

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. J. Windolf

**Analyse von automatisierten Alpha-Winkelmessungen
in Magnet-Resonanz-Bildern von Hüften
mit Femoroazetabulärem Impingement**

Dissertation

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

Vorgelegt von

Nastassja Pamela Kaiser-Ewertowski

2024

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

Gez.:

Dekan: Prof. Dr.med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr.med. Bernd Bittersohl

Zweitgutachter: PD Dr.med. Christoph Schleich

Für meine Eltern und für meinen Opa Franek

In dieser Dissertation wird zur besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Die verwendeten Personenbezeichnungen beziehen sich auf alle Geschlechter.

Teile dieser Arbeit wurden bereits veröffentlicht unter:

Automated measurement of alpha angle on 3D-magnetic resonance imaging in femoroacetabular impingement hips: a pilot study,

Ewertowski, N. P. MD, Schleich MD, C., Abrar MD, D. B., Hosalkar, H. S. MD, & Bittersohl, B. MD, *Journal of orthopaedic surgery and research* (2022), Jul 30; 17(1): 370. [1]

Zusammenfassung

Das Femoroazetabuläre Impingement (FAI) ist eine Hüfterkrankung, welche durch anatomische Deformitäten gekennzeichnet ist. Das Pincer-FAI (Beißzangen-Typ), charakterisiert durch eine Deformität der Hüftpfanne, wird vom Cam-FAI (Nockenwellen-Typ), charakterisiert durch eine Deformität des proximalen Femurs, unterschieden. Häufig zeigen sich Kombinationen beider Varianten. Gelenkbewegungen führen zu einem mechanischen Konflikt, welcher als Leistenschmerz oder als Bewegungseinschränkung symptomatisch wird. Langfristig kann dies zu Schädigungen des Gelenks oder einer vorzeitigen Hüftarthrose führen. Dies kann durch eine rechtzeitige Therapie verhindert werden. Neben der Anamnese und Untersuchung bedarf die Diagnostik einer Bildgebung mittels Röntgenaufnahme und Magnetresonanztomographie (MRT). Dabei wird ein sogenannter manuell gemessener Alpha-Winkel hinzugezogen. Alpha-Winkelmessungen sind zeitaufwendig und untersucherabhängig. In dieser Pilotstudie untersuchten wir die Durchführbarkeit automatisierter Alpha-Winkelmessungen in MRT-Datensätzen von 19 Patienten mit arthroskopisch gesichertem FAI als objektive, reproduzierbare und vereinfachte Methode zur Bestimmung des Alpha-Winkels. Beide Methoden wurden hinsichtlich des Zeitaufwands in Minuten und des Arbeitsaufwands in Anzahl der durchgeführten Maustastenbetätigungen verglichen. Manuelle Alpha-Winkelmessungen wurden unabhängig voneinander von einem Anfänger (Untersucher 1) und einem erfahrenen Untersucher (Untersucher 2) durchgeführt. Beide Untersucher absolvierten die Alpha-Winkelmessung zweimal im Abstand von jeweils vier Wochen. Die Auswertung der Daten erfolgte mittels *Intra-Class-Correlation*-(ICC)-Analyse. Die manuellen Alpha-Winkelmessungen korrelierten moderat zwischen den Untersuchern. Die Reproduzierbarkeit der manuellen Messergebnisse zwischen der ersten und zweiten Messung des erfahrenen Untersuchers war gut bis sehr gut. Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse des Anfängers zwischen der ersten und zweiten Messung war gut. Die Korrelation zwischen den automatisierten und manuellen Messungen beider Untersucher war gering. Die Korrelation wurde mit einem ICC von 0,24 ($p = 0,052$; Untersucher 1, 1. Messung), ICC = 0,32 ($p = 0,015$; Untersucher 1, 2. Messung), ICC = 0,50 ($p < 0,001$; Untersucher 2, 1. Messung) und ICC = 0,45 ($p < 0,001$; Untersucher 2, 2. Messung) bemessen. Zusammenfassend waren die automatisierten Alpha-Winkelmessungen in unserer Pilotstudie zeitaufwendiger, doch hinsichtlich der Anzahl der Maustastenbetätigungen weniger aufwendig (Zeitdifferenz: $14,6 \pm 3,9$ min; $p < 0,001$; Differenz der Tastendrücke: 231 ± 23 ; $p < 0,001$).

Summary

Femoroacetabular Impingement (FAI) is a condition involving anatomical abnormalities of the hip. These abnormalities cause a motion-related morphological conflict, which leads to premature osteoarthritis of the hip joint. Patients suffer from hip pain and limitation of movement. There are two types of FAI. The Pincer FAI is characterized by an overcoverage of the femoral head by the acetabulum. The Cam FAI is characterized by excess bone formation in the femoral head or the proximal femur. Most Patients affected by FAI show a combination of those two subtypes. If the anatomical abnormality is addressed in a timely manner, premature osteoarthritis can be prevented. Correct diagnosis is essential for timely treatment. In addition to medical history and physical examination, objective and validated imaging is necessary. With radiography, analysis of bony structures is possible. However, with Magnetic Resonance Imaging, assessment of the cartilage status of the hip is possible. Alpha angle measurement is used to assess the transition zone between the femoral head and the proximal femur. Alpha angles are generated manually in radial slices of the hip MRI. This is a time-consuming, reader-dependent tool with a potential source of error in the diagnosis of FAI. This pilot study aimed to investigate an objective, simple and reproducible tool for FAI diagnosis. In this study, we investigated the feasibility of automated alpha angle measurement, using postprocessing software, in nineteen hip MRIs of FAI patients. We compared manual and automated methods in terms of time (counted in minutes) and workload (counted in mouse button presses). We investigated the reproducibility of manual alpha angle measurement. Two observers (one untrained and one expert observer) generated alpha angles manually independently twice 4 weeks apart. For intra- and inter-observer reproducibility and correlation of automated and manual alpha angle assessment, we used Intra-Class-Correlation (ICC) analysis. Our analysis showed a low correlation between manual measurements and automated measurements. The inter-observer correlation was moderate. The reproducibility of the manual measurements by the expert observer was good to excellent. The reproducibility of the manual measurements by the untrained observer was good. Automated alpha angle measurement took longer timewise (time difference: 14.6 ± 3.9 min; $p < 0.001$) but required less effort (difference in button presses: 231 ± 23 ; $p < 0.001$).

Abkürzungsverzeichnis

FAI	Femoroazetabuläres Impingement
MRT	Magnetresonanztomographie
ICC	<i>Intra-Class-Correlation</i>
MR	Magnetresonanz
MR- Arthrographie	Magnetresonanz-Arthrographie
dGEMRIC	<i>Delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage</i>
3D	dreidimensional
DESS	<i>double-echo steady-state-sequence</i>
KI	Künstliche Intelligenz
ML	Maschinelles Lernen
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomie des Hüftgelenks	1
1.2	FAI	6
1.2.1	Geschichte	6
1.2.2	Ätiologie	7
1.2.3	Einteilung	7
1.2.4	Diagnostik	8
1.2.4.1	Klinische Untersuchung	9
1.2.4.2	Bildgebung	10
1.2.5	Alpha-Winkel	11
1.2.6	Therapie	14
1.3	Ethikvotum	14
1.4	Ziele dieser Arbeit	14
2	Automated measurement of alpha angle on 3D-magnetic resonance imaging in femoroacetabular impingement hips: a pilot study	15
	Ewertowski, N. P. MD, Schleich MD, C., Abrar MD, D. B., Hosalkar, H. S. MD, & Bittersohl, B. MD, <i>Journal of orthopaedic surgery and research</i> (2022), Jul 30; 17(1): 370.....	15
3	Diskussion.....	17
3.1	Limitierungen	22
3.2	Klinische Relevanz	24
3.3	Schlussforderung	25
4	Literatur- und Quellenverzeichnis	26

1 Einleitung

1.1 Anatomie des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk verbindet den Rumpf mit der unteren Extremität. Korrespondierende Knochen des Hüftgelenks sind das Hüftbein (*Os coxae*) als Teil des Beckens (*Pelvis*) und der Kopf des proximalen Oberschenkelknochens (*Femur*). Das Hüftbein besteht aus drei Anteilen, dem Darmbein (*Os ilium*), Sitzbein (*Os ischii*) und Schambein (*Os pubis*) (Abb. 1). Die drei Anteile bilden eine Hüftpfanne (*Acetabulum*), die mit dem Femurkopf artikuliert (Abb. 2) [2, 3].

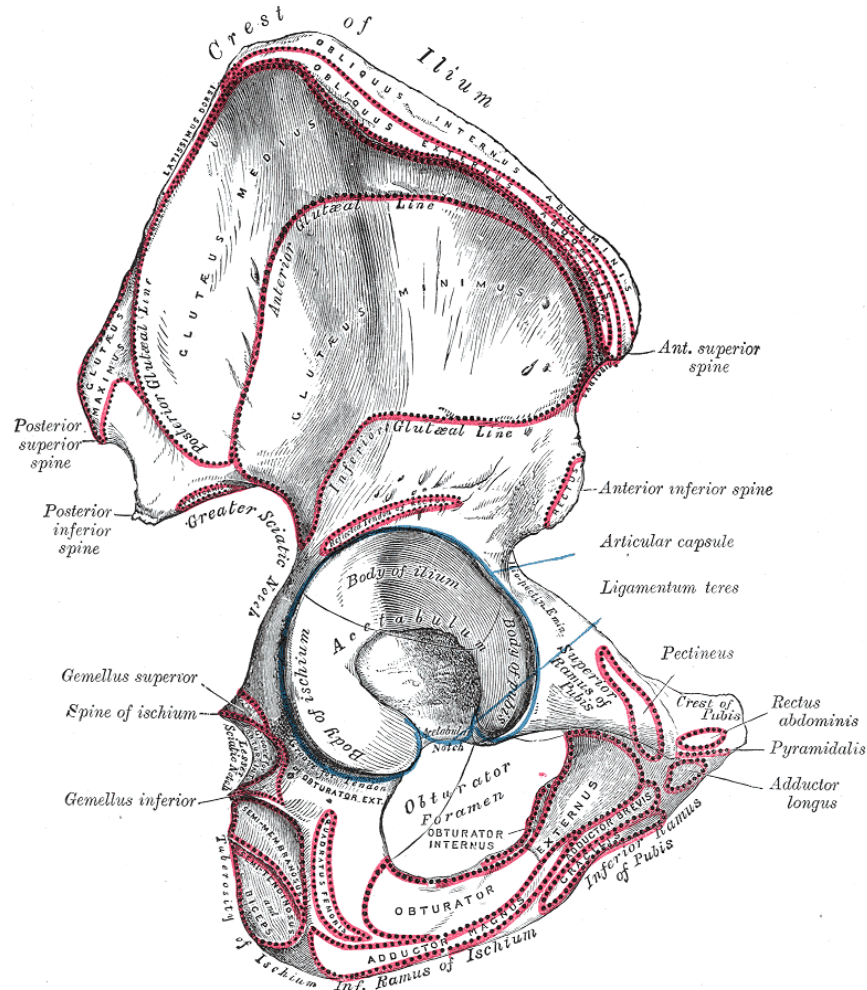


Abb. 1 Anatomie des rechten Hüftknochens

Quelle: Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; dort Abbildung 235 [4]

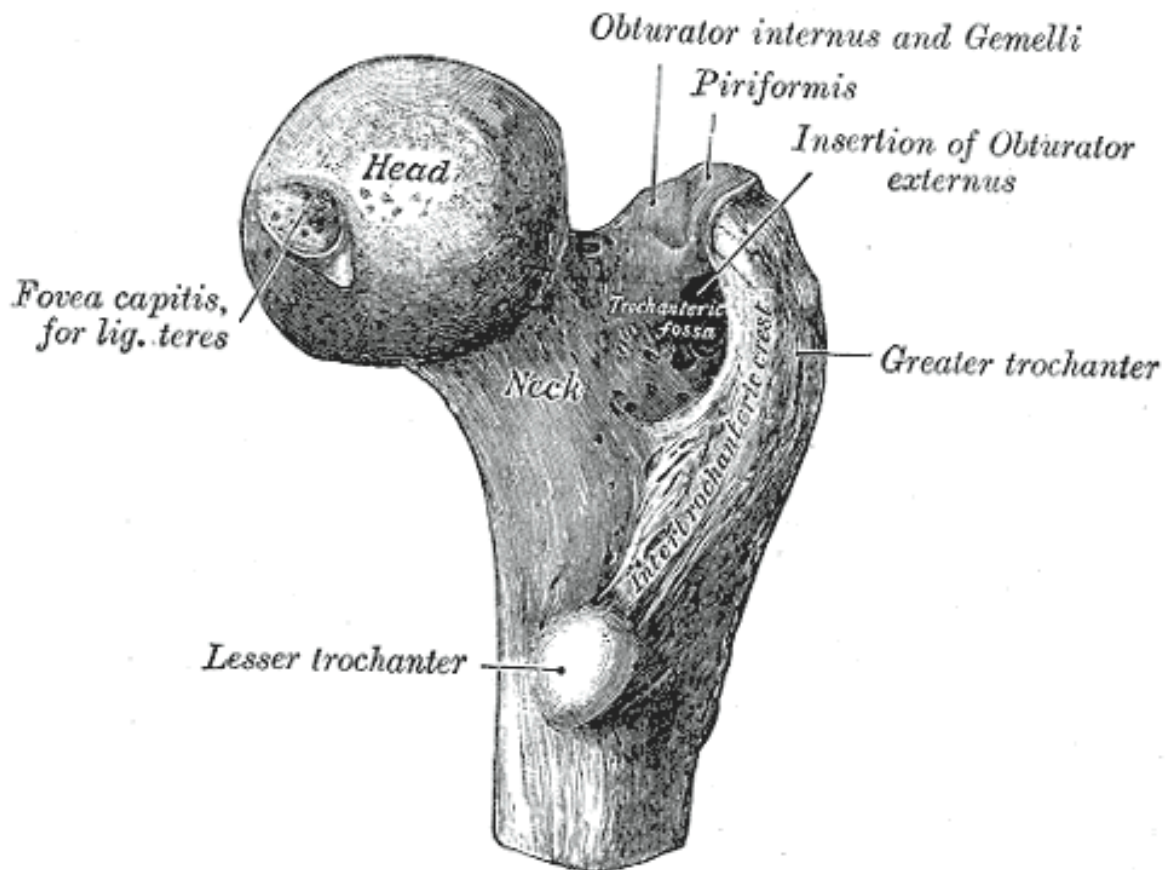


Abb. 2 Anatomie des Femurkopfes von dorso-kranial

Quelle: Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; dort Abbildung 243 [4]

Das Hüftgelenk ist ein Nussgelenk (*Enarthrosis spherioidea*), ein Kugelgelenk mit eingeschränktem Bewegungsspielraum. In diesem Nussgelenk wird der Gelenkkopf über die Hälfte seines Durchmessers hinaus von der Gelenkpfanne umschlossen. Die Gelenkfläche des Azetabulums wird von der *Facies lunata* halbmondförmig von Knorpel überzogen. Distal grenzt die knorpelige Fläche an den überhöhten, knöchernen Pfannenrand (*Limbus acetabuli*), welchem zirkulär eine faserknorpelige Gelenkklippe, das *Labrum acetabuli*, aufgelagert ist. Das *Labrum acetabuli* vergrößert die Gelenkpfanne des Hüftgelenks, sodass der Femurkopf tief im Azetabulum positioniert ist. Der innerhalb der Gelenkpfanne von Knorpel ausgesparte Bereich ist mit fettreichem, lockerem Bindegewebe ausgefüllt und wird kaudal durch das *Ligamentum transversum acetabuli* begrenzt. Innen verläuft das *Ligamentum capitis femoris* (auch *Ligamentum teres*), welches insbesondere während der Wachstumsphase zur arteriellen Versorgung des

Oberschenkelknochens beiträgt. Zudem wird ihm eine propriozeptive Funktion zugeschrieben (Abb. 3 und 4) [2, 3].

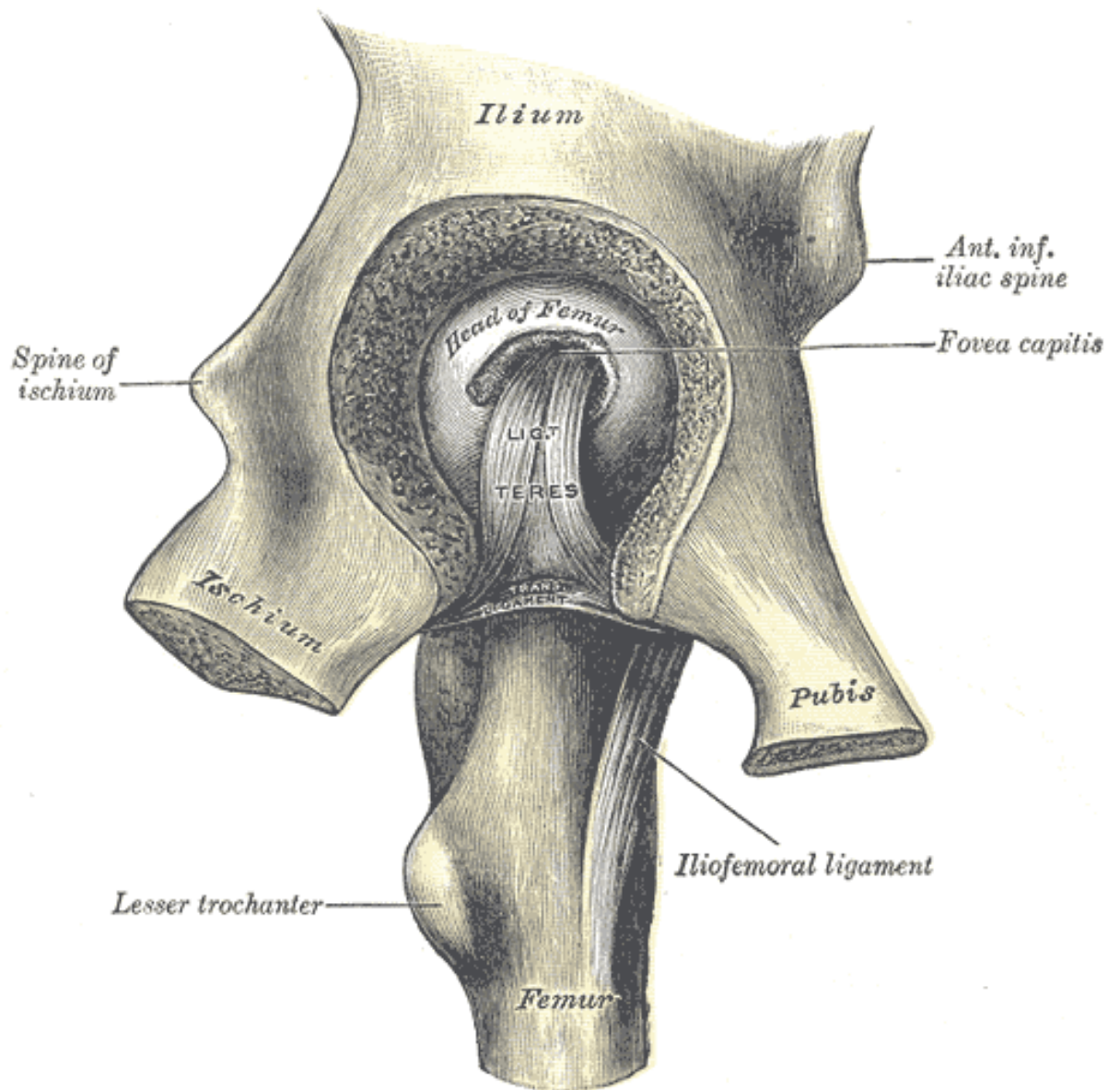


Abb. 3 Anatomie des linken Hüftgelenks, Boden des Azetabulums wurde entfernt

Quelle: Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; dort Abbildung 341 [4]

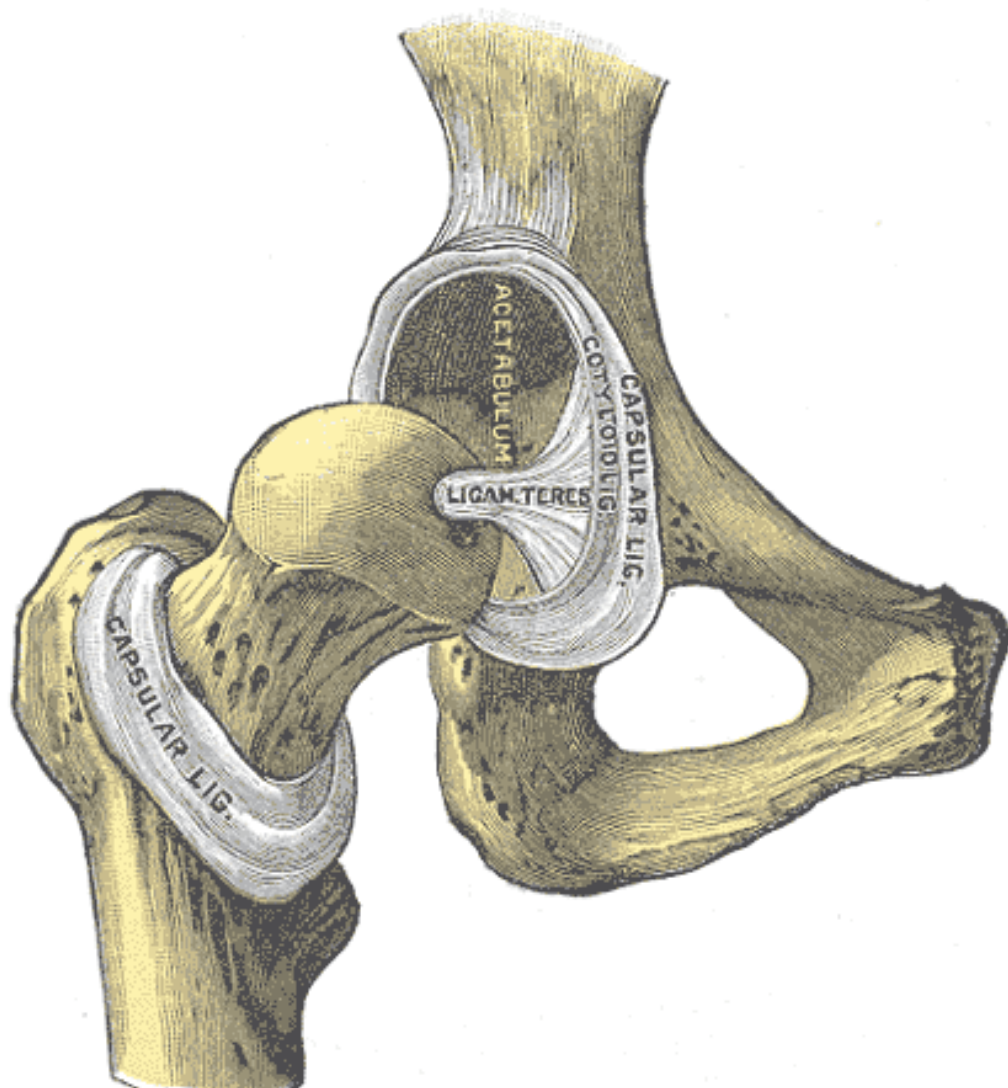


Abb. 4 Anatomie des Hüftgelenks

Quelle: Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; dort Abbildung 342 [4]

Das Hüftgelenk ermöglicht Bewegungen in drei Freiheitsgraden. Mögliche Bewegungen sind die Flexion und Extension, die Adduktion und Abduktion sowie die Innen- und die Außenrotation. Die tiefe Position des Femurkopfes innerhalb des Azetabulums sowie eine straffe Bandführung sichern die Gelenkanteile in ihrer Position. Zudem trägt der Bandapparat zur Fixierung des aufrechten Stands und eines stabilen Gangs bei (Abb. 5). Die Außenbänder entspringen ringsum der Gelenkpfanne und ziehen fächerförmig zur *Linea intertrochanterica* an der ventralen Seite des Femurs distal des Femurhalses (Abb. 5). Diese Anordnung führt bei der Extension zu einem Verschrauben der Bänder gegeneinander, sodass der Femurkopf tiefer in die Pfanne gedrückt wird (Abb. 5). Dies

sichert die Position der Gelenkanteile im Stand. Bei der Flexion entwindet sich diese Gelenkschraube. Die Bänder werden entspannt, wodurch der Femurkopf weiter aus der Pfanne gleiten kann und ein größerer Bewegungsumfang des Gelenks ermöglicht wird. Zu den Außenbändern zählen das *Ligamentum iliofemorale*, das stärkste Band im menschlichen Körper, das *Ligamentum pubofemorale* und das *Ligamentum ischiofemorale* [2, 3].

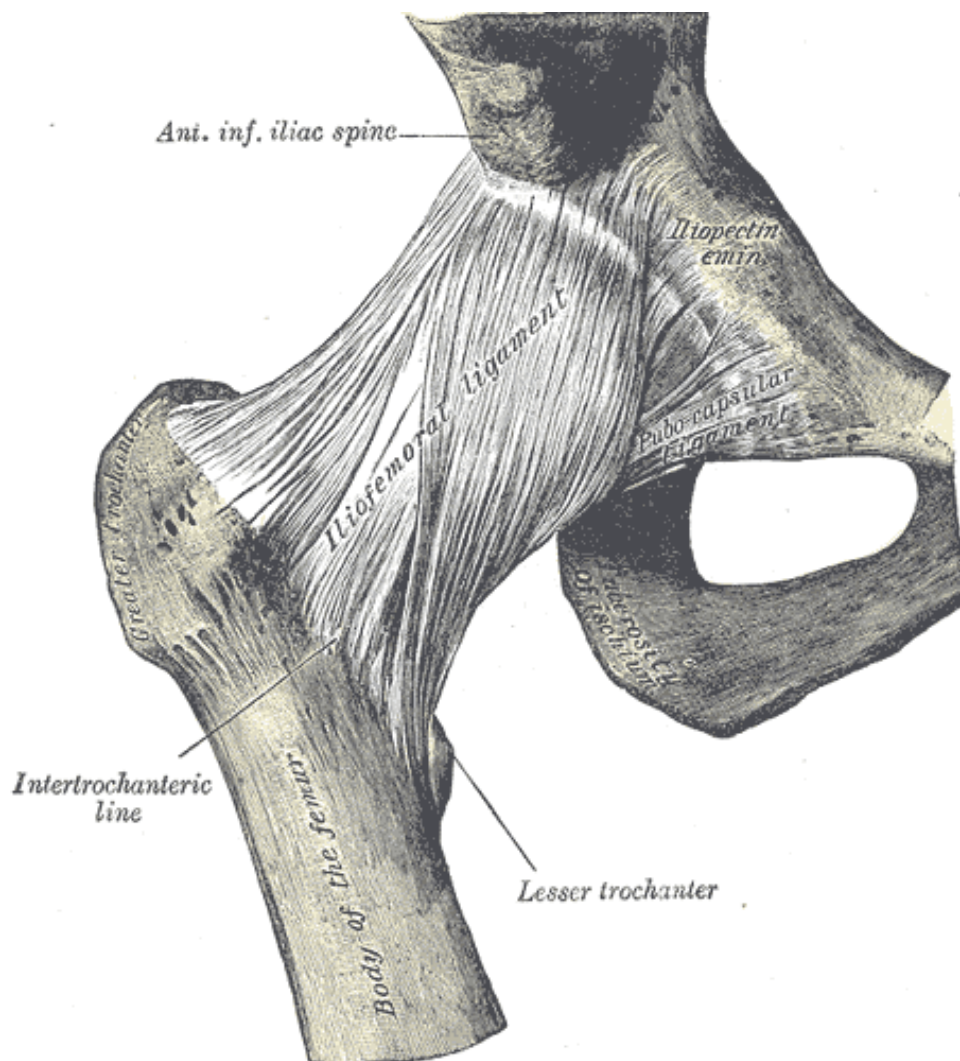


Abb. 5 Anatomie der rechten Hüfte von anterior

Quelle: Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; dort Abbildung 339 [4]

1.2 FAI

Das Femoroazetabuläre Impingement (FAI) ist eine Erkrankung der Hüfte, bei welcher Anteile des Hüftgelenks deformiert sind. Besteht eine verstärkte Bedeckung des Femurkopfes durch die Hüftpfanne, spricht man von einem Pincer-FAI (*pincer* englisch für Zange). Besteht am proximalen Femur ein Knochenüberschuss, welcher den Hüftkopf entrundet, spricht man von einem Cam-FAI (*cam* englisch für Nocken). Diese anatomischen Deformitäten bewirken bei Bewegung des Gelenks potentiell einen mechanischen Konflikt, welcher langfristig zu Schädigungen des Gelenks, vor allem seiner knorpeligen Anteile, führen kann.

1.2.1 Geschichte

Das heutige Verständnis eines FAIs basiert unter anderem auf der Forschung der Berner Arbeitsgruppe um Professor Ganz Anfang der 2000er Jahre [5, 6]. In der Literatur wurden jedoch bereits seit Jahrhunderten Fälle beschrieben, welche aus heutiger Sicht als FAI interpretiert werden würden [7]. So stellte der Pathologe Adolph William Otto 1824 an einer Hüfte eines weiblichen Skeletts des Natural History Museums in Breslau, Polen, eine anatomische Veränderung des Hüftgelenks fest, welche heute im Sinne eines Pincer-FAI gedeutet werden könnte [8]. Die anatomische Zeichnung eines Femurknochens des deutschen Anatoms Jakob Henle von 1855 kann als eine Cam-Deformität interpretiert werden [9]. 1882 beschrieb Harrison Allen, ein amerikanischer Mediziner und Anatom, in einer anatomischen Studie eine knöcherne Einkerbung am Übergang zwischen Femurkopf und Femurhals. Diese ist besser bekannt als „Allen’s fossa“ und könnte heute als Indikator für einen Verschleiß bei bestehenden FAI gewertet werden [10]. Weiterhin wurden Veränderungen des Hüftgelenks im Sinne eines Cam-FAIs 1901 von Poirier beschrieben [11]. 1907 dokumentierte Preiser eine Abnormität des Azetabulums eines Hüftgelenks und brachte diese als Erster mit einer Arthrose des Gelenks in Verbindung [12].

Andere Hinweise für FAI-Deformitäten beim Menschen reichen weiter zurück. In Zusammenarbeit mit dem Anthropologischen Institut in Zürich, Schweiz, gelang es Tannast 2017, männliche skelettale Überreste aus der Höhle von Schweizersbild zu untersuchen [13]. Nach Radiokohlenstoffdatierung seien die skelettalen Überreste circa 5000 Jahre alt und stammten von einem 30- bis 50-jährigen Mann [14]. Hier fanden sich am rechten Femur morphologische Veränderungen. Diese wurden mittels Bildgebung

und 3D-Konstruktionen untersucht und im Sinne eines Cam-FAIs interpretiert. [13]. Das FAI ist seit wenigen Jahrzehnten als präarthrotische Deformität wissenschaftlich beschrieben worden, jedoch scheint es keine neuzeitige Erkrankung zu sein.

1.2.2 Ätiologie

Das FAI zeichnet sich durch eine anatomische Pathologie des proximalen Femurs und/oder des Azetabulums aus, welche bei Bewegung des Hüftgelenks zu einer mechanischen Enge führt [15]. Die Prävalenz von FAI bei jungen, sportlich aktiven Erwachsenen ist höher als in der Allgemeinbevölkerung [16]. Sportarten, deren Aktivität große Bewegungsamplituden des Hüftgelenks erfordert, stehen im Verdacht, die Entstehung der Erkrankung zu begünstigen. Häufig werden diese als „Impact-Sportarten“ wie Fußball, Ballett und Turnen zusammengefasst [15-17]. Ätiologisch wird diskutiert, ob Impact-Sportarten im Alter des Skelettwachstums zu einer belastungsabhängigen anatomischen Deformität führen oder ob eine schon vorhandene anatomische Deformität unter Ausübung von Impact-Sportarten symptomatisch wird.

1.2.3 Einteilung

Das FAI Syndrom wird anhand seiner Morphologie in ein Pincer-FAI, FAI vom Beißzangen-Typ und in ein Cam-FAI, FAI vom Nockenwellen-Typ unterteilt.

Beim Pincer-FAI liegt die anatomische Deformität im Bereich des Azetabulums vor, die aus einer vermehrten Überdachung des Hüftkopfes resultiert (Abb. 6). Durch die pathologische Veränderung der Hüftpfanne erscheint der Hüftkopf wie von einer Beißzange (engl. *pincer*) umgeben. Frauen im Alter von 20 bis 40 Jahren sind häufiger von der Pincer-FAI-Deformität betroffen als Männer [18]. Die vermehrte Überdachung kann sowohl global als auch fokal auftreten [19, 20]. Bleibt die Pincer-Deformität isoliert, tritt häufig zunächst die alleinige Degeneration des Labrums auf. Durch eine chronische Überbeanspruchung kann diese sekundär zur Bildung von Ganglien, Ossifikation des Labrums und Knorpelläsionen führen [15, 17, 21].

Beim Cam-FAI liegt die anatomische Deformität im Bereich des proximalen Femurs vor. Die physiologische Taillierung des Femurs am Übergang von Femurhals zu Femurkopf ist vermindert. Durch die Entrundung des Hüftkopfes kann die Deformität wie eine Nockenwelle (engl. *cam*) erscheinen. Bei Bewegungen der Hüfte, insbesondere bei

Flexion und Innenrotation, kommt es zu einem Anprall des entrundeten Hüftkopfes gegen die Gelenkpfanne (Abb. 6). Die daraus resultierenden Scherkräfte schädigen die Gelenkklippe und den randständigen azetabulären Knorpel. Es folgt häufig eine subchondrale Ablösung des Knorpels im Bereich der Gelenkpfanne von außen nach innen. Sekundär degeneriert das Labrum [5, 17, 22]. Von einem Cam-FAI sind häufiger Männer zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr betroffen [5, 22].

In 70 Prozent der Fälle wird eine Kombination beider Unterformen beschrieben [23]. Zehn Prozent aller Fälle seien einem Pincer-FAI und 20 Prozent einem Cam-FAI zuzuordnen [23], wobei Fraitzl et al. aus seiner klinischen Beobachtung schließen, dass bei den kombinierten Formen die femorale Formänderung meistens stärker ausgeprägt ist als die azetabuläre [17].

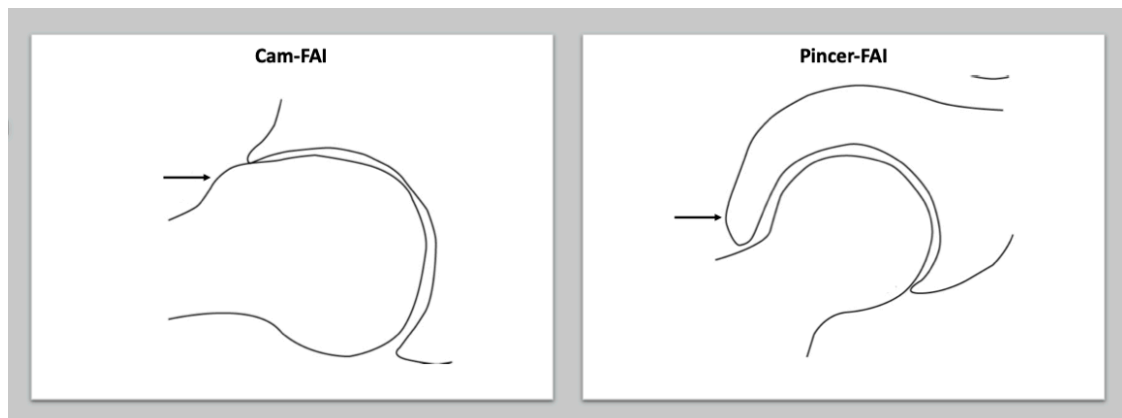


Abb. 6 Schematische Darstellung der FAI Deformitäten, CAM-FAI und Pincer-FAI
Quelle: eigene Darstellung

1.2.4 Diagnostik

Die Diagnostik des FAIs bedarf der Anamnese des Patienten, der klinischen Untersuchung sowie bildgebender Verfahren der Hüfte und deren Analyse. Charakteristische Symptome eines FAIs sind Leistenschmerzen nach längerem Sitzen sowie positionsabhängige Leistenschmerzen, eine bewegungsabhängige, schmerzhaftes Krepitation oder ein bewegungsabhängiges Blockieren während der Innenrotation und Flexion in der Hüfte [5, 15, 24].

1.2.4.1 Klinische Untersuchung

Patienten mit einem FAI können einen eingeschränkten Bewegungsumfang im betroffenen Hüftgelenk aufweisen [25]. In frühen Stadien des FAIs sind vor allen Innenrotation und Flexion in der Hüfte im Vergleich zur gesunden Seite eingeschränkt. Später können alle Freiheitsgrade betroffen sein [26]. Eine Mehrheit des Gremiums des Warwick Agreements, einer internationalen, multidisziplinären Expertenrunde zum Thema FAI in 2016, stellte fest, dass das FAI mit einer eingeschränkten Beweglichkeit einhergeht [27].

Der Impingement-Provokationstest ist charakteristischerweise bei vielen FAI-Patienten positiv. Man unterscheidet einen ventralen [17, 21] von einem dorsalen Impingement-Provokationstest [22]. Der ventrale Impingement-Provokationstest dient der Detektion eines Konflikts zwischen proximalem Femur und anterosuperiorem Pfannenrand (Cam-FAI). Dabei liegt der Patient auf dem Rücken. Der Untersucher beugt das Bein des Patienten der zu untersuchenden Seite passiv auf eine 90-Grad-Flexion der Hüfte. Es folgt eine forcierte Innenrotation. Löst dieses Manöver einen scharfen Leistenschmerz aus, gilt der Test als positiv [21, 26]. Der dorsale Impingement-Provokationstest dient der Detektion eines Konflikts zwischen proximalem Femur und posteroinferiorem Pfannenrand (Pincer-FAI). Auch hier liegt der Patient auf dem Rücken. Der Untersucher (über)streckt passiv das Bein des Patienten in eine (Hyper-)Extension der Hüfte auf der zu untersuchenden Seite. Es folgen eine Außenrotation und Abduktion des Femurs. Löst dieses Manöver einen seitlichen oder glutealen Schmerz aus, gilt der Test als positiv [22]. Ein positiver Impingement-Provokationstest deutet auf einen hochgradigen Verdacht auf eine Pfannenrandschädigung hin [15]. Jedoch sind die beschriebenen Impingement-Provokationstests nicht spezifisch für das FAI.

Der populärste Test im Zusammenhang mit einem FAI ist der FADIR-Test (aus dem englischen: *Flexion, Adduction, internal Rotation*) [28]. Während des FADIR-Tests liegt der Patient auf dem Rücken. Der Untersucher beugt das Bein des Patienten der zu untersuchenden Seite passiv auf eine 90-Grad-Flexion der Hüfte. Es folgt eine forcierte Innenrotation. Im Gegensatz zum ventralen Impingement-Provokationstest beinhaltet diese spezielle Untersuchung eine zusätzliche Adduktion des Femurs. Dieser Test ist zwar sensitiv, jedoch nicht spezifisch für das FAI [28].

Einige der Experten des Warwick Agreements stellten fest, dass die klinischen Tests zur Untersuchung des FAI untersucherabhängig durchgeführt und interpretiert werden und somit häufig nicht reproduzierbar sind [27]. Obwohl die oben genannten Untersuchungen Hinweise auf einen knöchernen Konflikt zwischen proximalem Femur und Azetabulum geben können, ist eine zusätzliche Bildgebung zur Diagnostik eines FAIs erforderlich.

1.2.4.2 Bildgebung

Bei Verdacht auf ein FAI werden Röntgenaufnahmen des Hüftgelenks durchgeführt. Diese dienen der Beurteilung der knöchernen Morphologie. Wichtig für die Interpretation ist die korrekte Durchführung dieser Aufnahmen. Für die Beurteilung von azetabulären Pathologien eignet sich die klassische anterior-posteriore Beckenübersichtsaufnahme [15]. Für die Beurteilung femoraler Pathologien werden „*Cross-table*-Aufnahmen“ [6], modifizierte „Dunn-Aufnahmen“ oder Lauenstein-Aufnahmen durchgeführt [6, 29].

Die Röntgenaufnahme der Hüfte dient auch zum Ausschluss anderer Ursachen für Leistenschmerzen wie einer Hüftarthrose, einer Hüftgelenkdsplasie oder von Hüftkopfnekrosen [27]. Zur Beurteilung des Knorpels eignet sich die Röntgenaufnahme nicht. Die Magnetresonanztomographie bzw. die Magnetresonanz-Arthrographie (MR-Arthrographie) ist der Goldstandard der FAI-Diagnostik des Hüftgelenks [27, 30-33]. Die MRT erlaubt eine dreidimensionale Beurteilung von knöchernen und knorpeligen Abnormitäten [34-36]. Aufgrund der komplexen Anatomie des Hüftgelenks ist die MRT-Untersuchung im Vergleich zur MRT anderer Gelenke anspruchsvoller und es bedarf für die bestmögliche Bildqualität eines optimierten MRT-Protokolls [37].

Für eine gute Bildqualität sollte das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) möglichst hoch sein. Dies gelingt, indem der Abstand zwischen Spule (flexible Oberflächenspule) und der zu untersuchenden Hüfte so klein wie möglich ist. Dies erfordert eine optimale Spulenlage und dass jedes Hüftgelenk einzeln untersucht wird. Bei adipösen Patienten muss die Größe der Oberflächenspule ggf. angepasst werden. Um die SNR zu erhöhen, kann die Magnetfeldstärke des MRTs erhöht werden (3 Tesla und höher). Eine weitere Erhöhung der SNR ist durch eine verlängerte Messzeit zu erreichen, wobei diese Messung eine Stunde nicht überschreiten sollte, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Letztendlich ist ein MRT-Protokoll immer ein Kompromiss aus SNR, Auflösung und Messzeit. Um die Knorpelqualität besser zu beurteilen, können zusätzlich spezifische

Sequenzen wie beispielsweise die dreidimensionale Double Echo Steady State (3D DESS)-Technik in das Messprotokoll implementiert werden [37].

In der klassischen Schnittführung der Standardebenen (axial, koronar, sagittal) von Azetabulum und dem proximalen Femur entstehen in den Übergangszonen diagnostische Lücken. Wird eine gekrümmte Fläche nicht senkrecht angeschnitten, entstehen bildliche Verzerrungen [37]. Zur verzerrungsfreien Beurteilung des Hüftgelenks bedarf es daher Schnittbildebenen, die den Hüftkopf senkrecht anschneiden, die sogenannten radiären Schichten (Abb. 7). Radiäre Schichten sind zum Azetabulum lotgerechte Schnittführungen [38]. Sie erlauben eine verzerrungsfreie Rundum-Darstellung der Labrumkonfiguration entlang des gesamten azetabulären Pfannenrands [32, 37]. Sie wurden erstmalig von der Arbeitsgruppe um Kubo et al. Ende der 1990er Jahre beschrieben [39]. Die radiären Schichten werden aktuell meist manuell generiert. Sie ermöglichen zudem eine exakte Analyse des Kopf-Hals-Übergangs und eignen sich so zur Ermittlung des so genannten Alpha-Winkels in den entscheidenden Ebenen [40].



Abb. 7 Schematische Darstellung radiärer Schichten

Quelle: eigene Abbildung in Anlehnung an [41]

1.2.5 Alpha-Winkel

Der Alpha-Winkel wurde im Jahr 2002 von der Züricher Arbeitsgruppe um Professor Nötzli beschrieben [40]. Der Alpha-Winkel dient der Erfassung des Grades an Entrundung (Aspherität) des Hüftkopfes. Er wird manuell generiert.

Die manuelle Generierung beginnt mit der Konstruktion eines *circle of best fit*. Der *circle of best fit* ist ein Kreis, welcher der Hüftkopfrundung am ehesten entspricht (Abb. 8 a). Die Mitte dieses Kreises wird als hc (*center of the head*) deklariert (Abb. 8 b). Nun wird

die engste Stelle des proximalen Femurhalses bestimmt. Dessen Mitte wird als nc (*center of the neck*) deklariert (Abb. 8 c). Es wird eine Gerade durch die Punkte hc und nc konstruiert (Abb. 8 d). Ein Punkt A wird definiert als die Stelle, an der der Hüftkopf sich von seinem Radius entrundet, bzw. die Stelle der vorderen Ausdehnung der Femurhalskonkavität (Abb. 8 e). Eine weitere Gerade wird durch den Punkt A und hc konstruiert. Die Geraden zwischen hc und nc und zwischen Punkt A und hc bilden die Schenkel des Alpha-Winkels (Abb. 8 f) [40].

Für die Beurteilung des proximalen Femurs kann die Generierung des Alpha-Winkels in mehreren radiären Schichten erfolgen. Die Generierung der radiären Schichten und die Messung des Alpha-Winkels sind jedoch zeitaufwendig und untersucherabhängig. Eine schematische Darstellung eines physiologischen und pathologischen Alpha-Winkels zeigen Abbildung 9 und Abbildung 10.

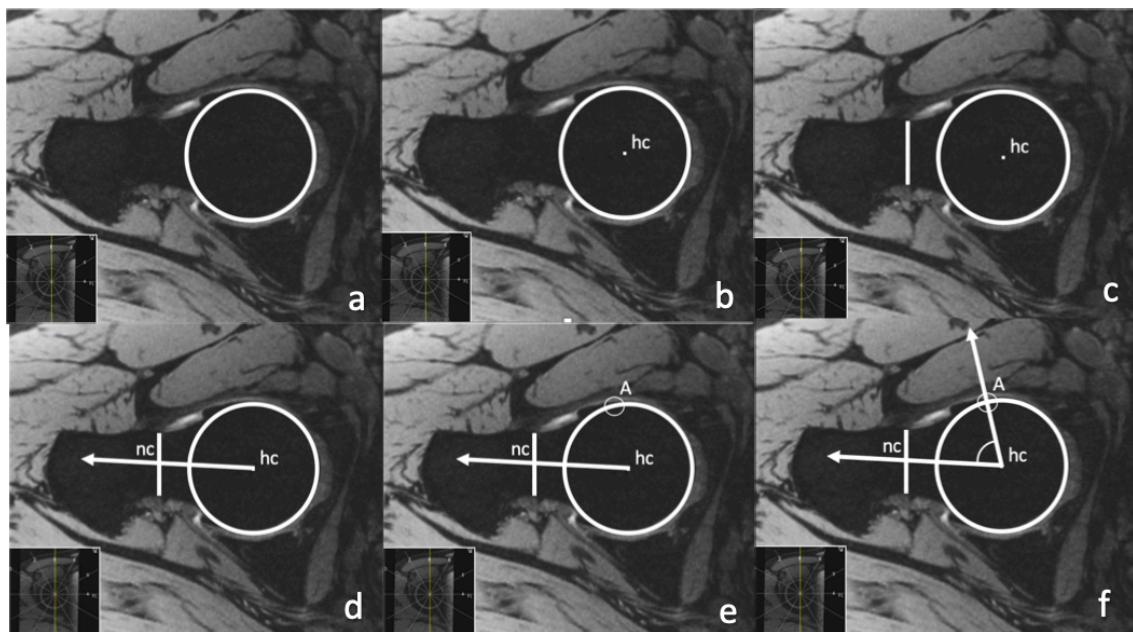


Abb. 8 a–f Alpha-Winkel Konstruktion

8 a Hüftkopf mit *circle of best fit*

8 b Hüftkopf mit *circle of best fit* und Mittelpunkt hc (*center of the head*)

8 c Hüftkopf mit *circle of best fit*, Mittelpunkt hc und Gerade an der engsten Stelle des proximalen Femurhalses

8 d Hüftkopf mit *circle of best fit*, Mittelpunkt hc, Gerade an der engsten Stelle des proximalen Femurhalses und dessen Mitte nc (*center of neck*)

8 e Hüftkopf mit *circle of best fit*, Mittelpunkt hc, Gerade an der engsten Stelle des proximalen Femurhalses, dessen Mitte nc und Punkt A

8 f Alpha-Winkel

Quelle: eigene Darstellung

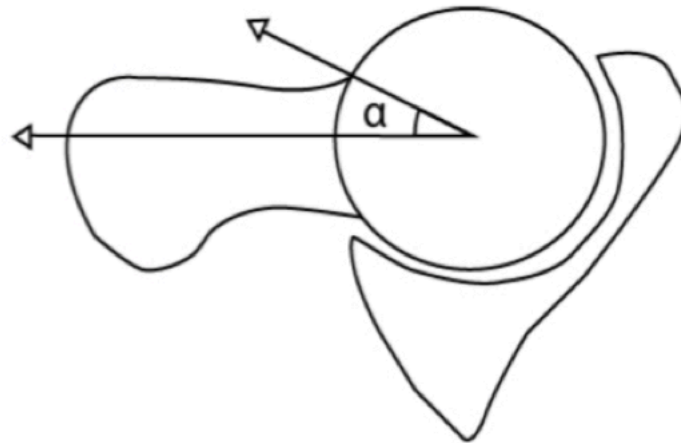


Abb. 9 Physiologischer Alpha-Winkel

Quelle: eigene Darstellung

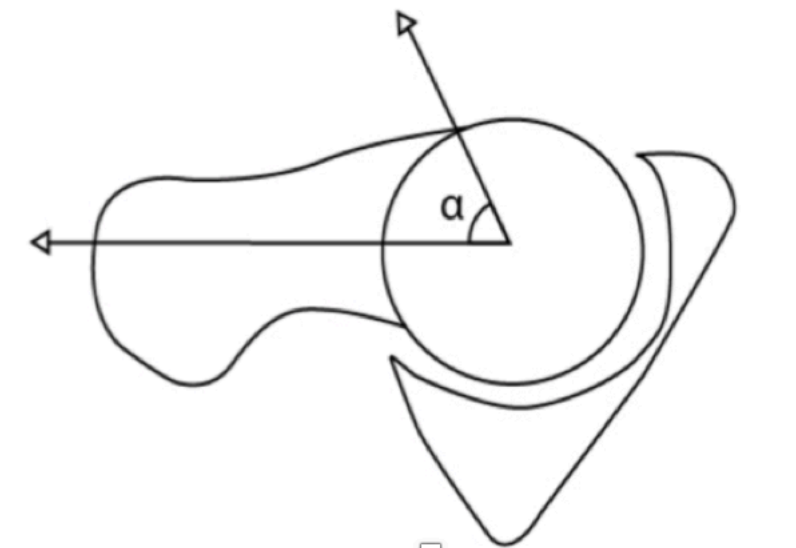


Abb. 10 Pathologischer Alpha-Winkel bei Cam-FAI

Quelle: eigene Darstellung

1.2.6 Therapie

Die konservative Therapie eines FAIs umfasst eine antiinflammatorische Medikation mit nichtsteroidalen Antirheumatika und Physiotherapie. Da diese Therapien die mechanische Abnormität nicht beeinflussen können, bringen diese nicht selten keine entscheidende Linderung der Beschwerdesymptomatik. Eine Sportkarenz kann die Beschwerden vorübergehend mildern. Physiotherapie mit dem Ziel der Erhöhung von Bewegungsumfang und Dehnbarkeit kann die Symptomatik sogar weiter verschlechtern [15]. Die kausale Therapie besteht in der chirurgischen Beseitigung der anatomischen Abnormität. Das Ziel der chirurgischen Intervention liegt darin, eine impingementfreie Bewegung herzustellen. Bereits entstandene Knorpel- und Labrumschäden sind nicht immer umkehrbar. Um eine weitere Schädigung dieser Strukturen und die Entstehung einer Hüftgelenksarthrose zu verhindern, sollte die Therapie frühzeitig erfolgen [5, 15, 18, 35]. Die chirurgische Therapie kann arthroskopisch, offen, z. B. mittels chirurgischer Hüftluxation bzw. als Mini Open Arthrotomie, oder mittels einer Kombination aus diesen durchgeführt werden [6, 21, 42].

1.3 Ethikvotum

Alle Untersuchungen entsprachen den ethischen Auflagen der Ethikkommission des Universitätsklinikums Düsseldorf. Die Studiennummer lautet 6147R, die Registrierungs-ID 2017084398.

1.4 Ziele dieser Arbeit

Der Diagnostik des FAIs kommt eine besondere Rolle zu, da die korrekte Diagnosestellung und die Beurteilung des Knorpelzustandes maßgeblich für den Zeitpunkt der Einleitung einer chirurgischen Therapie sind. Wird die mechanische Komptabilität des Femurs und Azetabulums hergestellt, bevor Knorpel- und Labrumschäden entstanden sind, kann eine bleibende Schädigung dieser Strukturen und deren Folgen einer Hüftarthrose verhindert werden.

Die Interpretation von MRT-Befunden betroffener Hüften anhand des Alpha-Winkels ist fehleranfällig, subjektiv, untersucherabhängig, eingeschränkt reproduzierbar und zeitaufwendig.

Ziel dieser Pilotstudie war die Evaluation der Durchführbarkeit einer objektiven, reproduzierbaren, vereinfachten und überall verfügbaren softwarebasierten Methode zur Alpha-Winkel-Bestimmung.

Ergebnisse dieser Arbeit sollen die Grundlage für weitere Untersuchungen und Studien zur Sicherung unserer Ergebnisse und zur Verbesserung der automatisierten Diagnostik des FAIs bilden.

2 Automated measurement of alpha angle on 3D-magnetic resonance imaging in femoroacetabular impingement hips: a pilot study

Ewertowski, N. P. MD, Schleich MD, C., Abrar MD, D. B., Hosalkar, H. S. MD, & Bittersohl, B. MD, *Journal of orthopaedic surgery and research* (2022), Jul 30; 17(1): 370.

RESEARCH ARTICLE

Open Access



Automated measurement of alpha angle on 3D-magnetic resonance imaging in femoroacetabular impingement hips: a pilot study

Nastassja Pamela Ewertowski¹, Christoph Schleich², Daniel Benjamin Abrar³, Harish S. Hosalkar^{4,5,6,7} and Bernd Bittersohl^{1*}

Abstract

Background: Femoroacetabular impingement (FAI) syndrome is an established pre-osteoarthritic condition. Diagnosis is based on both clinical and radiographic parameters. An abnormal manually calculated alpha angle in magnetic resonance imaging (MRI) is traditionally utilized to diagnose abnormal femoral head-neck offset. This pilot study aimed to assess the feasibility of automated alpha angle measurements in patients with FAI syndrome, and to compare automated with manual measurements data with regard to the time and effort needed in each method.

Methods: Alpha angles were measured with manual and automated techniques, using postprocessing software in nineteen hip MRIs of FAI syndrome patients. Two observers conducted manual measurements. Intra- and inter-observer reproducibility and correlation of manual and automated alpha angle measurements were calculated using intra-class correlation (ICC) analysis. Both techniques were compared regarding the time taken (in minutes) and effort required, measured as the amount of mouse button presses performed.

Results: The first observer's intra-observer reproducibility was good (ICC 0.77; $p < 0.001$) while the second observer's was good-to-excellent (ICC 0.93; $p < 0.001$). Inter-observer reproducibility between both observers in the first (ICC 0.45; $p < 0.001$) and second (ICC 0.56; $p < 0.001$) manual alpha angle assessment was moderate. The intra-class correlation coefficients between manual and automated alpha angle measurements were ICC = 0.24 ($p = 0.052$; observer 1, 1st measurement), ICC = 0.32 ($p = 0.015$; observer 1, 2nd measurement), ICC = 0.50 ($p < 0.001$; observer 2, 1st measurement), and ICC = 0.45 ($p < 0.001$; observer 2, 2nd measurement). Average runtime for automatic processing of the image data for the automated assessment was 16.6 ± 1.9 min. Automatic alpha angle measurements took longer (time difference: 14.6 ± 3.9 min; $p < 0.001$) but required less effort (difference in button presses: 231 ± 23 ; $p < 0.001$). While the automatic processing is running, the user can perform other tasks.

Conclusions: This pilot study demonstrates that objective and reliable automated alpha angle measurement of MRIs in FAI syndrome hips is feasible.

Trial registration The Ethics Committee of the University of Düsseldorf approved our study (Registry-ID: 2017084398).

*Correspondence: bernd.bittersohl@med.uni-duesseldorf.de

¹ Department for Orthopedics and Trauma Surgery, Medical Faculty and University Hospital Düsseldorf, Heinrich-Heine-University, Düsseldorf, Germany

Full list of author information is available at the end of the article



© The Author(s) 2022. **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (<http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated in a credit line to the data.

Keywords: Hip, Automatic diagnostic tool, MRI, FAI syndrome, Alpha angle, Automatic measurement

Background

Femoroacetabular impingement (FAI) syndrome is a pathological condition of the hip joint leading to premature osteoarthritis (OA) [1]. FAI involves a dynamic conflict between the femoral head and acetabulum arising from abnormal morphology. Based on the part of the hip involved, the FAI syndrome is subclassified into: Cam-type, characterized by the femoral head's asphericity, based on a bone excess on the femoral head or head-neck junction [2, 3], and the Pincer-type, with increased acetabular coverage of the femoral head (focal or general). Often the presentation is mixed [4, 5].

Early intervention and management play a key role in modifying the natural history of the FAI syndrome, potentially preventing progressive cartilage damage leading to early osteoarthritis. Therefore, early diagnosis with reliable and reproducible imaging features remains important [6–8].

Diagnosis is based on clinical and radiographic parameters, including a detailed history, physical examination findings, and radiological parameters [2]. Plain radiographs are utilized to assess bony morphologies, while magnetic resonance imaging (MRI) enables evaluation of the cartilage status [9]. Alpha angles have been used to quantify the concavity (head-neck offset) of the femoral head-neck junction [10–12]. These alpha angles can be obtained with conventional radiographic imaging for FAI compromising two radiographs: an anteroposterior pelvic view and a lateral view such as an axial cross-table view of the proximal femur, the Lauenstein- or Dunn view. However, morphological evaluation on conventional radiography allows for a two-dimensional (2D) assessment only and, hence, may be limited in establishing a valid hip joint status in FAI. This concern has been outlined by Dudda et al., who noted pathologically increased alpha-angles even in hip joints with normal-appearing radiographs [13]. Therefore, despite being advantageous and less cumbersome in clinical practice, FAI syndrome prediction based on alpha angle assessment in biplanar radiographs has its limitations. Consequently, alpha angle measurements are often taken in radial MRI cuts to assess the hip-neck intersection around the femoral head. However, manual generation of radial MRIs and alpha angle construction and calculation is quite time-consuming. During manual construction and calculation of the alpha angle, the observer must define landmarks and measure distances and angles by hand while utilizing

standard radiologic software. Therefore, the alpha angle measurement may vary between measurements (intra-observer reproducibility) and between observers (inter-observer reproducibility).

A reliable and accurate alpha angle measurement in FAI syndrome diagnosis remains a challenge. Given the advancements in automated diagnostic tools for image interpretation, automated alpha angle measurements may hold promise for the objective, observer-independent, reliable, and potentially effortless diagnosis of the FAI syndrome. Ettinger et al. [14] have described an automated image interpretation technique for knee arthroplasty, which is known to improve the surgical outcome. More meticulous preoperative planning and intra-operative guidance to the correct implant placement and positioning are possible with automated image interpretation [14]. Another example of a promising automated diagnostic tool in orthopedics was described by Hesper et al. [15], who reported the automated use of a 3D delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC) technique (sensitive to early loss of cartilage glycosaminoglycan in the course of cartilage degeneration) [16–18]. Their findings are similar to those of Schmaranzer et al., who compared a 3D analysis of cartilage thickness and dGEMRIC index using both a manual and a new automated method [19]. They noted an accurate, reliable, and reproducible analysis of dGEMRIC indices, thickness, surface area, and volume using the automatic segmentation of hip cartilage.

In this present pilot study, we sought to evaluate the feasibility of automated alpha angle measurements in radial MRIs. The primary objective of this study was to investigate differences (if any) between alpha angle measurements obtained with manual and automated methods in FAI syndrome hip MRIs. Secondary objectives were (1) to assess inter- and intra-observer reproducibility in the manually performed measurements; (2) to evaluate correlation of automated data with manual data; and (3) to identify any differences between the assessing time (measured in minutes) and effort (based on the amount of mouse button presses) for both measurement types. To this end, we compared alpha angle measurements obtained with both manual and automated methods in FAI syndrome hip MRIs. We hypothesized that automated alpha angle measurements in radial MRIs correlate with manual data, which incurs less effort and time than manual alpha angle measurements.

Methods

Study population

Following the local ethics committee approval, we performed a comparative, retrospective feasibility study on MRI data of FAI syndrome patients who underwent hip arthroscopy at our institution (Department of Orthopedics at Medical Faculty of University of Düsseldorf, Germany) between 2010 and 2018. The inclusion criteria were clinically and arthroscopically confirmed FAI syndrome diagnosis, availability of a good-quality MRI data set of the hip, and a 3D double-echo steady-state sequence (DESS) with high-resolution, undistorted images deprived of artifacts, and good visualization of anatomic structures. The diagnosis of FAI syndrome was not based on a single clinical sign or radiological finding. Instead, the diagnosis of FAI syndrome was verified by a triad of symptoms, clinical signs, radiological and intraoperative observations including motion-related or position-related pain in the hip, clicking symptoms, limited range of motion in particular flexion and internal rotation, a positive flexion-adduction-internal rotation (FADIR) test, a reduced femoral head-neck offset and characteristic associated cartilage and labral lesions within the region of impingement. A total of 52 MRI data sets (52 patients, 34 males, 18 females) were screened from the institutional database and subsequently contacted. Of these, 32 patients were excluded because of the absence of written informed consent for our retrospective study. One other patient had to be excluded from our investigations as the MR scanner was different to that used to obtain the rest of the data. Subsequently, a total of 19 patients (ten males, nine females, mean age: 31.5 ± 12.4 years, age range: 11–57 years, nine right hips, ten left hips) were included in our preliminary study. All patients gave written informed consent to use their anonymized data.

Magnetic resonance imaging

MRI was conducted using a 3 T scanner (MAGNETOM Trio, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) with a 4-channel phased-array coil. Patients were in the supine position while the examined leg was stabilized with textiles to prevent motion artifacts and increase comfort during examination. The MR sequences included: (1) localizer images, (2) standard pulse sequences, and (3) a high-resolution 3D double-echo steady-state (DESS) sequence for morphological cartilage assessment (TR 14.8 ms, TE 5.03 ms, flip angle 25° , NEX 1, FOV 192 mm^2 , slice thickness 0.6 mm, in-plane resolution $0.6 \times 0.6 \text{ mm}$, bandwidth 260 Hz/pixel, acquisition time 13.17 min).

Manual radial image reformatting

The 3D DESS data sets were transferred to a Leonardo stand-alone workplace (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany). Based on previously published studies, a multiplanar reconstruction software was used to create seven radial reformats through the femoral head [20]. Radial cuts were arranged concentrically toward the femoral head and perpendicularly arranged toward the acetabulum: (1) anterior, (2) anterior–superior, (3) superior–anterior, (4) superior, (5) superior–posterior, (6) posterior–superior, and (7) posterior [21]. The time and effort of the manual development of seven radial slices were assessed. The untrained observer (observer 1) was instructed by the expert observer (observer 2) in generating radial slices. Observer 1 reformatted seven radial portions in each hip MRI twice for the purpose of training. These results were not included in the actual analysis. Observer 1 then generated seven radial slices in each hip MRI twice (measurement 1 and 2) during a total period of four weeks. For each measurement, time spent (in minutes) and the effort (counted amount of used mouse button presses) taken to generate the measurement was documented. Time and clicks were counted manually.

Manual alpha angle measurement

In this study, alpha angles were manually measured using the method described by Nötzli et al. [11]. First, a "circle of best fit," a circle best fitting the anatomic femoral head's roundness, was constructed. The center of the head was labeled 'hc'. Secondly, the center of the neck (nc) was identified at the neck's most narrowed point. The points nc and hc were connected through a line. Point A was defined, representing the extent of the femoral neck's concavity, or the point where the distance from the bone to the center of the head (hc) first exceeds the radius. The alpha angle was then measured between 'A-hc' and 'hc-nc' in the seven radial cuts of all nineteen hips (Fig. 1).

The manual alpha angle measurements of all hips were taken by a) an initially inexperienced observer 1 (Ph.D. student after completing her medical studies), and b) an expert observer 2, who was highly experienced (over 15 years) in musculoskeletal imaging. Observer 2 instructed the untrained observer 1 in assessing the alpha angle. For training, Observer 1 performed the alpha angle measurements in the seven radial planes in all nineteen hip MRIs twice. These results were not included in the actual analysis. Subsequently, observer 1 repeated the manual alpha angle measurement the first time for analysis (measurement 1). Besides the alpha angles, a particular focus was placed on the time spent (in minutes) and the effort (number of mouse button presses) it took to perform measurements. Again, time and clicks

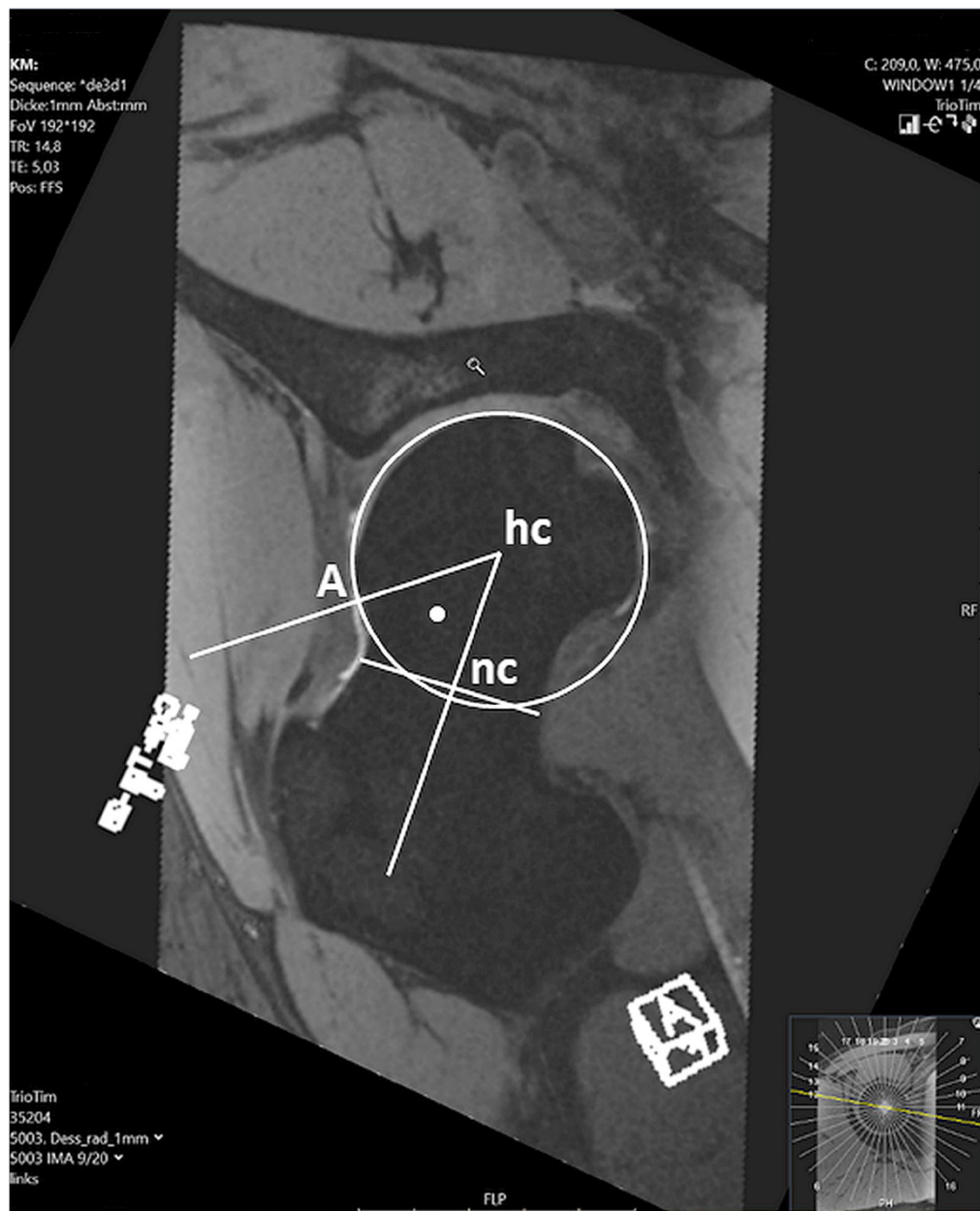


Fig. 1 Manual alpha angle measurement. 'hc' = center of the femoral head. 'nc' = center of the femoral neck located at the neck's most narrowed point. 'A' = point where the distance from the bone to the center of the femoral head exceeds the radius of the best-fit circle around the femoral head

were counted manually. For the intra-observer reproducibility assessment, observer 1 repeated the analyses (measurement 2) four weeks after measurement 1. The time and effort spent performing measurement 2 were documented. For inter-observer reproducibility, observer 2 independently carried out manual alpha angle measurements (measurements 3 and 4) analogously to

measurements 1 and 2. All measurements were taken separately, and there was a four-week interval between the first and the second measurements to eliminate the memory effect. Notably, the observers measured the alpha angles strictly according to the method described by Nötzli et al. [11], were aware that the time and number of clicks were recorded, and were tutored to prioritize precession over time when performing their calculations.

Automated alpha angle measurement

The 3D DESS data were transmitted to a "standalone" workplace (DESKTOP-P810HEA, processor: Intel® Core™ i7-7700 CPU @ 3.60 GHz, RAM: 16 G.B., System type: 64-Bit-operating system, Windows 10 Pro, no professional medical product). The automated computer-based prototype software (MR Chondral Health 2.1, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany) measured alpha angles in all nineteen hips (measurement 5). The software targets cartilage segmentation and generates alpha angles as an additional result. Every software analysis of each hip was estimated in time (minutes) and the total number of mouse button clicks/presses. The time taken for uploading the image data to the computer was documented separately.

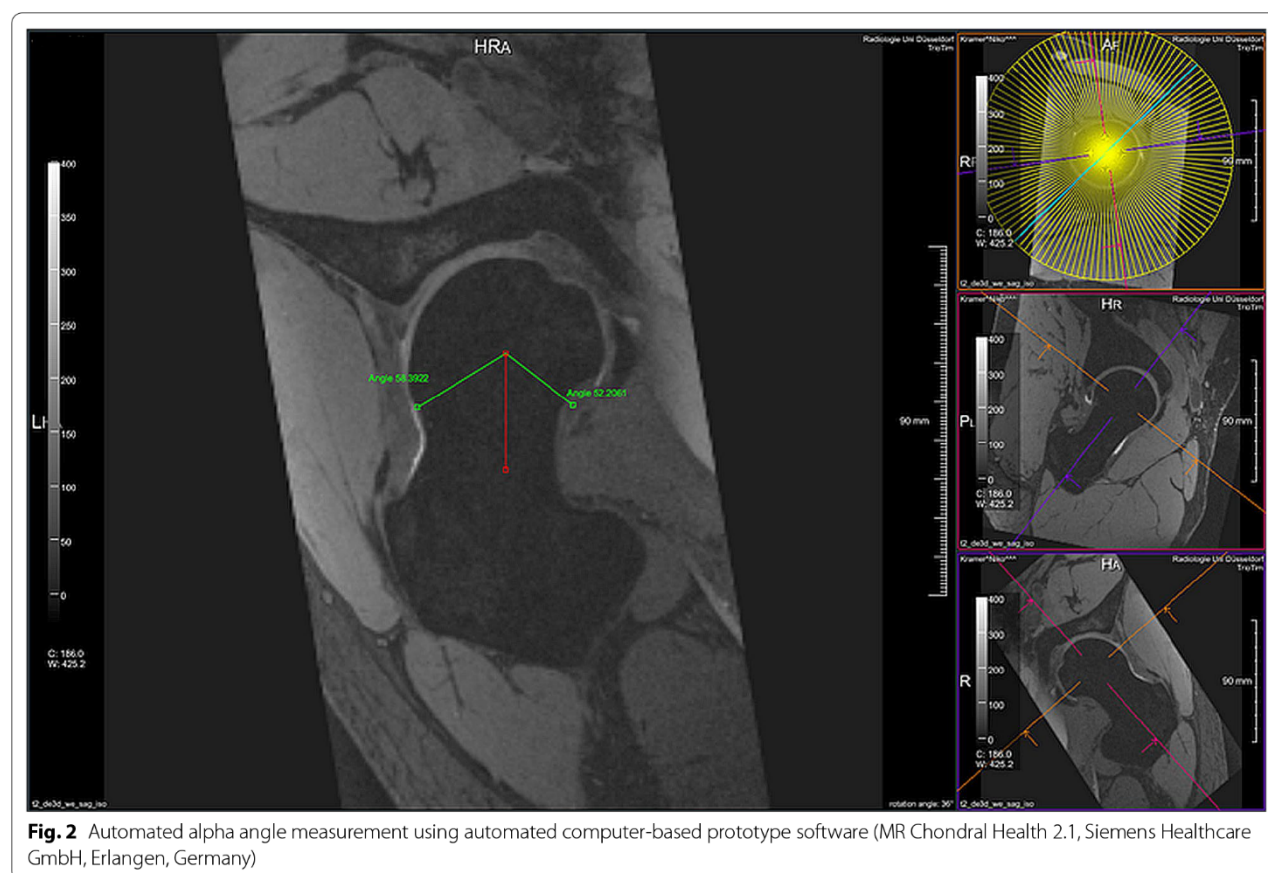
A fully automated approach was used to calculate alpha angles throughout the hip, which was made available as a single step in the workflow of the prototype software. The procedure for determining the alpha angle is based on the study by Xia et al. [22]. However, the implementation differs in detail, especially when choosing the radial slice group, and was realized with other components. The algorithm is described in detail by Xia et al. [22]. The main steps are summarized as follows:

1. Bone segmentation: a segmentation mask that marks the pixels belonging to the hip bones is the input taken by the alpha angle algorithm. The bone segmentation is calculated as an internal step in the MR Chondral Health prototype and is based on an approach that uses Active Shape Models [23]. The bone segmentation is performed on a high-resolution 3D MR image of suitable contrast (intermediate weighted and with a suppressed fat signal; in this work, a DESS).
2. 3D femur bone surface: from the binary mask of the bone segmentation, the surface of the femur bone is defined and generated from corner points, edges and triangles.
3. Landmark detection: using a landmark detection based on the ALPHA framework, the center of the femoral head and the femur neck axis are first approximately determined [24].
4. Determination of the surface of the femoral head and the femur neck: in the next step, the surface of the femoral head and the surface of the femur neck are determined using the position of the individual corner points relative to the femoral head center and femur neck within the entire surface of the femur bone.
5. More precise determination of the femoral neck and femoral head center: with the help of a sphere fitting using the Ransac algorithm, the center of the femoral head and its radius can now be determined more precisely. The circle with the smallest circumference is specified on the surface of the femur neck, which then defines a plane. The normal to this plane through the center of the femoral head provides a more precise estimate of the axis of the hip neck. A radial layer group is determined by this more precisely defined axis of the femur neck.
6. Alpha angle determination: the alpha angles are determined slice-by-slice on this slice group. For this purpose, a 2D map is created that describes the roundness of the femoral head in spherical coordinates at the respective position.
7. The alpha angles are then calculated on this map, depending on the coordinates on the map, as an optimal horizontal cut, which corresponds to the minimization of a cost function. The version of the cost function used in MR Chondral Health 2.1 differs in the smoothness condition so that it allows a little more flexibility, but this does not make any conceptual difference. Further details can be found elsewhere [22].

Notably, the software can measure alpha angles in up to 120 radial images (Fig. 2). We selected those planes that best fitted the seven manually derived radial sections to facilitate subsequent correlation of automated alpha angle assessment with alpha angle measurement.

Statistics

IBM SPSS Statistics for Macintosh (Version 28.0, Armonk NY: IBM Corp.) was used for statistical analyses. Values were presented as mean $\pm$ standard deviation (SD). P values below 0.05 were considered statistically significant. Intra- and inter-observer agreement between the manual measurements and the manual and automated alpha angle measurement correlation were assessed using the intra-class correlation coefficient (ICC) for absolute agreement. For the ICC assessments, a 95% confidence interval was assessed and reported in square brackets ([...]). ICC values > 0.9 were considered "excellent reliability". Values < 0.9 and ≥ 0.75 indicated good reliability, whereas values < 0.75 and ≥ 0.5 showed moderate reliability, and values < 0.5 showed poor agreement [25]. The Student's paired t test was used to compare mean alpha angles, the required time, and clicks between the manual and automated alpha angle measurements. A Bland–Altman analysis was performed to display the relationship between the manual and the computerized alpha angle measurement. The blandr r package was used to create the Bland–Altman plots [26].



Results

The following results are summarized in Table 1. The mean manual alpha angle measured by observer 1 was $61 \pm 19^\circ$, with the range being 32° – 127° . The mean manual alpha angle measured by observer 2 was $54 \pm 14^\circ$ (range: 29° – 108°). The mean automated alpha angle was

$57 \pm 6^\circ$ (range: 44° – 72°). The differences between these measurements were statistically different: $p < 0.001$ (observer 1 versus observer 2), $p = 0.008$ (observer 1 versus automated alpha angle measurement), and $p = 0.014$ (observer 2 versus automated alpha angle measurement).

Table 1 Alpha angle values in seven radial MRI planes of 19 FAI (femoroacetabular impingement) hip joints (= 133 measurements in total) including mean, standard deviation (SD), minimum, maximum and percentile values, obtained with manual and automated software assessments

	Mean	SD	Min	Max	Percentiles		
					25	50	75
Observer 1							
Measurement 1	61.38	19.04	32.00	127.00	46.35	57.80	73.35
Observer 1							
Measurement 2	58.57	18.40	29.00	112.00	42.80	53.40	70.70
Observer 2							
Measurement 3	54.36	14.30	29.00	108.00	43.50	52.00	62.50
Observer 2							
Measurement 4	52.61	13.70	29.00	105.00	43.00	50.00	60.00
Software							
Measurement 5	57.07	5.80	44.00	72.00	52.50	56.00	62.00

The Bland–Altman plot shows that the range of deviations between the manual and automated alpha angle measurements was more extensive for observer 1 than for observer 2 (Fig. 3).

ICC for observer 1's two alpha-angle measurements was 0.77 [0.68–0.84], $p < 0.001$. ICC for observer 2's two alpha-angle measurements was 0.93 [0.90–0.95], $p < 0.001$. Analysis of inter-observer reproducibility revealed an ICC of 0.45 [0.22–0.61], $p < 0.001$.

The ICC between observer 1's first manual alpha angle measurement and the automatically assessed alpha angle was 0.24 [−0.06–0.45], $p = 0.052$. ICC between observer 1's second measured alpha angle and the automatically measured alpha angle was 0.32 [0.04–0.52], $p = 0.015$. Between observer 2's manually measured alpha angles

and the automatically measured alpha angle, the ICC values were 0.50 [0.30–0.64], $p < 0.001$ and 0.45 [0.22–0.61], $p < 0.001$.

The following results are summarized in Table 2. The mean time of observer 1's first measurement of alpha angle was 24.5 ± 6.3 min. The mean time for generating radial images in the first manual measurement by observer 1 was 0.9 ± 0.2 min. The total mean time for the manual alpha angle measurement 1 and manual generation of radial images was 25.4 ± 6.3 min. The mean time for observer 1's second manual measurement of alpha angle decreased to 10.5 ± 2.8 min. The mean time for generating radial images in the observers' second measurement was 0.8 ± 0.1 min. The total mean time for alpha angle measurement 2 and radial image generation was

Bland–Altman plot

Comparison between manual and automated alpha angle measurements

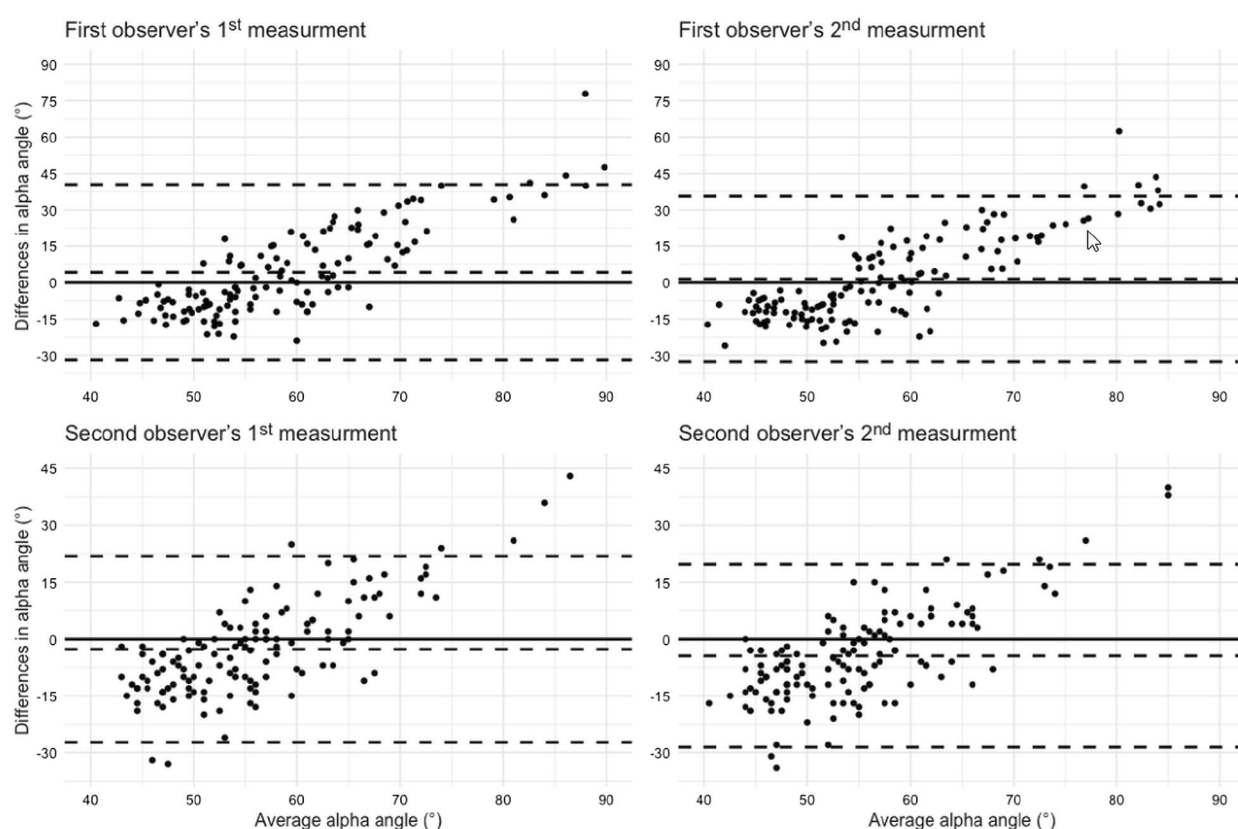


Fig. 3 Bland–Altman plot comparison between manual and automated alpha angle measurement. All alpha angle measurements in the seven radial imaging planes were considered in the evaluations. The x-axis displays the average alpha angle of the two measurement techniques. The y-axis illustrates the difference in the alpha angle measurements between the two measurement instruments (manual–automated). The three dashed lines display the average difference in alpha angles, the upper and the lower limit of agreement for the average difference between the manual and automated alpha angle measurement. The limits of agreement spread were considerably larger for observer 1 (1st—31.8–40.5; 2nd—32.6–35.6) than for observer 2 (1st—27.3–21.9; 2nd—28.6–19.7)

Table 2 Assessment of time (measured in minutes) and effort (measured in mouse button presses/clicks) of observer 1 in seven radial MRI planes of 19 FAI (femoroacetabular impingement) hip joints, including mean $\pm$ standard deviation, using either the manual or the automated software method, and P-values demonstrating differences in time and clicks between the manual measurement 1 and 2 and between both manual measurements and the automated measurement

			Mean	P-value
Manual reformatting Seven radial MRI planes	Time (min)	Measurement 1	0.9 $\pm$ 0.2	0.003
		Measurement 2	0.8 $\pm$ 0.1	
	Clicks	Measurement 1	18.8 $\pm$ 2.8	0.263
		Measurement 2	18.1 $\pm$ 1.9	
Manual calculation Alpha angles	Time (min)	Measurement 1	24.5 $\pm$ 6.3	< 0.001
		Measurement 2	10.5 $\pm$ 2.8	
	Clicks	Measurement 1	1113.9 $\pm$ 95.1	< 0.001
		Measurement 2	235.2 $\pm$ 23.8	
Manual total Reformatting + Calculation	Time (min)	Measurement 1	25.4 $\pm$ 6.3	< 0.001
		Measurement 2	11.2 $\pm$ 2.7	
	Clicks	Measurement 1	1132.7 $\pm$ 95.1	< 0.001
		Measurement 2	253.3 $\pm$ 23.8	
Software	Time (min)	CD Uploading	16.6 $\pm$ 1.9	
	Time (min)	Measurement 5	25.8 $\pm$ 2.8	< 0.001
	Clicks	Measurement 5	22.8 $\pm$ 3.3	< 0.001

11.2 $\pm$ 2.7 min. The time difference between the first and second measurements, including radial image generating, was 14.2 $\pm$ 5.1 min ($p < 0.001$).

The mean amount of mouse button presses in observer 1's first measurement of alpha angles was 1114 $\pm$ 95, and the mean amount of mouse button presses for generating radial images in the first measurement by observer 1 was 19 $\pm$ 3; therefore, the total mean amount of mouse button presses in the first manual measurement of observer 1 was 1133 $\pm$ 95. The mean amount of mouse button presses in observer 1's second measurement of alpha angles decreased to 235 $\pm$ 24, and the mean amount of mouse button presses for generating radial images in observer 1's second measurement was 18 $\pm$ 2. The total mean amount of mouse button presses for alpha angle measurement and generating radial images in the second manual measurement (observer 1) was 253 $\pm$ 24. The difference in the total mean amount of mouse button presses between the first and second measurements, including radial image reformatting, was 879 $\pm$ 110, $p < 0.001$.

The mean time for automatic alpha angle measurement was 25.8 $\pm$ 2.8 min. The mean time for uploading image data for the automated assessment was 16.6 $\pm$ 1.9 min. The mean amount of mouse button presses for the automatic alpha angle measurement was 23 $\pm$ 3.

The time difference between the first manual measurement (observer 1) and the automatic measurement, including radial image generation and alpha angle measurement, was 0.4 $\pm$ 6.2 min, $p = 0.768$. The difference

between the mean amount of mouse button presses in the first manual measurement (observer 1) and the automatic alpha angle measurement generation, including radial image generation and alpha angle assessment, was 1110 $\pm$ 97, $p < 0.001$.

The total time difference between the second manual measurement (observer 1), including radial image generation and automatic alpha angle measurement, was - 14.6 $\pm$ 3.9 min, $p < 0.001$. The difference in the total mean amount of mouse button presses between the second manual measurement (observer 1) and the automatic alpha angle measurement, including radial image generation and alpha angle measurement, was 231 $\pm$ 23, $p < 0.001$.

Discussion

Previously published studies have shown that automated diagnostic tools in health care can save time and that diagnostics can, as a result, be achieved in a more detailed and reproducible manner [14, 15, 27]. Because early diagnosis in FAI syndrome can help with early intervention (and change the course of the disease), accurate and reliable imaging-based diagnosis is a highly relevant target [2].

Anatomical abnormalities of the femoral head-neck offset change, traditionally identified with manual alpha angle measurements, are reader-dependent and potentially less reliable. This pilot study sought to determine the feasibility of an automated diagnostic tool for a

reliable and objective assessment of alpha angle in FAI syndrome patients.

In this study, observer 1's (non-expert) intra-observer reproducibility was good (ICC 0.77; $p < 0.001$). Observer 2's (expert) intra-observer reproducibility can be considered excellent (ICC 0.93; $p < 0.001$). However, the inter-observer reproducibility between observer 1 and observer 2 in the first (ICC 0.45; $p < 0.001$) and second (ICC 0.56; $p < 0.001$) manual alpha angle measurement was poor or moderate, indicating that manual measurements are reader-dependent and may not always be reliable. In general, we noted little agreement between the manual and automated correlation; the correlations between automatically generated alpha angles and manually assessed alpha angles by observer 2 in the first (ICC = 0.50, $p < 0.001$) and the second (ICC = 0.45, $p < 0.001$) measurement were moderate or poor. The correlation between automatically generated alpha angles and manually assessed alpha angles by observer 1 did not reach statistical significance in the first (ICC = 0.24, $p = 0.052$) and was poor in the second (ICC = 0.32, $p = 0.015$) measurement. In further studies, the findings of this study need to be evaluated in more cases. On the other hand, the values obtained seem to indicate that inexperienced evaluators in particular could benefit from automated measurement.

The efforts in the manual alpha angle measurements of untrained observer 1 were high, regarding both time and the number of mouse clicks, especially in the first measurements. Through repetitive measures, the manual alpha measurements' effort by the untrained observer 1 was reduced timewise (24.5 ± 6.3 min vs. 10.5 ± 2.8 min; $p < 0.001$) and in amounts of mouse button presses (1114 ± 95 clicks vs. 879 ± 110 clicks; $p < 0.001$). The effort it took to generate alpha angles automatically was low in mouse button presses (23 ± 3) but high timewise (25.8 ± 2.8 min). The automatic measurement may require more time but provides a more detailed analysis of the hip joint (alpha angles in 120 regions). With manual alpha angle measurements in only seven radial slices, as performed in this and previous studies, pathologic morphology can potentially be underestimated. Furthermore, the upload time did not cost the observer any effort in terms of mouse clicks, which means the healthcare worker guiding the automatic measurement could use this time elsewhere—the most time-consuming part was uploading the 3D MRI data set into the software, lasting 16.6 ± 1.9 min in our setting. After uploading, the time and effort needed were also low. As computer and data processing technologies develop, we assume that upload time will play a minor role in the future. This could already be accelerated today by using a more powerful PC. In addition,

it must be noted that the software also performs a cartilage segmentation over the measurement time, which is the main feature and most time-consuming part of running the software. At some point, the software could even be integrated into radiologic tools, so that uploading would not be necessary in the future, and alpha angles would be immediately generated automatically.

Previous studies have investigated automated diagnostic tools for hip diseases. But most of these studies were performed based on plain radiographic images [28–30], ultrasound images [31], or computed tomography (CT) images [32]. Fischer et al. investigated an automated morphometric analysis framework for the quantitative analysis of geometric hip joint parameters in MR images from the German National Cohort (GNC) study [33]. Their secondary analysis on 40 participants (mean age, 51 years; age range, 30–67 years; 25 women) involved a morphometric assessment, which was based on a proton density-weighted 3D fast spin-echo sequence, calculating the centrum-collum-diaphyseal, center-edge (CE), three alpha angles, head-neck offset (HNO), and HNO ratio along with the acetabular depth, inclination, and anteversion. Compared with manual assessments, high agreement in mean Dice similarity coefficients (average of $97.52\% \pm 0.46$) with low mean median absolute deviations (MAD) values were noted. Damopoulos et al. published their study results on a system for the segmentation of the proximal femur from radial MRI scans and the reconstruction of its 3D model that may be used to diagnose and plan hip-preserving surgery [34]. Their dataset consisted of the radial MRI scans of 25 patients with FAI syndrome or AVN and accompanying manual segmentation of the femur, treated as the ground truth. They achieved a good agreement between both methods, similar to those of Fischer et al. We are also aware of other automatic diagnostic tool studies using MRI-based images to perform automated cartilage segmentation [19, 35, 36]. The results of our study indicate that automatic alpha angle measurements are feasible and may play a larger role in clinical practice going forward. We believe this pilot study demonstrates an objective and reader-independent automated alpha angle assessment. As long as uploading the MRI data sets is required, it may take an equivalent time to analyze the morphology of one hip MRI. Still, generating up to 120 alpha angle measurements per hip MRI makes the automated method more detailed and incurs less effort in mouse button clicks than the manual alpha angle measurement. Further studies should involve a more extensive and varied population, as well as different software systems tested on different stand-alone computer types. Finally, it should also be mentioned

that merely a more straightforward method for classifying the FAI syndrome, e.g., using only three stages of severity in three radiographic views, may likewise enable a simplification and a higher reproducibility of the assessment [37].

This pilot study has limitations: the algorithm in this pilot study is understood to be the first attempt at an automated alpha angle determination. Hence, the evaluation of these initial results is only the beginning. A further project could investigate the technique's weaknesses, using manual measurements on various MR imaging series to further improve the algorithm with the help of the manual data. In addition, our study population with nineteen patients was relatively small, and a power analysis was not performed in this preliminary study. Studies with sufficient populations are needed to verify our findings. Another limitation was the absence of various software types for the automatic alpha angle measurements. In further studies, different software types should be utilized to guarantee software manufacturer-independent results. The automated measurements were taken in one stand-alone computer type only. In other studies, different computer types with various power settings and additional hardware, e.g., graphic cards, could be implemented to investigate their influence on the automatic measurement time. Furthermore, due to the rather gross identification of seven matching MR sections, it is possible that the automated and manually derived corresponding MRI regions were slightly different due to a mismatch in the plane orientation. In the manual measurement, the middle of the femoral neck is determined at the narrowest point in each MR image. This point, together with the femoral head center and the point at which the femoral head leaves the best-fit circle, is used to measure the alpha angle. With the computer-based measurement, a femoral neck axis is determined for the entire 3D data set; this is a potential cause of discrepancy. Another limitation was the measurement of FAI syndrome hips only. Further studies need to include alpha angle measurements in healthy control cohorts and in hips with other potential femoral head deformities, such as hip dysplasia or Legg–Calve–Perthes disease. Observer 1 was inexperienced in calculating alpha angles in radial MRI cuts. The rationale for this approach was to point out the benefit of an automatic measurement that does not require extensive training because FAI may not be an everyday diagnosis in the clinical routine. The effect is easily seen in the considerable reduction in range of deviations between the manual and automated alpha angle measurements, in time and clicks, indicating a learning effect. However, it must also be noted that this methodology could possibly have

inflated the inter-rater reliability as the second observer taught the first observer on how to take the measurements. Further studies are needed to verify our findings in inter- and intra-observer reproducibility. These studies should potentially involve a higher number of trained and untrained observers. In addition, assessing the effort by counting the used mouse clicks may have affected the observer's performance. In general, the study design was simple and included basic questions. Nevertheless, by answering these questions in our pilot study, the foundation for further studies in this field has been set.

Conclusion

This pilot study demonstrates that manual alpha angle measurements in FAI syndrome hip MRIs are reader-dependent and may not be reliable. In contrast, a fully automated objective MRI alpha angle assessment is feasible and can save healthcare workers time and effort. Further studies are necessary to substantiate our findings and enhance the software development in automatically generating alpha angles throughout the femoral head.

Abbreviations

MRI: Magnetic resonance imaging; FAI: Femoroacetabular Impingement; dGEMRIC: Delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance images of cartilage; Cam-FAI: Cam-Femoroacetabular Impingement; Pincer-FAI: Pincer-Femoroacetabular Impingement; OA: Osteoarthritis; 3D: Three-dimensional; Min: Minutes.

Acknowledgements

We want to thank all the assistants and technicians in the Department of Orthopedics and Trauma Surgery and the Department of Diagnostic and Interventional Radiology of the Medical Faculty of the University of Düsseldorf for helping us conduct this study. We also thank Mrs. Esther Raithe (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany), who helped us with the software and contributed the algorithmic knowledge about the automated alpha angle measurements, and Mr. Sebastian Waßenberg, who conducted the statistical analysis in this study.

Authors' contributions

Bernd Bittersohl, Christoph Schleich and Nastassja Pamela Ewertowski designed the study; Bernd Bittersohl, Christoph Schleich, Daniel Benjamin Abrar, Harish Hosalkar, and Nastassja Pamela Ewertowski searched relevant studies; Bernd Bittersohl, Nastassja Pamela Ewertowski analyzed, and Christoph Schleich, Daniel Benjamin Abrar and Harish Hosalkar interpreted the data; Nastassja Pamela Ewertowski wrote the manuscript, and Bernd Bittersohl approved the first version of the manuscript. Christoph Schleich, Daniel Benjamin Abrar, Harish Hosalkar, and Bernd Bittersohl approached the final version.

Authors' information

Nastassja Pamela Ewertowski is a Ph.D. student at the Department of Orthopedics and Trauma Surgery at the Medical Faculty of the University of Düsseldorf in Düsseldorf, Germany.

Bernd Bittersohl is an orthopedic surgeon at the Department of Orthopedics and Trauma Surgery at the Medical Faculty of the University of Düsseldorf in Düsseldorf, Germany.

Christoph Schleich is a radiologist at the Radiology Network NRW in Düsseldorf, Viersen and Nettetal, Germany.

Daniel Benjamin Abrar is a radiologist at the Department of Diagnostic and Interventional Radiology at the University of Düsseldorf in Düsseldorf, Germany.

Harish S Hosalkar practices orthopedic surgery at 'The Hosalkar Institute for Joint Preservation and Injury care' in San Diego, CA, USA.

Funding

Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL. There is no funding in our work. The trial version of the automatic software was provided free of charge from Siemens.

Availability of data and materials

All data and materials including this article will be available upon request via email to the first author.

Declarations

Ethics approval and consent to participate

The study was conducted in compliance with the Ethics Committee of the University of Düsseldorf. Informed consent was obtained from all individual participants included in the study (Study-ID: 6147R).

Consent of publication

Consent to publish was obtained from each patient.

Competing interests

The author(s) declare no potential conflict of interest with respect to research, authorship, and/or publication of this article. Siemens had no involvement in the study design or in collecting, analyzing, and interpreting data in the manuscript's writing or in the decision to submit the manuscript for publication.

Author details

¹Department for Orthopedics and Trauma Surgery, Medical Faculty and University Hospital Düsseldorf, Heinrich-Heine-University, Düsseldorf, Germany.

²MVZ Radiology Network NRW, Düsseldorf, Germany. ³Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Medical Faculty and University Hospital Düsseldorf, Heinrich-Heine-University, Düsseldorf, Germany. ⁴Paradise Valley Hospital, San Diego, CA, USA. ⁵Tri-City Medical Center, Oceanside, CA, USA.

⁶Sharp Grossmont Hospital, La Mesa, CA, USA. ⁷Scripps Hospital, San Diego, CA, USA.

Received: 13 February 2022 Accepted: 16 July 2022

Published online: 30 July 2022

References

- Wagner S, et al. Early osteoarthritic changes of human femoral head cartilage subsequent to femoro-acetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage*. 2003;11(7):508–18.
- Mamisch TC, et al. Radiological diagnosis of femoroacetabular impingement. *Radiologie*. 2009;49(5):425–33.
- Ganz R, et al. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;417:112–20.
- Leunig M, Ganz R. Femoroacetabular impingement. A common cause of hip complaints leading to arthrosis. *Unfallchirurg*. 2005;108(1):9–10.
- Beck M, et al. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(7):1012–8.
- Spencer S, Millis MB, Kim YJ. Early results of treatment of hip impingement syndrome in slipped capital femoral epiphysis and pistol grip deformity of the femoral head-neck junction using the surgical dislocation technique. *J Pediatr Orthop*. 2006;26(3):281–5.
- Murphy S, et al. Debridement of the adult hip for femoroacetabular impingement: indications and preliminary clinical results. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;429:178–81.
- Beck M, et al. Anterior femoroacetabular impingement: part II. Midterm results of surgical treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;418:67–73.
- Werner CM, et al. Radiographic markers of acetabular retroversion: correlation of the cross-over sign, ischial spine sign and posterior wall sign. *Acta Orthop Belg*. 2010;76(2):166–73.
- Nouh MR, et al. Femoroacetabular impingement: can the alpha angle be estimated? *AJR Am J Roentgenol*. 2008;190(5):1260–2.
- Notzli HP, et al. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br*. 2002;84(4):556–60.
- Ito K, et al. Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83(2):171–6.
- Dudda M, et al. Do normal radiographs exclude asphericity of the femoral head-neck junction? *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(3):651–9.
- Ettinger M, et al. Robotics-mechanical bridge between imaging and patient. *Orthopade*. 2018;47(10):820–5.
- Hesper T, et al. Automatic cartilage segmentation for delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of hip joint cartilage: a feasibility study. *Cartilage*. 2020;11(1):32–7.
- Bittersohl B, et al. T2* mapping of hip joint cartilage in various histological grades of degeneration. *Osteoarthritis Cartilage*. 2012;20(7):653–60.
- White LM, et al. Cartilage T2 assessment: differentiation of normal hyaline cartilage and reparative tissue after arthroscopic cartilage repair in equine subjects. *Radiology*. 2006;241(2):407–14.
- Mosher TJ, Dardzinski BJ. Cartilage MRI T2 relaxation time mapping: overview and applications. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2004;8(4):355–68.
- Schmaranzer F, et al. Automatic MRI-based three-dimensional models of hip cartilage provide improved morphologic and biochemical analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 2019;477(5):1036–52.
- Bittersohl B, et al. Cartilage damage in femoroacetabular impingement (FAI): preliminary results on comparison of standard diagnostic vs delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage (dGEM-RI). *Osteoarthritis Cartilage*. 2009;17(10):1297–306.
- Hesper T, et al. T2*-mapping of acetabular cartilage in patients with femoroacetabular impingement at 3 tesla: comparative analysis with arthroscopic findings. *Cartilage*. 2018;9(2):118–26.
- Xia Y, et al. Automated 3D quantitative assessment and measurement of alpha angles from the femoral head-neck junction using MR imaging. *Phys Med Biol*. 2015;60(19):7601–16.
- Chandra SS, et al. Focused shape models for hip joint segmentation in 3D magnetic resonance images. *Med Image Anal*. 2014;18(3):567–78.
- Zhan Y, et al. Robust automatic knee MR slice positioning through redundant and hierarchical anatomy detection. *IEEE Trans Med Imaging*. 2011;30(12):2087–100.
- Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med*. 2016;15(2):155–63.
- Datta, D. blandr: a Bland-Altman Method Comparison package for R. Zenodo. 2017; <https://github.com/deepankardatta/blandr>.
- Kawamoto K, et al. Improving clinical practice using clinical decision support systems: a systematic review of trials to identify features critical to success. *BMJ*. 2005;330(7494):765.
- Thiagarajah S, et al. Quantifying the characteristics of the acetabulum and proximal femur using a semi-automated hip morphology software programme (SHIPS). *Hip Int*. 2013;23(3):330–6.
- Yang G, et al. A semi-automatic diagnosis of hip dysplasia on X-ray films. *Front Mol Biosci*. 2020;7: 613878.
- Jiang Y, et al. Computer-aided system application value for assessing hip development. *Front Physiol*. 2020;11: 587161.
- Hareendranathan AR, et al. Toward automated classification of acetabular shape in ultrasound for diagnosis of DDH: Contour alpha angle and the rounding index. *Comput Methods Programs Biomed*. 2016;129:89–98.
- Zhang L, et al. 3D CT segmentation of CAM type femoroacetabular impingement-reliability and relationship of CAM lesion with anthropomorphic features. *Br J Radiol*. 2018;91(1092):20180371.
- Fischer M, et al. Automated morphometric analysis of the hip joint on MRI from the German National Cohort Study. *Radiol Artif Intell*. 2021;3(5): e200213.
- Damopoulos D, et al. Segmentation of the proximal femur in radial MR scans using a random forest classifier and deformable model registration. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2019;14(3):545–61.
- Zeng G, et al. MRI-based 3D models of the hip joint enables radiation-free computer-assisted planning of periacetabular osteotomy for treatment

- of hip dysplasia using deep learning for automatic segmentation. *Eur J Radiol Open*. 2021;8: 100303.
36. Lerch TD, et al. Patient-specific 3-D magnetic resonance imaging-based dynamic simulation of hip impingement and range of motion can replace 3-D computed tomography-based simulation for patients with femoroacetabular impingement: implications for planning open hip preservation surgery and hip arthroscopy. *Am J Sports Med*. 2019;47(12):2966–77.
37. Fioruzzi A, et al. Interobserver and intraobserver reliability of a new radiological classification for femoroacetabular impingement syndrome. *Musculoskelet Surg*. 2020;104(3):279–84.

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Ready to submit your research? Choose BMC and benefit from:

- fast, convenient online submission
- thorough peer review by experienced researchers in your field
- rapid publication on acceptance
- support for research data, including large and complex data types
- gold Open Access which fosters wider collaboration and increased citations
- maximum visibility for your research: over 100M website views per year

At BMC, research is always in progress.

Learn more biomedcentral.com/submissions



3 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war die Schaffung einer Grundlage zur Verbesserung und Vereinfachung der Diagnostik des FAIs. Zurzeit werden Alpha-Winkel manuell generiert. Dies ist zeitaufwendig und abhängig von den Anwendern. Wir prüften in unserer Pilotstudie die Durchführbarkeit einer softwaregestützten Alpha-Winkel-Analyse. Zudem analysierten wir die Untersucherabhängigkeit, den Aufwand (gemessen in Zeit und Anzahl von Mausklicks) und die Reproduzierbarkeit der manuellen Alpha-Winkelmessung. Zudem wurde die Korrelation zwischen automatisierten und manuellen Alpha-Winkelmessungen geprüft [1].

Das untersuchte Patientenkollektiv bestand aus 19 Patienten (neun weibliche und zehn männliche Patienten mit einem Durchschnittsalter von $31,5 \pm 12,4$ Jahren, Altersspanne von 11–57 Jahren, zehn linke und neun rechte Hüften). Bei allen Patienten wurde vor Einschluss in die Studie ein FAI des Hüftgelenks verifiziert. Die Diagnosestellung erfolgte basierend auf der Anamnese (bewegungsinduzierte und positionsabhängige Hüftschmerzen, eingeschränktes Bewegungsausmaß v. a. bei Flexion und Innenrotation im Hüftgelenk sowie schmerzhaftes Krepitationen im Hüftgelenk), der klinischen Untersuchung (positiver FADIR-Test) und bildgebenden Befunden (Röntgen, MRT der Hüfte) und Arthroskopie-Befund.

Es erfolgte die automatisierte, softwaregestützte Alpha-Winkelmessung an den MRT-Datensätzen des Patientenkollektivs. Am selben Datensatz erfolgte die manuelle Generierung des Alpha-Winkels durch zwei Untersucher. Es handelte sich um einen Anfänger und einen erfahrenen Untersucher. Beide Untersucher führten unabhängig voneinander manuelle Alpha-Winkelmessungen an den MRT-Datensätzen des Patientenkollektivs durch. Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wiederholten die Untersucher ihre Messungen in einem Abstand von vier Wochen, sodass Memoryeffekte ausgeschlossen werden konnten. Automatisierte und manuelle Messungen wurden hinsichtlich des Aufwands (Zeitaufwand in Minuten und Arbeitsaufwand, gemessen als Anzahl der durchgeführten Maustastenbetätigungen) verglichen [1].

Zur Auswertung wurde die *Intra-Class-Correlation-Analysis* (ICC-Analyse) angewendet. Die Auswertung ergab eine eingeschränkte Reproduzierbarkeit der manuellen Messergebnisse zwischen den Untersuchern (Reproduktivität zwischen den

Untersuchern / *Interobserver*-Variabilität ICC 0,45; $p < 0,001$). Dies bestätigt, dass die manuelle Alpha-Winkelmessung untersucherabhängig ist. Die Einzelschritte während der Winkelkonstruktion wie die Festlegung des *circle of best fit* können durch jeden Untersucher subjektiv festgelegt werden. Veranschaulicht wird dies in Abbildung 11 a–d. Einem variablen *circle of best fit* folgt ein variabler Mittelpunkt. Abbildung 12 veranschaulicht, welche Folgen ein variabler Mittelpunkt hc auf die Größe des Alpha-Winkels haben kann. Je deformierter der Hüftkopf, desto schwieriger ist die Festlegung eines *circle of best fit* (Abbildung 13).

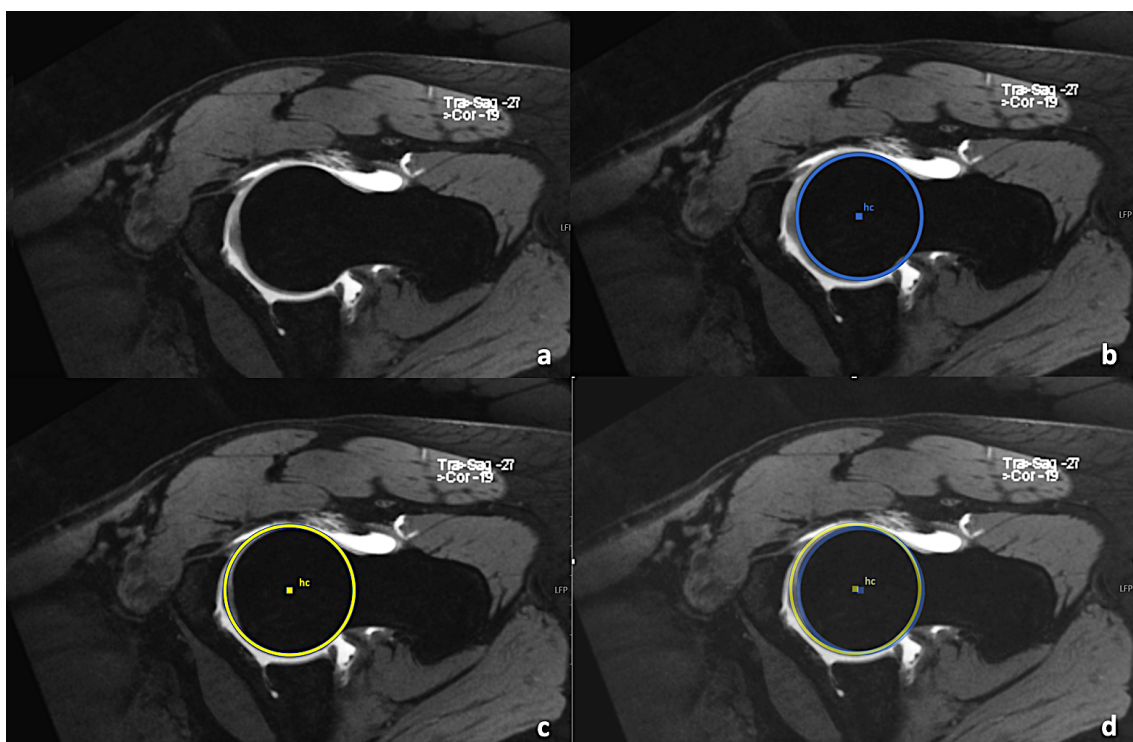


Abb. 11 a–d Auswirkungen auf den Mittelpunkt durch Varianten des circle of best fit

11 a radiäre Schicht eines Hüftkopfs ohne *circle of best fit*

11 b Variante 1 des *circle of best fit* und Mittelpunkt hc

11 c Variante 2 des *circle of best fit* und Mittelpunkt hc

11 d Überlagerung der Varianten mit Sichtbarmachung der abweichenden Mittelpunkte hc

Quelle: eigene Darstellung

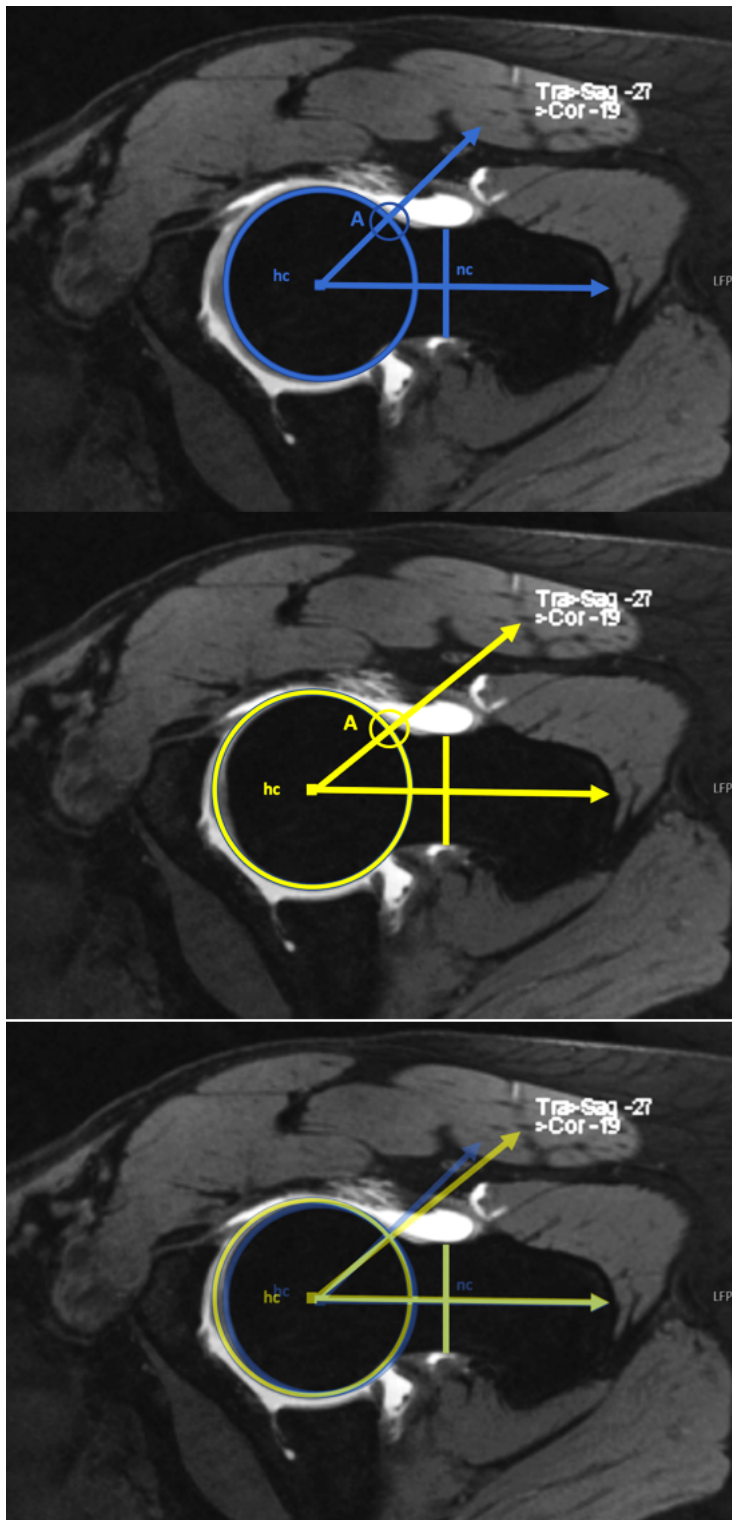


Abb. 12 Auswirkung auf den Alpha-Winkel durch Varianten des circle of best fit

12 a Alpha-Winkel mit *circle of best fit* aus Abbildung 11 b

12 b Alpha-Winkel mit *circle of best fit* aus Abbildung 11 c

12 c Überlagerte Varianten der Varianten des Alpha-Winkels

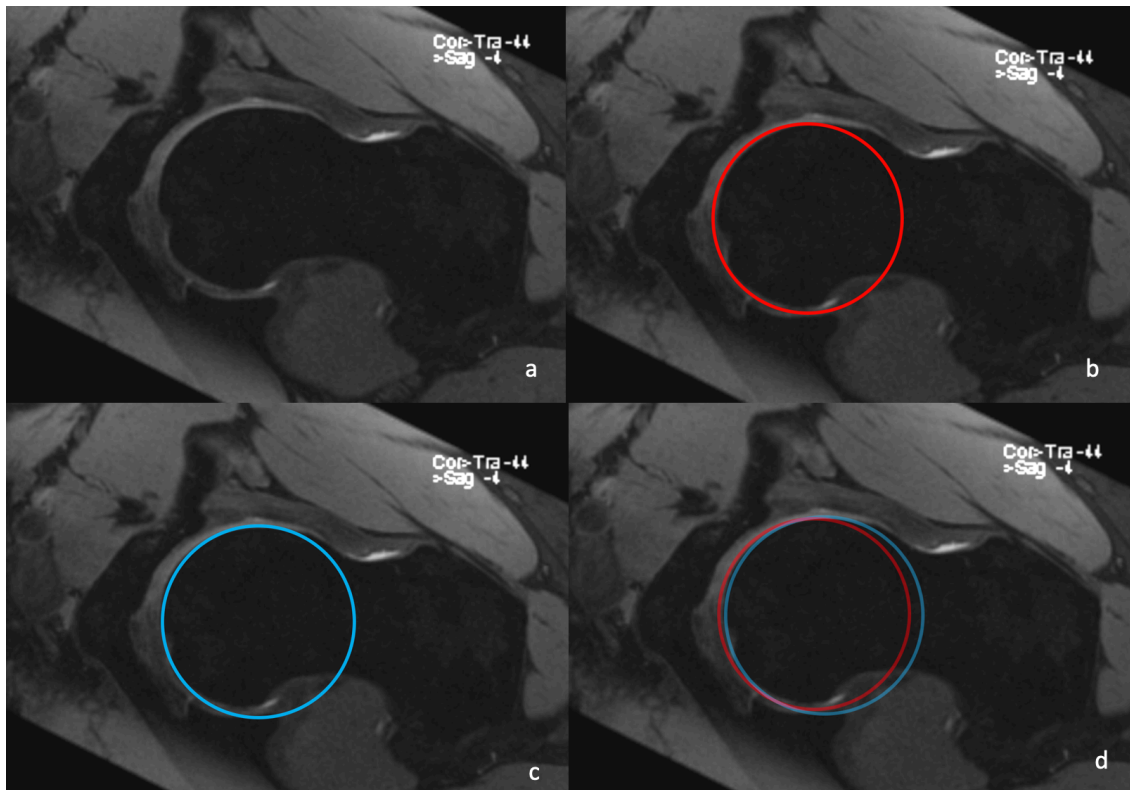


Abb. 13 Varianten des Alpha-Winkels bei stark deformiertem Hüftkopf

13 a radiäre Schicht eines stark deformierten Hüftkopfs

13 b Variante 1 des *circle of best fit* an einem deformierten Hüftkopf

13 c Variante 2 des *circle of best fit* an einem deformierten Hüftkopf

13 d Überlagerte Variante der Varianten des *circle of best fit*

Quelle: eigene Darstellung

Die Reproduzierbarkeit der manuellen Ergebnisse des unerfahrenen Untersuchers war gut (ICC 0,77; $p < 0,001$). Die Reproduzierbarkeit der manuellen Ergebnisse des erfahrenen Untersuchers war gut bis exzellent (ICC 0,93; $p < 0,001$) [1].

Die manuellen Alpha-Winkelmessungen des unerfahrenen Untersuchers und die automatisierten Messungen korrelierten mit einem ICC Wert von 0,24 ($p = 0,052$) in dessen erster Messreihe und mit einem ICC Wert von 0,32 ($p = 0,015$) in dessen zweiter Messreihe. Die Korrelation zwischen der automatisierten Alpha-Winkelmessung und der manuellen Alpha-Winkelmessung des erfahrenen Untersuchers weist einen ICC Wert von 0,50 ($p < 0,001$) in dessen erster Messreihe und einen ICC Wert von 0,45 ($p < 0,001$) in dessen zweiter Messreihe auf [1].

Die Analyse des Aufwands beider Methoden zeigte, dass die automatisierten Alpha-Winkelmessungen im Vergleich zur manuellen Alpha-Winkelmessung zeitintensiv waren ($25,8 \pm 2,8$ Minuten automatisiert vs. $10,5 \pm 2,8$ Minuten; $p < 0,001$ 2. Messung unerfahrener Untersucher). Hinsichtlich der Maustastenbetätigungen war die automatisierte Alpha-Winkelmessung im Vergleich zur manuellen Alpha-Winkelmessung deutlich weniger aufwendig (23 ± 3 Maustastenbetätigungen automatisiert vs. 235 ± 24 Maustastenbetätigungen 2. Messung unerfahrener Untersucher). Da der zeitaufwendigste Teil der automatisierten Alpha-Winkelmessung das Hochladen der Daten war ($16,6 \pm 1,9$ Minuten), ist davon auszugehen, dass diese Zeit sich in Zukunft durch verbesserte Hardware-Leistungen stark verkürzt. Durch eine Integrierung der Software zur Alpha-Winkelmessung in bereits vorhandene radiologische Software würde ein Hochladen der Daten gänzlich entfallen. Manuell werden Alpha-Winkel in der Regel in sieben radiären Schichten gemessen. Deformitäten zwischen den Schichten bilden eine diagnostische Lücke. Die softwaregestützte Alpha-Winkelbestimmung in dieser Studie beinhaltete die Alpha-Winkelmessung in 120 radiären Schichten. Die automatisierte Alpha-Winkelmessung ist daher deutlich detaillierter als das manuelle Verfahren und damit die Möglichkeit, eine morphologische Abnormität zu übersehen, vielfach verringert.

Auch in anderen Studien wurde eine automatisierte Diagnostik bei bildgebenden Verfahren im Rahmen von Hüfterkrankungen angewandt. Meist beziehen sich die Studien auf einfache Röntgenbilder [43-45], Ultraschallbilder [46] oder computertomografische Bildgebungen [47]. Aber auch an MRT-Bildern der Hüfte wurde eine automatisierte Diagnostik geprüft. In der Arbeit von Fischer et al. [48] wurden MR-Datensätze von Hüften von 40 Probanden anhand unterschiedlicher morphologischer Hüftparameter, wie dem Alpha-Winkel in drei Ebenen, Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel), Centrum-Erker-Winkel (CE-Winkel) und dem sog. *Head-Neck-Offset*, untersucht. Die genannten Parameter wurden sowohl manuell als auch mittels einer auf *Deep Learning* basierten Software automatisiert generiert. Unter Verwendung des *Mean Dice* Koeffizienten (ein Maß zur Vergleichbarkeit von zwei Datensätzen) konnte eine hohe Korrelation zwischen beiden Messmethoden gezeigt werden ($97,52 \% \pm 0,46$) [48].

Die Arbeit von Schmaranzer et al. [49] untersuchte die Möglichkeit der automatisierten Auswertung der Knorpelqualität an MRT Bildern von 25 Hüften mit dem biochemisch-sensitiven MRT-Verfahren *Delayed gadolinium enhanced MRI of cartilage* (dGEMRIC)

[50]. In der Arbeit wurden manuelle und automatisierte dreidimensionale Segmentationen des jeweiligen Hüftknorpels miteinander verglichen. Die automatisierte dreidimensionale Segmentation wurde ebenfalls mittels einer auf *Deep Learning* basierten Software generiert. Die Korrelation zwischen manueller und automatischer Generierung aller gemessenen Knorpelparameter (dGEMRIC Indizes, Knorpeldicke, Knorpeloberfläche und Knorpelvolumen) war nahezu übereinstimmend (ICC-Bereich 0.962–1). Schmaranzer et al. sehen in der automatisierten dreidimensionalen Segmentation eine valide, reproduzierbare, objektive und zeitsparende Methode zur Analyse des Hüftknorpels [49].

Weitere Arbeiten untersuchten automatisierte Diagnostikverfahren an MRT-Bildern zur Knorpelsegmentierung im Hüftgelenk [51-53].

In unserer Arbeit konzentrierten wir uns auf den Alpha-Winkel. Die MRT-Datensätze unseres Patientenkollektivs beinhalten auch eine dreidimensionale *double-echo-steady-state-sequence* (DESS) und biochemisch-sensitive Knorpelsequenzen, die eine Beurteilung des Knorpelstatus ermöglichen.

3.1 Limitierungen

Unsere Studie hat Limitierungen. Der in der Software genutzte Algorithmus war ein Erstversuch zur Generierung des Alpha-Winkels. Weitere Studien mit von ärztlichen Experten evaluierten Daten zur Einspeisung der Software sind notwendig, um die Korrelation zwischen manuellen und automatisierten Messungen zu erhöhen. Zudem ist die Probandenpopulation mit 19 Patienten klein. Es sollten weitere Studien mit großer Probandenpopulation erfolgen, um unsere Ergebnisse zu prüfen. Die automatisiert gemessenen Alpha-Winkel wurden in unserer Studie mit einer Software generiert. In weiteren Studien sollten die automatisierten Alpha-Winkelmessungen mit Software unterschiedlicher Hersteller überprüft werden. So können Softwarehersteller-unabhängige Ergebnisse erzielt werden. In unserer Studie wurde ein Computer zur automatisierten Generierung der Alpha-Winkel genutzt. In weiteren Studien sollte die Software an verschiedenen Computern mit verbesserter Hardware, beispielsweise zusätzlicher Grafikkarte, genutzt werden. Die Ergebnisse sollten dann insbesondere hinsichtlich des zeitlichen Aufwands verglichen werden. Es ist möglich, dass die sieben radiären Schichten der automatisierten Messung, welche wir analog ausgewählt hatten,

nicht hundertprozentig mit den radiären Schichten der manuellen Alpha-Winkelmessung übereinstimmen. So ist es möglich, dass in unserer Arbeit radiäre Schichten, die nicht vollkommen kongruent zueinander waren, verglichen wurden. Bei der manuellen Alpha-Winkelmessung nach Nötzli et al. wird für die Bestimmung des Winkels in jeder radiären Schicht die engste Stelle des proximalen Femurhalses neu bestimmt und deren Mitte mit *nc (center of the neck)* deklariert. Die analoge Messung erfolgt immer durch die Bestimmung des Hüftkopfzentrums und der Schenkelhalsmitte in einer zweidimensionalen Ebene. Das heißt aber nicht, dass diese Punkte in Wahrheit das Hüftkopfzentrum bzw. das Schenkelhalszentrum sind. Diese wiederum entscheiden aber relevant, ob es zu einem *Impingement* kommt oder eben nicht. Inwiefern die manuellen Messungen oder die der Software korrekt sind, bleibt unbeantwortet. Daher begründet sich, zumindest in Teilen, die mäßige Korrelation der Messergebnisse zwischen Software und Untersuchern. Letztlich sind weitere Studien mit einer großen Fallzahl und einer detaillierteren prospektiven Analyse erforderlich.

In unserer Studie wurden nur Probanden mit bereits klinisch und radiologisch gesichertem FAI eingeschlossen. Weitere Studien mit einer Kontroll-Kohorte sollten untersucht werden. Auch sollten Studien, in denen Probanden mit anderen Hüfterkrankungen mit pathologischem Alpha-Winkel, wie beispielsweise Probanden mit einer Hüftdysplasie oder einem Morbus Perthes, eingeschlossen werden, erfolgen. In unserer Studie wurde der Aufwand an der Anzahl der Mausklicks gemessen. Die Anzahl der Mausklicks wurde von dem unerfahrenen Untersucher analog gezählt. Das analoge Zählen der Klicks kann eine Verzögerung des zeitlichen Aufwands der Messung verursacht haben. In weiteren Studien sollte die Messung des Aufwands durch eine zweite Person erfolgen. Das Anlernen des unerfahrenen Untersuchers erfolgte durch den erfahrenen Untersucher, was die Reproduzierbarkeit zwischen den Untersuchern beeinflusst haben könnte. In weiteren Studien sollen mehrere erfahrene und unerfahrene Untersucher die Alpha-Winkelmessung durchführen. Unerfahrene Untersucher sollten von verschiedenen Experten hinsichtlich der manuellen Alpha-Winkelmessung angelernt werden. Letztendlich war unser Studiendesign einfach und umfasste Grundsatzfragen. Die Beantwortung dieser Grundsatzfragen legt jedoch den Grundstein für weitere Studien im Bereich der Alpha-Winkelmessung.

3.2 Klinische Relevanz

Die frühzeitige Erkennung eines FAI ist für den weiteren Verlauf der Erkrankung grundlegend [54, 55]. Für Sportler kann ein zu spät diagnostiziertes FAI zur Aufgabe der Karriere führen. Die Diagnostik eines FAI bedarf eines spezialisierten Arztes, der mit Generierung und Interpretation von Alpha-Winkeln vertraut ist. In unserer Studie konnten wir zeigen, dass die manuelle Generierung eines Alpha-Winkels untersucherabhängig und deshalb nur eingeschränkt valide ist. Sie ist aufwendig und zeitintensiv [1]. Zudem ist die manuelle Generierung von Alpha-Winkeln monoton und mühsam. Die gleichen Messungen müssen immer wieder Schicht für Schicht wiederholt werden. In jeder Schicht muss wieder ein *circle of best fit* festgelegt werden. Die Mitte des Kreises (hc) muss markiert werden. Die engste Stelle des Femurhalses mit deren Mitte (nc) muss festgelegt werden. Eine Gerade muss konstruiert werden. Ein Punkt A muss deklariert werden. Eine weitere Gerade muss konstruiert werden, und schließlich kann ein Winkel zwischen Punkt A und der Gerade zwischen hc und nc gemessen werden. Pro Hüfte erfolgt dies sieben Mal. Möchte man größere Patientenkollektive untersuchen, ist dies manuell schwer zu bewältigen. Langfristig soll der Arbeitsaufwand des Arztes in der Alpha-Winkelmessung reduziert werden. Der zeitliche Aufwand für die Bestimmung von Alpha-Winkeln soll minimiert werden. Die monotonen Arbeitsschritte sollen dem Arzt abgenommen werden. Für den Patienten sollen valide Messergebnisse untersucherunabhängig und damit flächendeckend garantiert werden können. Zu diesem Zweck untersuchten wir in unserer Arbeit die Durchführbarkeit softwarebasierter automatisierter Alpha-Winkelmessungen. Für die automatisierten Messungen nutzen wir eine Prototyp-Software, welche mit Hilfe eines Algorithmus vollautomatisch Alpha-Winkel in 120 radiären Schichten generieren konnte. Um eine Software weiterzuentwickeln und die Ergebnisse zu präzisieren, sind die Einspeisung weiterer Daten und deren Verarbeitung notwendig. Für einen solchen Prozess wäre auch die Verwendung einer künstlichen Intelligenz (KI) denkbar.

Mittels KI können schnell Informationen verarbeitet und große Datenmengen (*Big Data*) analysiert werden. Größere Datenmengen erbringen präzisere Ergebnisse.

Um eine Vorstellung von der Größenordnung solcher Datenmengen zu gewinnen, sei eine Arbeit von Shahreyar et al. erwähnt. In der Arbeit wurden Daten von Patienten untersucht,

um Risikofaktoren für ischämische und hämorrhagische Schlaganfälle bei herzinsuffizienten Patienten mit Linksherzunterstützung zu bestimmen. Hierbei wurden 30.000 Datenelemente in der Untersuchung einer einzigen elektronischen Patientenakte ermittelt. Das untersuchte Patientenkollektiv umfasste 17.323 Patienten [56-59]. Die menschliche Auswertung solcher Datenmengen würde wohl Jahrzehnte in Anspruch nehmen.

3.3 Schlussforderung

Die Ergebnisse unserer Pilotstudie zeigen, dass objektive und reproduzierbare, automatisierte Alpha-Winkelmessungen aus MRT-Datensätzen von Hüftgelenken mit diagnostizierten FAI durchführbar sind. Wir konnten die Grundlage für weitere Studien schaffen, die auch mit Hilfe KI-gestützter Systeme die Diagnostik des FAI vereinfachen und besser verfügbar machen können. Weitere Studien mit großer Fallzahl, verbesserter Hardware, 3D-Evaluation, detaillierter Analyse und mehreren unerfahrenen und erfahrenen Auswertern sind notwendig, um die Ergebnisse unserer Pilotstudie zu bekräftigen, konkretisieren oder sie zu widerlegen.

4 Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Ewertowski, N.P., et al., *Automated measurement of alpha angle on 3D-magnetic resonance imaging in femoroacetabular impingement hips: a pilot study*. J Orthop Surg Res, 2022. **17**(1): p. 370.
2. Aumüller G, A.G., Engele J, Maio G, Kirsch J. , *Duale Reihe Anatomie*. 5. Aufl. . 2020: Thieme Verlag.
3. Schünke, M., et al., *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem - Prometheus - LernAtlas der Anatomie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2005.- 542 S. ed. 2005, Stuttgart, New York: Thieme.
4. Gray, H., *Anatomy of the Human Body*. 1918, Philadelphia: Lea & Febiger.
5. Ganz, R., et al., *Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip*. Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 112-20.
6. Ganz, R., et al., *Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis*. J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(8): p. 1119-24.
7. Matsumoto, K., R. Ganz, and V. Khanduja, *The history of femoroacetabular impingement*. Bone Joint Res, 2020. **9**(9): p. 572-577.
8. Otto, A.W., *Neue seltene Beobachtungen zur Anatomie, Physiologie und Pathologie gehörig*. Vol. 2. 1824: Rücker.
9. Henle, J., *Handbuch der Systematischen Anatomie des Menschen: Erster Band Erste Abtheilung*. 2023: Anatiposi Verlag.
10. Meyer, A.W., *The "cervical fossa" of Allen*. American Journal of Physical Anthropology, 1924. **7**(2): p. 257-269.
11. Poirier, P.J., *Traité d'anatomie humaine: Tube digestif*. Vol. 4. 1901: Masson.
12. Preiser, G., *Arthritis of the hip and its relation with abnormal version of the acetabulum*. Dtsch Zeitschr Chirurg, 1907. **89**: p. 541.
13. Zurmuhle, C.A., et al., *ArtiFacts: Femoroacetabular Impingement-A New Pathology?* Clin Orthop Relat Res, 2017. **475**(4): p. 973-980.
14. Höneisen, M. and S. Peyer, *Schweizersbild, ein Jägerlager der Späteiszeit: Beiträge und Dokumente zur Ausgrabung vor 100 Jahren*. 1994: Verlag Schweizer. Ges. für Ur- u. Frühgeschichte.
15. Leunig, M. and R. Ganz, *[Femoroacetabular impingement. A common cause of hip complaints leading to arthrosis]*. Unfallchirurg, 2005. **108**(1): p. 9-10, 12-7.
16. Zadpoor, A.A., *Etiology of Femoroacetabular Impingement in Athletes: A Review of Recent Findings*. Sports medicine (Auckland, N.Z.), 2015. **45**(8): p. 1097-1106.
17. Fraitzl CR, K.T., Reichel H, *Das femoroacetabuläre Impingement – eine häufige ursache des Leistenschmerzes beim Sportler Femoroacetabular Impingement – a*

- Frequent Cause for Groin Pain in the Athlete. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2010(12): p. 292-298.
18. Ganz, R., et al., *The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept*. Clin Orthop Relat Res, 2008. **466**(2): p. 264-72.
 19. Giori, N.J. and R.T. Trousdale, *Acetabular retroversion is associated with osteoarthritis of the hip*. Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 263-9.
 20. Reynolds, D., J. Lucas, and K. Klaue, *Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain*. J Bone Joint Surg Br, 1999. **81**(2): p. 281-8.
 21. Fraitzl, C.R., Kappe, Thomas, Reichel, H., *Femoroacetabular Impingement - a Frequent Cause for Groin Pain in the Athlete. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2010. **61**.
 22. Leunig, M., et al., *[Femoroacetabular impingement: trigger for the development of coxarthrosis]*. Orthopade, 2006. **35**(1): p. 77-84.
 23. Beck, M., et al., *Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(7): p. 1012-8.
 24. Trigg, S.D., J.D. Schroeder, and C. Hulsopple, *Femoroacetabular Impingement Syndrome*. Curr Sports Med Rep, 2020. **19**(9): p. 360-366.
 25. Philippon, M.J., et al., *Clinical presentation of femoroacetabular impingement*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(8): p. 1041-7.
 26. Klaue, K., C.W. Durnin, and R. Ganz, *The acetabular rim syndrome. A clinical presentation of dysplasia of the hip*. J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(3): p. 423-9.
 27. Griffin, D.R., et al., *The Warwick Agreement on femoroacetabular impingement syndrome (FAI syndrome): an international consensus statement*. Br J Sports Med, 2016. **50**(19): p. 1169-76.
 28. Reiman, M.P., et al., *Diagnostic accuracy of clinical tests for the diagnosis of hip femoroacetabular impingement/labral tear: a systematic review with meta-analysis*. Br J Sports Med, 2015. **49**(12): p. 811.
 29. Hipfl, C., et al., *Detecting cam-type deformities on plain radiographs: what is the optimal lateral view?* Arch Orthop Trauma Surg, 2017. **137**(12): p. 1699-1705.
 30. Leunig, M., et al., *Evaluation of the acetabular labrum by MR arthrography*. J Bone Joint Surg Br, 1997. **79**(2): p. 230-4.
 31. Locher, S., et al., *[Inadequate detectability of early stages of coxarthrosis with conventional roentgen images]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2001. **139**(1): p. 70-4.
 32. Locher, S., et al., *[MR-Arthrography with radial sequences for visualization of early hip pathology not visible on plain radiographs]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2002. **140**(1): p. 52-7.
 33. Rakhra, K.S., et al., *Comparison of MRI alpha angle measurement planes in femoroacetabular impingement*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(3): p. 660-5.

34. Ito, K., et al., *Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset.* J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(2): p. 171-6.
35. Lavigne, M., et al., *Anterior femoroacetabular impingement: part I. Techniques of joint preserving surgery.* Clin Orthop Relat Res, 2004(418): p. 61-6.
36. Leunig, M., et al., *Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement.* Clin Orthop Relat Res, 2004(418): p. 74-80.
37. Christoph Zilkens, R.K., Bernd Bittersohl, *MRT Bildgebung AGA-Hüft-Komitee. Diagnostik des Hüftgelenks*, 2017.
38. Hesper, T., et al., *T2*-Mapping of Acetabular Cartilage in Patients With Femoroacetabular Impingement at 3 Tesla: Comparative Analysis with Arthroscopic Findings.* Cartilage, 2018. **9**(2): p. 118-126.
39. Kubo, T., et al., *Radial-sequence magnetic resonance imaging in evaluation of acetabular labrum.* J Orthop Sci, 1999. **4**(5): p. 328-32.
40. Nötzli, H.P., et al., *The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement.* J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(4): p. 556-60.
41. Bittersohl, B., et al., *dGEMRIC and subsequent T1 mapping of the hip at 1.5 Tesla: normative data on zonal and radial distribution in asymptomatic volunteers.* J Magn Reson Imaging, 2011. **34**(1): p. 101-6.
42. Sampson, T.G., *Arthroscopic Treatment of Femoroacetabular Impingement.* Techniques in Orthopaedics, 2005. **20**(1).
43. Thiagarajah, S., et al., *Quantifying the characteristics of the acetabulum and proximal femur using a semi-automated hip morphology software programme (SHIPS).* Hip Int, 2013. **23**(3): p. 330-6.
44. Yang, G., et al., *A Semi-automatic Diagnosis of Hip Dysplasia on X-Ray Films.* Front Mol Biosci, 2020. **7**: p. 613878.
45. Jiang, Y., et al., *Computer-Aided System Application Value for Assessing Hip Development.* Front Physiol, 2020. **11**: p. 587161.
46. Hareendranathan, A.R., et al., *Toward automated classification of acetabular shape in ultrasound for diagnosis of DDH: Contour alpha angle and the rounding index.* Comput Methods Programs Biomed, 2016. **129**: p. 89-98.
47. Zhang, L., et al., *3D CT segmentation of CAM type femoroacetabular impingement-reliability and relationship of CAM lesion with anthropomorphic features.* Br J Radiol, 2018. **91**(1092): p. 20180371.
48. Fischer, M., et al., *Automated Morphometric Analysis of the Hip Joint on MRI from the German National Cohort Study.* Radiol Artif Intell, 2021. **3**(5): p. e200213.
49. Schmaranzer, F., et al., *Automatic MRI-based Three-dimensional Models of Hip Cartilage Provide Improved Morphologic and Biochemical Analysis.* Clin Orthop Relat Res, 2019. **477**(5): p. 1036-1052.

50. Zilkens, C., et al., *[Delayed gadolinium enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC): molecular MRI of hip joint cartilage]*. Orthopade, 2009. **38**(7): p. 591-9.
51. Zeng, G., et al., *MRI-based 3D models of the hip joint enables radiation-free computer-assisted planning of periacetabular osteotomy for treatment of hip dysplasia using deep learning for automatic segmentation*. Eur J Radiol Open, 2021. **8**: p. 100303.
52. Lerch, T.D., et al., *Patient-Specific 3-D Magnetic Resonance Imaging-Based Dynamic Simulation of Hip Impingement and Range of Motion Can Replace 3-D Computed Tomography-Based Simulation for Patients With Femoroacetabular Impingement: Implications for Planning Open Hip Preservation Surgery and Hip Arthroscopy*. Am J Sports Med, 2019. **47**(12): p. 2966-2977.
53. Damopoulos, D., et al., *Segmentation of the proximal femur in radial MR scans using a random forest classifier and deformable model registration*. Int J Comput Assist Radiol Surg, 2019. **14**(3): p. 545-561.
54. Spencer, S., M.B. Millis, and Y.J. Kim, *Early results of treatment of hip impingement syndrome in slipped capital femoral epiphysis and pistol grip deformity of the femoral head-neck junction using the surgical dislocation technique*. J Pediatr Orthop, 2006. **26**(3): p. 281-5.
55. Murphy, S., et al., *Debridement of the adult hip for femoroacetabular impingement: indications and preliminary clinical results*. Clin Orthop Relat Res, 2004(429): p. 178-81.
56. Shahreyar, M., et al., *Trends, predictors and outcomes of ischemic stroke and intracranial hemorrhage in patients with a left ventricular assist device*. Ann Transl Med, 2018. **6**(1): p. 5.
57. Fayed, A.M., et al., *Artificial intelligence and ChatGPT in Orthopaedics and sports medicine*. Journal of Experimental Orthopaedics, 2023. **10**(1): p. 74.
58. Mohammed, M., M.B. Khan, and E.B.M. Bashier, *Machine learning: algorithms and applications*. 2016: Crc Press.
59. Obermeyer, Z. and E.J. Emanuel, *Predicting the Future - Big Data, Machine Learning, and Clinical Medicine*. N Engl J Med, 2016. **375**(13): p. 1216-9.

Danksagung

Alle Mitwirkenden dieser Studie haben wohl eine Gemeinsamkeit- die Liebe zur Wissenschaft. Ich danke allen Mitwirkenden, die durch Ihre Freunde an Wissenszuwachs diese Studie ermöglicht haben. Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Bernd Bittersohl, welcher in allen Phasen dieser Studie seine Rolle als Doktorvater stets beispielgebend ausgeübt, den Schreibprozesses der wissenschaftlichen Publikation geleitet und mich beim Verfassen dieser Dissertationsschrift unterstützt hat. Ich danke Herrn PD Dr. med. Christoph Schleich und PD Dr. med. Daniel Benjamin Abrar, für die Mitgestaltung bei der Planung des Studiendesigns und die Schaffung der Rahmenbedingungen an der Universitätsklinik Düsseldorf. Ich danke Herrn Dr. med. Harish S. Hosalkar für die Eingliederung der Studie in internationale Forschungsansätze. Ich danke auch meinem Großvater, der mich seit meiner frühesten Kindheit mit der Erfüllung, die das Erlernen von wissenschaftlichen Zusammenhängen mit sich bringt, angesteckt hat. Ich danke meinen Eltern, die mich mit Einblicken in die Welt der Medizin inspiriert haben Ärztin zu werden und mich auf diesem Weg sowie während der Promotion immer unterstützt haben. Ein Dankeschön geht auch an meinem Ehemann, der mir während des Schreibprozesses immer zur Seite stand. Schließlich danke ich allen Mitwirkenden, die diese Studie möglich gemacht haben.