetti M, Hodler J, Pfirrmann CWA (2014) Hip MRI: how useful is intraarticular contrast material for evaluating surgically proven lesions of the labrum and articular cartilage? *AJR Am J Roentgenol* 202:160–169
62. Tannast M, Zheng G, Anderegg C, Burckhardt K, Langlotz F, Ganz R, Siebenrock KA (2005) Tilt and Rotation Correction of Acetabular Version on Pelvic Radiographs. *Clin Orthop* 438:182–190
63. Tannast M, Murphy SB, Langlotz F, Anderson SE, Siebenrock KA (2006) Estimation of pelvic tilt on anteroposterior X-rays—a comparison of six parameters. *Skeletal Radiol* 35:149–155
64. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE (2007) Femoroacetabular Impingement: Radiographic Diagnosis—What the Radiologist Should Know. *Am J Roentgenol* 188:1540–1552
65. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE (2007) Femoroacetabular Impingement: Radiographic Diagnosis—What the Radiologist Should Know. *Am J Roentgenol* 188:1540–1552

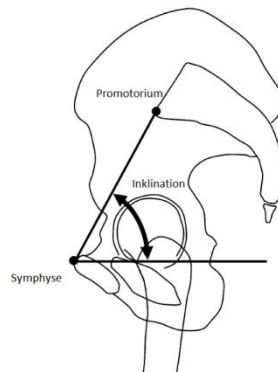
-Literaturverzeichnis-

66. Tannast M, Goricki D, Beck M, Murphy SB, Siebenrock KA (2008) Hip Damage Occurs at the Zone of Femoroacetabular Impingement. *Clin Orthop* 466:273–280
67. Wagner S, Hofstetter W, Chiquet M, Mainil-Varlet P, Stauffer E, Ganz R, Siebenrock KA (2003) Early osteoarthritic changes of human femoral head cartilage subsequent to femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 11:508–518
68. Wassilew GI, Heller MO, Diederichs G, Janz V, Wenzl M, Perka C (2012) Standardized AP radiographs do not provide reliable diagnostic measures for the assessment of acetabular retroversion. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 30:1369–1376
69. Wassilew GI, Heller MO, Janz V, Perka C, Müller M, Renner L (2017) High prevalence of acetabular retroversion in asymptomatic adults. *Bone Jt J* 99-B:1584–1589
70. Wirtz M, Kutschmann M (2007) Analyse der Beurteilerübereinstimmung für kategoriale Daten mittels Cohens Kappa und alternativer Maße. *Rehabil* 46:370–377
71. Yoshida M, Konishi N (2002) Subchondral cysts arise in the anterior acetabulum in dysplastic osteoarthritic hips. *Clin Orthop* 291–301
72. Zheng G, Zhang X, Steppacher SD, Murphy SB, Siebenrock KA, Tannast M (2009) HipMatch: An object-oriented cross-platform program for accurate determination of cup orientation using 2D–3D registration of single standard X-ray radiograph and a CT volume. *Comput Methods Programs Biomed* 95:236–248

8. Anhang

Abb. 19

Ermittlung des Inklinationswinkels (Quelle: Modifiziert aus Tannast et al. 2005 [61])



Tab. 12

(a-f) zeigt die Messwerte aller elf Becken mit Lagerungshilfen und freier Lagerung (Werte in mm)

(a)

Lagerungstyp	frei	A	B	frei	A	B
Beckenummer	1516	1516	1516	1517	1517	1517
Alter/Geschlecht	92/w	92/w	92/w	81/w	81/w	81/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja	ja/ja	nein/ja	nein/nein	nein/nein	nein/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrococcygealgelenk	57	62	39	43	34	38
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrococcygealgelenk	15	2	8	8	5	6
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	23	31	9	0	0	n.b.
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	96	100	84	76	70	71
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,59	0,62	0,52	0,53	0,49	0,49
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,79	1	1,07	1	1,15	1,09
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	0,78	0,79	0,93	0,95	1	0,95
Spina rechts sichtbar	nein	nein	ja	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	ja	ja	ja	nein	nein	nein

(b)

Lagerungstyp	frei	A	B	frei	A	B
Beckenummer	1519	1519	1519	1525	1525	1525
Alter/Geschlecht	75/m	75/m	75/m	60/w	60/w	60/w
Cross-over-Sign rechts/links	ja/ja	ja/ja	ja/ja	ja/nein	ja/ja	ja/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrococcygealgelenk	69	66	65,5	69,5	65	63
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrococcygealgelenk	3	0	1	2	3	1
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	38	37	37,5	38	34	36,5
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	130	127	130	109,5	137	108
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,75	0,75	0,75	0,73	0,92	0,72
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1	1,04	0,98	1	0,91	1,03
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,11	1,04	1,04	1,17	1,24	1,18
Spina rechts sichtbar	ja	ja	ja	ja	nein	nein
Spina links sichtbar	ja	ja	ja	ja	ja	ja

-Anhang-

(c)

Lagerungstyp	frei	A	B	frei	A	B
Beckennummer	1528	1528	1528	1534	1534	1534
Alter/Geschlecht	79/m	79/m	79/m	78/m	78/m	78/m
Cross-over-Sign rechts/links	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakroccocygealgelenk	23	27,5	28	10,5	22,5	21
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakroccocygealgelenk	10	8	8	4,5	4	4
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	4	8,5	9,5	(-)22	(-)8	(-)5
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	89,5	93	93,5	75	85	83
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,6	0,61	0,62	0,49	0,55	0,54
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,74	0,98	0,96	1,4	1,19	1,27
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1	0,96	0,96	1,63	1,44	1,5
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	ja	ja	ja	nein	nein	nein

(d)

Lagerungstyp	frei	A	B	frei	A	B
Beckennummer	1576	1576	1576	1577 re**	1577 re**	1577 re**
Alter/Geschlecht	91/m	91/m	91/m	85/w	85/w	85/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein	nein	nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakroccocygealgelenk	17,5	23,5	20	48	47,5	46,5
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakroccocygealgelenk	3	6	2,5	12	11,5	11,5
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	(-)3,5	n.b.	(-)3	18	17	16
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	67,5	70,5	71	81,5	81	80
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,46	0,48	0,45	n.b.	n.b.	n.b.
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1,49	1,41	1,31	0,97	0,86	1
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,41	156	1,36	n.b.	n.b.	n.b.
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	nein	nein	nein	n.b.	n.b.	n.b.

(e)

Lagerungstyp	frei	A	B	frei	A	B
Beckennummer	1589	1589	1589	1594	1594	1594
Alter/Geschlecht	72/m	72/m	72/m	83/w	83/w	83/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakroccocygealgelenk	4	14	16	79	78,5	82
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakroccocygealgelenk	1,5	6	0	0	3	2,5
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	(-)26	(-)18	(-)14	30	29	30
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	72	78	81	105	105	108
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,49	0,52	0,54	0,63	0,63	0,64
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1,12	1,16	1,03	0,76	0,87	0,7
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,26	1,09	1,13	0,88	0,89	0,84
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	ja	ja	ja
Spina links sichtbar	nein	nein	nein	ja	ja	ja

-Anhang-

(f)

Lagerungstyp	frei	A	B	frei	A	B
Beckenummer	1602	1602	1602			
Alter/Geschlecht	82/m	82/m	82/m			
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja	ja/ja	ja/ja			
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	29	50	45,5			
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	6	10	5,5			
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	0	20	15,5			
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	66	78,5	77			
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,49	0,57	0,57			
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1	0,54	0,69			
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,04	0,71	0,84			
Spina rechts sichtbar	nein	ja	ja			
Spina links sichtbar	ja	ja	ja			

Tab. 13

(a-f) zeigt die Messung der CT-Diagnostik aller Becken für beide Untersucher in mm:

(a)

Untersucher	Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 1	Untersucher 2
Beckenummer	1516	1516	1517	1517
Alter/Geschlecht	92/w	92/w	81/w	81/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	24,3	19,6	25,7	25,6
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	5,3	4,9	3,1	2,9
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	2,5	1,84	(-)7,4	(-)5,8
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	65,97	63,98	57,3	58,63
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,48	0,46	0,47	0,48
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,98	0,98	1,17	1,17
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,13	1,14	1,17	1,14
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	nein	nein	nein	nein

(b)

Untersucher	Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 1	Untersucher 2
Beckenummer	1519	1519	1525	1525
Alter/Geschlecht	75/m	75/m	60/w	60/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/n.b.	nein/n.b.	ja/nein	nein/n.b.
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	47,6	46,65	47	44,4
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	6,1	6,8	3,4	3,5
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	18	17,8	20,2	18,9
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	102,69	100,3	92	89,4
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,7	0,68	0,73	0,71
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1,3	1,3	1,19	1,21
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	0,77	0,78	1,28	1,22
Spina rechts sichtbar	ja	ja	nein	nein
Spina links sichtbar	ja	ja	nein	nein

-Anhang-

(c)

Untersucher	Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 1	Untersucher 2
Beckennummer	1528	1528	1534	1534
Alter/Geschlecht	79/m	79/m	78/m	78/m
Cross-over-Sign rechts/links	nein/nein	nein/nein	nein/nein	nein/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	13,79	12,9	11,3	10,4
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	5,2	5,4	2,2	1,9
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	n.b.	n.b.	(-)17	(-)16,5
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	66,18	65,64	56,7	55,9
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,51	0,51	0,43	0,43
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1,18	1,2	1,39	1,39
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,13	1,06	1,52	1,49
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	nein	nein	nein	nein

(d)

Untersucher	Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 1	Untersucher 2
Beckennummer	1576	1576	1577 re**	1577 re**
Alter/Geschlecht	91/m	91/m	85/w	85/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/nein	nein/nein	nein	nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	8,8	8	26,5	21,6
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	1	1,4	6,9	6,5
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	(-)16,2	(-)18,24	0	0
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	54,23	53,61	/	/
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,43	0,43	/	/
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1,34	1,28	1,1	1,13
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,4	1,41	/	/
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	nein	nein	/	/

(e)

Untersucher	Untersucher 1	Untersucher 2	Untersucher 1	Untersucher 2
Beckennummer	1589	1589	1594	1594
Alter/Geschlecht	72/m	72/m	83/w	83/w
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja	nein/nein	nein/nein	nein/nein
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	7,5	7,8	48,14	48,9
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	4,3	4,4	5,38	3,8
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	(-)32,5	(-)31,8	11,37	10,4
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	56,12	55,26	71,58	72,7
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,45	0,44	0,5	0,51
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	1,3	1,33	1,17	1,14
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	1,29	1,25	1,12	1,12
Spina rechts sichtbar	nein	nein	nein	nein
Spina links sichtbar	nein	nein	nein	nein

-Anhang-

(f)

Untersucher	Untersucher 1	Untersucher 2			
Beckenummer	1602	1602			
Alter/Geschlecht	82/m	82/m			
Cross-over-Sign rechts/links	nein/ja	nein/ja			
vertikaler Abstand Symphyse-Sakrooccygealgelenk	27,5	29,08			
horizontaler Abstand Symphyse-Mitte Sakrooccygealgelenk	1,6	1,4			
vertikaler Abstand Symphyse-Steißbeinspitze	0	0			
vertikaler Abstand Symphyse-kaudales Ende Iliosakralgelenk	56,95	56,81			
Ratio vertikaler/horizontaler Durchmesser Beckeneingang	0,5	0,49			
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum rechts	0,97	0,94			
Ratio vertikales/horizontales Foramen obturatum links	0,98	0,99			
Spina rechts sichtbar	nein	nein			
Spina links sichtbar	nein	nein			

9. Publikationen

Publikationen:

Brockmeyer M, **Lott S**, Stroeder J, Fries P, Wagenpfeil S, Tschernig T, Kohn D

Simple mechanical devices did not improve pelvis positioning in AP pelvis radiographs for reliable assessment of the acetabular orientation.

Journal of experimental orthopaedics (2019) May 23; 6 (1):20

Vorträge:

Brockmeyer M, **Lott S**, Stroeder J, Fries P, Wagenpfeil S, Tschernig T, Kohn D

Lagerungshilfen zur standardisierten Röntgendiagnostik mittels Beckenübersichtsaufnahme beim femoroacetabulären Impingement (FAI).

64. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.

28.-30. April 2016, Baden-Baden

10. Danksagung

Als Erstes möchte ich meinen Eltern danken, dass sie mir das Studium der Medizin ermöglicht und mich stets zum Schreiben dieser Arbeit motiviert haben. Ohne euch wäre dies alles nicht möglich gewesen.

Einen weiteren Dank möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Dieter Kohn aussprechen, der mir dieses spannende Thema überlassen hat und mir stets mit gutem Rat zur Seite stand.

Des Weiteren möchte ich ganz herzlich meinem Betreuer Dr. med. Matthias Brockmeyer danken, der über die gesamte Zeit keine Mühen gescheut hat, mich in meiner Arbeit bestmöglich zu unterstützen.

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Thomas Tschernig, Anatomisches Institut der Universitätskliniken des Saarlandes, für die Bereitstellung der Beckenpräparate sowie Herrn Dr. med. Jonas Stroeder, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, für die Unterstützung bei den CT-Messungen.

Weiter möchte ich der Schreinerei Peter Mohr in Saarbrücken danken für die Unterstützung bei der Herstellung der Lagerungshilfe.

Mein Dank gilt auch meinen Freunden und ehemaligen Kommilitonen(innen) Katharina Kasselmann und Tobias Fontaine für die tatkräftige Mithilfe bei der Beckenpräparation.

11. Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

Sebastian Lott

Blieskastel, den 10.02.20201