

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Universität zu Köln

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

**Standardisierte Computertomographie-basierte
Vermessung der knöchernen Anatomie am
distalen Humerus: Normwerte der sagittalen
Winkel von Capitulum und Trochlea humeri in
Relation zum Humerusschaft**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Dr. Sportwiss. Axel Przyklenk
aus Nienburg/Weser

promoviert am 26. Mai 2025

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
2025

Dekan: Univ.-Prof. Dr. G. R. Fink

1. Gutachter: Professor Dr. med. K. Wegmann
2. Gutachter: Professor Dr. med. R. W. M. Reimer

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die, dieser Arbeit zugrunde liegenden Computer-tomographischen Sessions entstanden in den Jahren 2011-2016, basierend auf unterschiedlichen Anforderungen aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Uniklinik Köln und wurden durch die Abteilung für Radiologie der Uniklinik Köln durchgeführt. Hieran waren insbesondere Univ.-Prof. Dr. med. Michael Hackl, Priv.-Doz. Dr. med. Tim Leschinger, Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Harbrecht, Dr. med. Andra-Iza Iuga, Univ.-Prof. Dr. med. David Maintz, Univ.-Prof. Dr. med. Lars Peter Müller sowie Prof. Dr. med. Kilian Wegmann beteiligt. Die Entwicklung der Methodik, die Durchführung der Messungen sowie die Auswertung des Datensatzes erfolgten ohne direkte Beteiligung weiterer Personen. Der Ethikantrag zu dieser Arbeit wurde durch Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Harbrecht gestellt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichtete mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 22.12.2024

Unterschrift:

Danksagung

Zunächst gilt mein tiefster Dank meinem Doktorvater, Prof. Dr. med. Kilian Wegmann, für seine herausragende wissenschaftliche Begleitung und seine geduldige Unterstützung in allen Phasen dieser Arbeit. Seine fachlichen Anregungen und sein Vertrauen in meine Fähigkeiten haben mich stets motiviert und inspiriert.

Ebenso danke ich meinen Co-Autoren, Univ.-Prof. Dr. med. Michael Hackl, Priv.-Doz. Dr. med. Tim Leschinger, Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Harbrecht, Dr. med. Andra-Iza Iuga, Univ.-Prof. Dr. med. David Maintz sowie Univ.-Prof. Dr. med. Lars Peter Müller, für die wertvolle Zusammenarbeit und ihren Beitrag zu den wissenschaftlichen Ergebnissen, die diese Arbeit bereichern. Ihre Expertise und Unterstützung waren von unschätzbarem Wert.

Mein tiefster persönlicher Dank gilt meiner lieben Nika. Du hast mir in allen Höhen und Tiefen mit unendlichem Verständnis, Geduld und Liebe zur Seite gestanden. Ohne dich wäre dieser Weg nicht möglich gewesen.

Schließlich möchte ich meinen Eltern meinen innigsten Dank aussprechen. Ihr habt mich von Anfang an mit eurer bedingungslosen Unterstützung, eurem Vertrauen und eurem unermüdlichen Zuspruch begleitet. Ihr seid die Basis, auf der ich meine Träume aufbauen konnte.

Diese Arbeit ist nicht nur das Ergebnis meiner Bemühungen, sondern auch ein Spiegel der Unterstützung, die ich von so vielen Menschen erfahren durfte. Euch allen möchte ich von Herzen danken

Den Mutigen, die mir den Weg ebneten, ohne ihn selbst gehen zu können.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. ZUSAMMENFASSUNG	8
2. EINLEITUNG	9
2.1. Knöcherne Anatomie am distalen Humerus und ihre klinische Relevanz	10
2.2. Anatomie und Funktion des Ellenbogengelenks	12
2.2.1. Articulatio humeroulnaris	12
2.2.2. Articulatio humeroradialis	12
2.2.3. Articulatio radioulnaris proximalis	13
2.3. Röntgen	13
2.3.1. Indikation	13
2.3.2. Standardaufnahmen des Ellenbogens	14
2.3.3. Röntgenologische Anatomie des Ellenbogens	15
2.3.4. Messmethoden zur Beurteilung des distalen Humerus im lateralen Strahlengang	15
2.4. Computertomographie (CT)	17
2.4.1. Indikation	18
2.4.2. Grundlagen der CT-Bildgebung	18
2.4.3. Patientenlagerung für CT-Aufnahmen des Ellenbogens	18
2.4.4. CT-Radiologische Anatomie des Ellenbogens	19
2.5. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	20
3. VERÖFFENTLICHUNG	21
4. DISKUSSION	31
4.1. Anatomie des distalen Humerus	31
4.2. Messmethode	32
4.3. Limitationen und Ausblick	34
4.4. Klinische Relevanz	35
4.5. Fazit	36

5.	LITERATURVERZEICHNIS	37
6.	ANHANG	40
6.1.	Abbildungsverzeichnis	40

Abkürzungsverzeichnis

Anterior-posterior (a.-p.)

Articulatio (Art.)

Computertomographie (CT)

Millimeter (mm)

Transepikondyläre Distanz (TED)

1. Zusammenfassung

Die Beurteilung der sagittalen Angulierung des distalen Humerus erfolgt im klinischen Alltag häufig anhand von streng seitlichen Standardröntgenbildern des Ellenbogens. Die seitlichen Röntgenaufnahmen erlauben jedoch nur bedingt die separate Untersuchung der sagittalen Angulierung des Capitulum beziehungsweise Trochlea humeri aufgrund der Überlagerung der im Strahlengang erfassten knöchernen Strukturen. Trotz der Möglichkeit der Computertomographie (CT) als Schichtbildgebungsverfahren eine überlagerungsfreie Darstellung zu generieren, wurde unser Kenntnis nach bisher keine detaillierte Untersuchung der separaten sagittalen Winkel von Trochlea und Capitulum humeri vorgenommen. In dieser Studie sollen deshalb zum ersten Mal die sagittalen Winkel des Capitulum und der Trochlea humeri im Verhältnis zum Humerusschaft anhand von 400 CT-Aufnahmen des Ellenbogens gesunder Erwachsener bestimmt werden. Die Winkel wurden in der Sagittalebene zwischen der Achse des Gelenksblockes und dem Humerusschaft aufgespannt. Die Messung erfolgte in vier anatomisch definierten sagittalen Schnittebenen; am weitesten lateral im Zentrum des Capitulum (1) und an drei anatomisch definierten Positionen entlang der Trochlea (laterale Trochlealippe (2), Trochlearinne (3), mediale Trochlealippe (4)). Die Winkel wurden auf Unterschiede zwischen den Messebenen untersucht – anschließend erfolgte die Korrelation der Winkel mit ausgewählten Patientenmerkmalen (Alter, Geschlecht, trans-epikondylärer Abstand). Die Winkel nahmen von der lateralen zur medialen Schnittebene signifikant zu ($107,4 \pm 9,6^\circ$ (1), $167,4 \pm 8,2^\circ$ (2), $171,8 \pm 7,3^\circ$ (3), $179,1 \pm 7,0^\circ$ (4); $p < 0,05$). Während die sagittalen Winkel der Trochlea von lateral nach medial weitestgehend kontinuierlich zunahm, zeigte sich ein deutlicher Sprung der Sagittalwinkel bei Vergleich des Capitulum und Trochlea humeri. Die Patientenmerkmale korrelierten nicht mit den erhobenen Winkeln ($p > 0,05$). Die Intra-Rater-Reliabilität betrug $r = 0,79 - 0,86$. Da die CT-Bildgebung eine Unterscheidung zwischen der sagittalen Angulierung des Capitulum und der Trochlea ermöglicht, hat sie das Potential die radiologische Diagnostik von separaten sagittalen Fehlstellungen des distalen Humerus am Capitulum und an der Trochlea zu unterstützen. Damit könnte eine zuverlässige Beschreibung von knöchernen Abweichungen des distalen Humerus in der sagittalen Ebene und ein weiterer Schritt zur Verbesserung der individualisierten Diagnostik und Therapie beigetragen werden.

2. Einleitung

Zur Diagnostik von Frakturen und Fehlstellungen am distalen Humerus erfolgt im klinischen Kontext routinemäßig zunächst eine Röntgenaufnahme des Ellenbogens¹⁻³. Beim klinischen Verdacht auf traumaassoziierte Fehlstellungen oder auf chronische Fehlstellungen im sagittalen Alignment des distalen Humerus besteht die Indikation für eine computertomographische Aufnahme des Ellenbogens mit gegebenenfalls erweiterter Erfassung des Humerus, um eine detaillierte Beurteilung der knöchernen Strukturen zu ermöglichen³⁻⁵. Die Computertomographie (CT) wurde bisher jedoch nicht in Studien eingesetzt, um die Angulierung des Gelenkblockes des distalen Humerus in der sagittalen Ebene standardisiert zu vermessen, weshalb folglich keine entsprechenden standardisierten Messmethoden und Werte existieren. Stattdessen wird die Angulierung des distalen Humerus traditionell in sagittalen Standard-Röntgenbildern beschrieben^{3,6-9}. Eine Methode zur Erkennung von sagittalen Fehlstellungen des distalen Humerus ist die Anwendung der anterioren Humeruslinie (Rogers-Linie), die das Capitulum physiologisch in seinem mittleren Drittel schneidet^{3,6,10}. Diese Methode wird jedoch nicht unkritisch gesehen, da eine Verschiebung des Schnittpunktes der anterioren Humeruslinie mit dem Capitulum vor allem translatorische Deformitäten erfassen würde^{1,11}. Daher wird vorgeschlagen, bei der Röntgenuntersuchung des distalen Humerus die Messung des sagittalen Winkels zu berücksichtigen¹. Eine bekannte Methode zur Beurteilung der sagittalen Angulierung des distalen Humerus bedient sich einer Winkelerfassung zwischen der Längsachse des Humerusschafts und einer Achse, die das Capitulum halbiert⁷. Obwohl diese Methode laut gängiger Literatur im engeren Sinne ausschließlich die sagittale Winkelung des Capitulums ohne Berücksichtigung der Trochlea erfasse, wird sie als sagittale Angulierung der Humeruskondylen oder des Gelenkblocks bezeichnet⁷. Bei Kindern sowie bei Erwachsenen, sowohl männlichen und weiblichen Geschlechts wurde in seitlichen Röntgenaufnahmen des gesunden Ellenbogens eine Angulierung der Kondylen nach anterior von 30° bis 40° beschrieben^{7,10}, was einem sagittalen Winkel von 140° bis 150° zwischen der sagittalen Humerusschaftachse und der Kondylenachse entspricht. Bei der seitlichen Betrachtung des distalen Humerus deutet sich jedoch an, dass der Winkel zwischen Trochlea und Humerusschaft größer ist als der Winkel zwischen Capitulum und Humerusschaft⁷. Leider erlaubt das Standard-Röntgenbild aufgrund von Überlagerungen keine präzisen isolierten Messungen sowohl auf der Höhe des Capitulum humeri als auch der Trochlea humeri. Durch die Anwendung der CT-Schnittbildgebung wiederum werden verschiedene Positionen an der Trochlea und dem Capitulum in Bezug auf den Humerusschaft überlagerungsfrei zugänglich. Obwohl die Messung des Sagittalwinkels des distalen Humerus auf der Grundlage von CT-Bildern eine genauere Beurteilung der Ausrichtung des distalen Humerus ermöglichen würde,

gibt es keine Studien, die dieser Frage nachgehen. Daher gibt es in der Literatur keine Standardwerte, die die anteriore Angulierung der Trochlea beschreiben.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist daher, eine standardisierte CT-basierte Methodik zu entwickeln, die die separate Erfassung der sagittalen Winkel sowohl des Capitulum als auch der Trochlea humeri in Relation zum Humerusschaft an verschiedenen anatomisch definierten Stellen ermöglicht. Primär sollen so Normwerte dieser Winkel beim gesunden Erwachsenen generiert werden. Ergänzend soll die Korrelation dieser Winkel mit ausgewählten Patientenmerkmalen (Alter, Geschlecht und trans-epikondylärer Distanz [TED]) untersucht werden. Die hier erhobenen Normwerte sollen zukünftig als Referenz dienen, um knöcherne Pathologien differenziert darzustellen und die Diagnostik sagittaler Fehlstellungen zu verbessern.

2.1. Knöcherne Anatomie am distalen Humerus und ihre klinische Relevanz

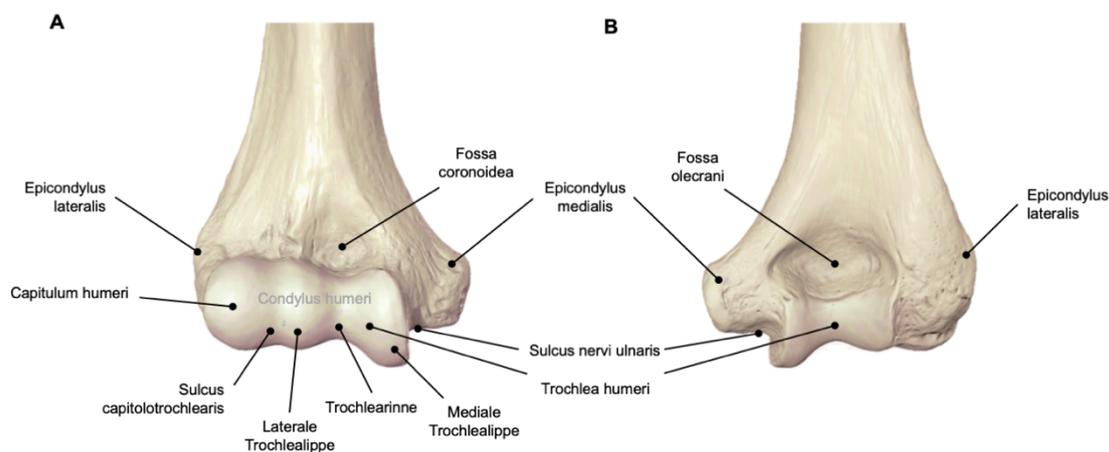


Abbildung 1: Knöcherne Anatomie des distalen Humerus. Es sind ausschließlich für diese Arbeit relevante knöcherne anatomische Landmarken in der Ansicht von anterior (A) und posterior (B) gekennzeichnet. Modifiziert nach Savloskis & Raits (2023) ¹².

Der distale Abschnitt des Humerus (Abbildung 1) weist eine komplexe knöcherne Anatomie auf ^{5,7,13-17}. Die wichtigsten – insbesondere für diese Arbeit relevanten – anatomischen Landmarken sowie die Form des distalen Humerus sollen im Folgenden beschrieben werden. Der distale Humerus stellt sich in der frontalen Ansicht als Verbreiterung der Humerusdiaphyse dar, die ihre breiteste frontale Distanz (transepikondyläre Distanz: TED) zwischen der Außenkortikalis des Epicondylus medialis und lateralis findet ¹⁸. Auf Epikondylenebene liegt dorsal die Fossa olecrani und ventral unmittelbar proximal angrenzend an die Trochlea humeri findet sich die Fossa coronoidea. Distal der Epikondylenebene folgt der Condylus humeri, die Gelenkfläche des distalen Humerus, die den proximalen Teil des Ellenbogengelenks (Articulatio cubiti) darstellt ¹⁸. Der Condylus humeri oder „Gelenkblock“ wird lateralseitig vom

Capitulum humeri und medial von der Trochlea humeri gebildet¹⁸. Die Oberfläche des Capitulum humeri – dem sogenannten „Humerusköpfchen“ – hat eine sphärische Form und befindet sich ausschließlich auf der ventralen Seite des distalen Humerus^{18,19}. Getrennt durch den Sulcus capitulotrochlearis liegt medial des Capitulum humeri die doppelkegel-förmige, hyperboloide Trochlea humeri, die sowohl ventral- als auch dorsalseitig den medialen Anteil der Gelenkfläche des distalen Humerus darstellt. Markante Merkmale der Trochlea humeri sind ihre medialen und lateralen Ränder, die als „Trochlea-Lippen“ bezeichnet werden, wobei sich die mediale deutlich prominenter als die laterale Trochlea-Lippe darstellt, was ein Ausdruck des Größenunterschiedes der zueinander gerichteten kegelförmigen Anteile der Trochlea ist¹⁸. In der Mitte der Trochlea befindet sich eine Einkerbung – die Trochlea-Rinne, in der die Incisura trochlearis der Ulna verläuft. Weiter medial anschließend an die Trochlea befindet sich in der frontalen Ansicht der Sulcus nervi ulnaris, dessen Dach durch den medialen Epicondylus geformt wird¹⁸.

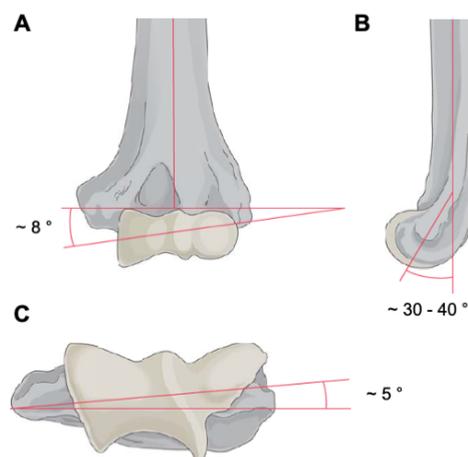


Abbildung 2: Achsen des distalen Humerus. Darstellung der Condylenachsen gegenüber der Humerusschaftachse in der Frontal- (A), Sagittal- (B) und Axialebene (C). Modifiziert nach Leschinger et al. (2016)²⁰.

Als gelenkbildender Anteil zwischen Ober- und Unterarm trägt der distale Humerus maßgeblich zur Achse der oberen Extremität bei^{20,21}. Dabei zeigt sich der distale Humerus (Abbildung 2) in der Frontalebene 6-8° nach medial abfallend, was zur natürlichen Valgusstellung der Armachse führt^{20,21}. In der Axialebene ist der distale Humerus circa 5° innenrotiert und in der Sagittalebene 30-40° nach anterior anguliert^{20,21}. Eine von der Norm abweichende Angulierung des distalen Humerus in der Sagittalebene nach anterior wird als Flexionsfehlstellung bezeichnet, nach posterior als Extensionfehlstellung. Beide Fehlstellungen können entweder akut auf einer frischen suprakondylären Humerusfraktur, einem Osteosynthese-assoziierten Misalignment oder aber auf einer chronischen Fehlstellung beruhen. Eine Fraktur am distalen Humerus mit partieller Beteiligung der

Gelenkfläche (B-Fraktur nach AO-Klassifikation [Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen]) kann eine isolierte Abkippung - beispielsweise der Trochlea oder des Capitulum humeri ohne ein verändertes Alignment des restlichen Gelenkblocks induzieren²¹. Dies sollte insbesondere bei der Bewertung frischer Frakturen oder Osteosyntheseverfahren berücksichtigt werden. Bisher existieren jedoch keine isolierten sagittalen Winkel der Trochlea und des Capitulum humeri in Relation zum Humerusschaft. Die Herstellung solcher Winkel stellt eines der führenden Ziele dieser Arbeit dar.

2.2. Anatomie und Funktion des Ellenbogengelenks

Beim Ellenbogengelenk, der *Articulatio (Art.) cubiti*, handelt es sich um eine *Art. composita* – ein sogenanntes zusammengesetztes Gelenk²². In der *Art. cubiti* artikulieren die gelenkbildenden Strukturen des distalen Humerus mit dem proximalen Radius und der proximalen Ulna zu einer funktionellen Einheit, die aus drei funktionell unterschiedlichen Gelenken besteht²².

2.2.1. *Articulatio humeroulnaris*

Die *Art. humeroulnaris*, auf der medialen Seite der *Art. cubiti* liegend, wird vom distalen Humerus und der proximalen Ulna gebildet²². Die Gelenkfläche befinden sich hierbei zwischen der Trochlea humeri und der *Incisura trochlearis* der Ulna²². Funktionell handelt es sich hier um ein Scharniergelenk, welches ausschließlich Rotationsbewegungen um die Transversalachse zulässt²². In diesem Gelenk finden daher lediglich die Flexion und Extension des Unterarms gegen den Oberarm statt²². Die Bewegung selbst ist im Wesentlichen eine „Gleitbewegung“, die in den letzten 5–10° des Bewegungsumfanges in eine „Rollbewegung“ übergeht. Diese Rollbewegung wird durch die knöchernen Strukturen verursacht, die gleichzeitig die Hauptbegrenzung des Bewegungsausmaßes darstellen²⁰: In Flexion erfolgt der Kontakt des *Processus (Proc.) coronoideus* mit dem Boden der *Fossa coronoidea*, während in Extension das Olekranon auf den Boden der *Fossa olecrani* trifft²⁰. Folglich sind Bewegungsdefizite neben Verknöcherungen in der *Fossa coronoidea* oder der *Fossa olecrani*, insbesondere bei verändertem Alignment – in Extension- oder Flexionsfehlstellungen - am distalen Humerus zu erwarten.

2.2.2. *Articulatio humeroradialis*

In der *Art. humeroradialis* artikuliert das Capitulum humeri mit der *Fovea articularis radii* des Caput radii²². Die konvexe Kugelform des Capitulum humeri und die konkave Gelenkfläche am Caput radii bilden ein Kugelgelenk²². Aufgrund der Verbindung von Radius und Ulna durch die *Membrana interossea* kann der Radius nicht von der Ulna abduziert werden²². Deshalb

bietet die Art. humeroradialis lediglich die Bewegung um zwei Achsen – eine Flexions- und Extensionsbewegung um die Transversalachse sowie eine Rotation um die Longitudinalachse, was die Pronation und Supination des Unterarms ermöglichen²². Die Art. humeroradialis bietet zudem Widerstand gegen Valgusstress am Ellenbogen und schützt vor einer posterioren Luxation bei Beugewinkeln über 90°²⁰. Die Integrität der Art. humeroradialis und ein intaktes Alignment des Capitulum humeri beziehungsweise des radialseitigen Gelenkblocks des distalen Humerus spielt damit eine entscheidende Rolle für die translatorische Stabilität des Ellenbogengelenks²⁰.

2.2.3. Articulatio radioulnaris proximalis

Die Art. radioulnaris proximalis befindet sich zwischen der Circumferentia articularis radii und der Incisura radialis ulnae²². Durch das Ligamentum anulare wird der proximale Radius in Kontakt mit der proximalen Ulna gehalten, was die Architektur dieses Rad- oder Zapfengelenks aufrechthält²². Die Art. Radioulnaris proximalis wird zwar aufgrund seiner topografischen Lage und einer gemeinsamen Gelenkkapsel als Subgelenk des Art. Cubiti genannt, hat jedoch keine Funktion bei der Bewegung des Unterarms gegen den Oberarm im Ellenbogengelenk inne²². Durch die Rotation um die Longitudinalachse, bei der die Circumferentia articularis radii in der Incisura radialis ulnae gleitet, währenddessen der Radius um die Ulna rotiert, werden Pronations- und Supinationsbewegungen im Unterarm ermöglicht²².

2.3. Röntgen

Besteht der klinische Verdacht auf eine Beteiligung knöcherner Strukturen bei Verletzungen oder chronischen Fehlstellungen im Bereich des Ellenbogens, so ist die klassische Röntgenbildgebung die erste Wahl zur Darstellung der Skelettkomponenten des Ellenbogens^{18,23,24}. Im Folgenden werden die grundlegenden Aspekte des Röntgen als diagnostisches Bildgebungsverfahren am Ellenbogen, mit dem Ziel der vollständigen Nachvollziehbarkeit der Fragestellung der vorliegenden Arbeit, dargestellt.

2.3.1. Indikation

In vielen Fällen führen die Anamnese und klinische Untersuchung des Ellenbogens bzw. des Humerus bereits zu einer zutreffenden Diagnose. Frakturen können beispielsweise bei Vorliegen eines adäquaten Traumas mit begleitenden direkten Frakturzeichen, wie Krepitationen oder unphysiologischer Achsenstellungen des Humerus weitestgehend sicher – ohne weitere Bildgebung – diagnostiziert werden^{18,23,25}. Um jedoch eine genaue Aussage über die Art der Fraktur, einschließlich des Verlaufs des Frakturspalts treffen zu können, ist die

klassische Röntgenbildgebung Mittel der Wahl zur initialen Darstellung der beteiligten Skelettkomponenten ^{18,23,25,26}.

Liegt andererseits kein akutes Trauma vor – insbesondere bei länger-bestehenden Beschwerden im Bereich des Ellenbogens, wie zum Beispiel bewegungsabhängiger Schmerzen oder Bewegungseinschränkungen im Ellenbogengelenk – so kann ebenfalls das Röntgen zur Aufdeckung von arthrotischen Veränderungen beziehungsweise Ossifikationen, freien Gelenkkörpern oder inkongruenten Gelenkflächen eingesetzt werden ^{18,23,25,26}.

2.3.2. Standardaufnahmen des Ellenbogens

Hierzu werden in der Regel Röntgenaufnahmen des Ellenbogens im anterior-posterioren (a.-p.) sowie im lateralen Strahlengang angefertigt ²⁶. Dafür befindet sich der Ellenbogen in maximaler Extensionsstellung und in Supination; die Handflächen zeigen nach oben ²⁶. Der Strahlengang verläuft in der a.-p.-Aufnahme senkrecht zum Gelenkspalt ²⁶. Die laterale Aufnahme erfolgt in 90 ° Flexion und in Supinationsstellung des Ellenbogens, während der Oberarm 90° abduziert auf der Röntgenkassette aufliegt ²⁶. Der laterale Strahlengang ist senkrecht auf das Radiusköpfchen gerichtet ²⁶.

2.3.3. Röntgenologische Anatomie des Ellenbogens

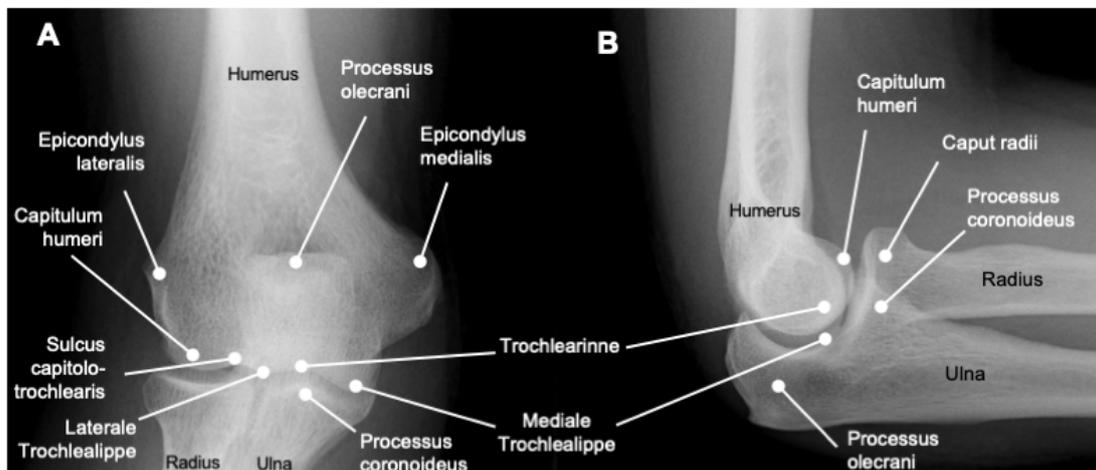


Abbildung 3: Anatomie des Ellenbogens. Darstellung des Ellenbogens bei einer Röntgenaufnahme in anterior-posterior ausgerichtetem Strahlengang (A), sowie im lateralen Strahlengang (B). Modifiziert nach Grayson (2005) ²⁷.

In der a.-p. Aufnahme des Ellenbogens (Abbildung 3) lassen sich die inferioren Umriss der oben beschriebenen Komponenten der Gelenkflächen des distalen Humerus darstellen ^{7,22,28,29}. Lateral stellt sich das Capitulum humeri und medial die Trochlea humeri dar. Neben der Struktur des Knochens lassen sich ebenso die Artikulationsverhältnisse zwischen Capitulum humeri und Caput radii sowie zwischen Trochlea humeri und der Ulna beurteilen. In der lateralen Röntgenaufnahme (Abbildung 3) des Ellenbogens ist die Unterscheidung der Gelenkflächen am distalen Humerus oftmals durch die Überlagerung von Capitulum und Trochlea im lateralen Strahlengang erschwert, beziehungsweise oftmals nicht in der kompletten Zirkumferenz darstellbar ^{7,30}. Es lassen sich in der Regel jedoch Capitulum humeri und die mediale Trochlealippe voneinander abgrenzen ^{7,30}. Ebenso ist die Trochlearinne durch die größte Röntgendichte im lateralen Strahlengang zu identifizieren ^{7,30}.

2.3.4. Messmethoden zur Beurteilung des distalen Humerus im lateralen Strahlengang

Die „true lateral view“ – also wahre oder echte laterale Ansicht – des Ellenbogens ist eine Voraussetzung zur objektiven quantitativen Beurteilung des distalen Humerus ^{7,30}. Da die Gelenkfläche des distalen Humerus eine natürliche Valgusstellung von 6-8 ° einnimmt, erlaubt das normale laterale Röntgenbild des distalen Humerus, wie es oben beschrieben ist, keine laterale Darstellung des Ellenbogengelenks. Hierzu ist eine Positionierung der Gelenkfläche parallel zum Strahlengang notwendig ²⁶. Wenn die exakte parallele Ausrichtung des Strahlengangs zur Gelenkfläche erreicht ist, stellen sich die Gelenkflächen von Capitulum und

Trochlea als drei konzentrisch angeordnete Bögen dar. Den äußersten Bogen bildet die mediale Trochleallippe, den mittleren Bogen das Capitulum und den innersten die Trochlearrinne ²⁶.



Abbildung 4: Rogers-Linie. Die gelbe Linie kennzeichnet die Rogers-Linie, die an der vorderen Kortikalis verläuft und die Condylen in einer streng seitlichen Aufnahme des Ellenbogens physiologisch im mittleren bis hinteren Drittel schneidet. Modifiziert nach Goldfarb et al. (2012) ⁷.

In dieser „echten“ lateralen Darstellung des distalen Humerus sind zwei Methoden zur quantitativen Beurteilung der sagittalen Ausrichtung des distalen Humerus etabliert – die Rogers-Linie (vordere Humeruslinie) sowie der capitulo-humerale Winkel.

Die Rogers-Linie (Abbildung 4) beschreibt dabei eine Linie, die in der lateralen Ansicht an der vorderen Humeruskortikalis verläuft und das Capitulum des intakten distalen Humerus im mittleren bis dorsalen Drittel schneidet ⁷. Im Rahmen der Diagnose von suprakondylären Humerusfrakturen kann diese Linie genutzt werden, um zwischen Extensions- und Flexionsfehlstellungen des distalen Humerus zu unterscheiden ²¹. Bei einer Ventralisierung der Schnittfläche der Rogers-Linie am Capitulum kann eine Extensionsfehlstellung und bei einer Verschiebung der Schnittfläche nach dorsal eine Flexionsfehlstellung diagnostiziert werden ²¹. Da eine Verschiebung des Schnittpunktes der anterioren Humeruslinie mit dem Capitulum hauptsächlich translatorische Deformitäten erfassen würde, wird diese Methode nicht uneingeschränkt akzeptiert ^{1,11}.

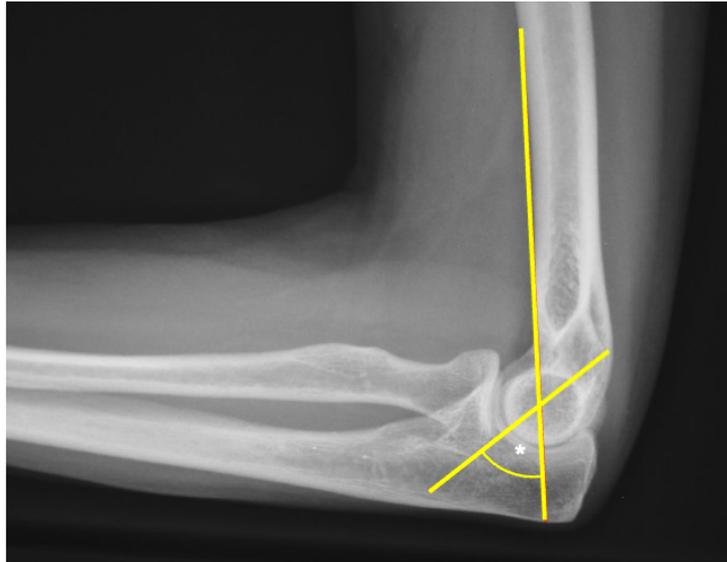


Abbildung 5: Capitulo-humeraler Winkel. Der capitulo-humeraler Winkel wird zwischen einer parallelen Linie zur Humerusschaftachse und einer das Capitulum humeri halbierenden Linie gebildet. Modifiziert nach Goldfarb et al. (2012) ⁷.

Zur Beschreibung des sagittalen Winkels (Abbildung 5) zwischen Capitulum und Humerusschaft, dem capitulo-humeralen Winkel, wird die sagittale Angulierung der Achse des Capitulum gegenüber der Humerusschaftachse bestimmt, die am gesunden distalen Humerus eine anteriore Angulierung von 30-40° beschreibt ⁷. Während die Humerusschaftachse parallel zur longitudinalen Achse des Humerusschaftes verläuft, wird die Capitulum-Achse als eine Linie angelegt, die die sagittale Fläche des Capitulum halbiert ⁷. Laut gängiger Literatur erfasst diese Methode im engeren Sinne zwar ausschließlich die sagittale Winkelung des Capitulum und lässt die Trochlea unberücksichtigt, dennoch wird sie als sagittale Angulierung der Humeruskondylen oder des Gelenkblocks bezeichnet ⁷.

Unabhängig der Messmethode liegt die Schwäche der seitlichen Standard-Röntgenaufnahme bei der Beurteilung des sagittalen Alignments beziehungsweise der sagittalen Angulierung des Gelenkblocks am distalen Humerus in der unvermeidbaren Überlagerung von Capitulum und Trochlea humeri. Somit ist keine exakte separate Beurteilung dieser beiden Gelenkblock-Bestandteile im Standard-Röntgen erreichbar. Ein Verfahren, das eine überlagerungsfreie Betrachtung erlaubt, ist die Computertomographie.

2.4. Computertomographie (CT)

Die CT-basierte Bildgebung erlaubt eine überlagerungsfreie Schnittbildgebung, die in vielen Fällen zur Ergänzung des klassischen Röntgenbildes des Ellenbogens herangezogen wird. Nachfolgend werden die hier relevanten Grundlagen zur CT des distalen Humerus beziehungsweise des Ellenbogens erörtert.

2.4.1. Indikation

Die CT des Ellenbogens wird besonders dann eingesetzt, wenn knöcherne Pathologien über die Bildgebung mittels Röntgen hinaus weiter differenziert werden²⁹⁻³¹. So führt oft erst die CT zur Diagnose bei gering verschobenen oder okkulten Frakturen. Auch bereits im Röntgen befundene Frakturen erfordern in vielen Fällen eine anschließende CT-Bildgebung, um die genaue Darstellung des Frakturspaltes oder von Knochenfragmenten bei mehrfragmentären Frakturen in allen Ebenen zu ermöglichen und so ein nachfolgendes Osteosyntheseverfahren optimal planen zu können²⁹⁻³¹. Neben des Einsatzes in der Frakturdiagnostik hat sich die CT dem Röntgen in zwei Ebenen ebenfalls in der Detektion freier Gelenkkörper oder zur Darstellung heterotoper Ossifikationen als überlegen dargestellt²⁹⁻³¹.

2.4.2. Grundlagen der CT-Bildgebung

Die CT basiert auf Röntgenstrahlung, die nach Durchqueren der darzustellenden Körperregion durch einen Detektor aufgenommen und anhand ihrer Abschwächung in Graustufen (Hounsfield-Einheiten) umgerechnet wird³⁰. Während die Einheit aus Röntgenstrahl und Detektor um die darzustellende Körperregion rotiert, wird in den CT-Modellen der neueren Generationen eine kontinuierliche transversale Durchleuchtung durchgeführt³⁰. Wird die Körperregion dabei kontinuierlich orthogonal zum aktiven Strahlengang vorgeschoben, so spricht man von einem Spiral-CT. Primär entsteht dabei eine zweidimensionale Darstellung einer Körperregion als axiales Schnittbild, das Computer-basiert die Sagittal- und Frontalebene/-schichten sowie ein dreidimensionales Modell basierend auf Algorithmen rekonstruieren lässt³⁰. Damit ermöglicht die CT gegenüber der konventionellen Röntgenbildgebung eine überlagerungsfreie Darstellung von Körperregionen in Form von Schnittbildern mit einer Schnittdicke von weniger als einem Millimeter³⁰.

2.4.3. Patientenlagerung für CT-Aufnahmen des Ellenbogens

Der Patient wird für eine CT-Aufnahme des Ellenbogens mit über den Kopf gestrecktem Arm in Rücken- oder Bauchlage auf dem CT-Tisch positioniert³⁰. Auf eine seitliche Armlagerung in Rückenlage sollte verzichtet werden, um unnötige Strahlenexposition, insbesondere der abdominalen Organe, zu vermeiden. Da infolge der Anfertigung axialer Schnittbilder, die Rekonstruktion beliebiger weiterer Schnittebenen Computer-basiert (multiplanare Rekonstruktion) erfolgt, wird eine weitere Umlagerung zur Darstellung wahrer koronarer oder sagittaler Schnittebenen obsolet³¹.

2.4.4. CT-Radiologische Anatomie des Ellenbogens

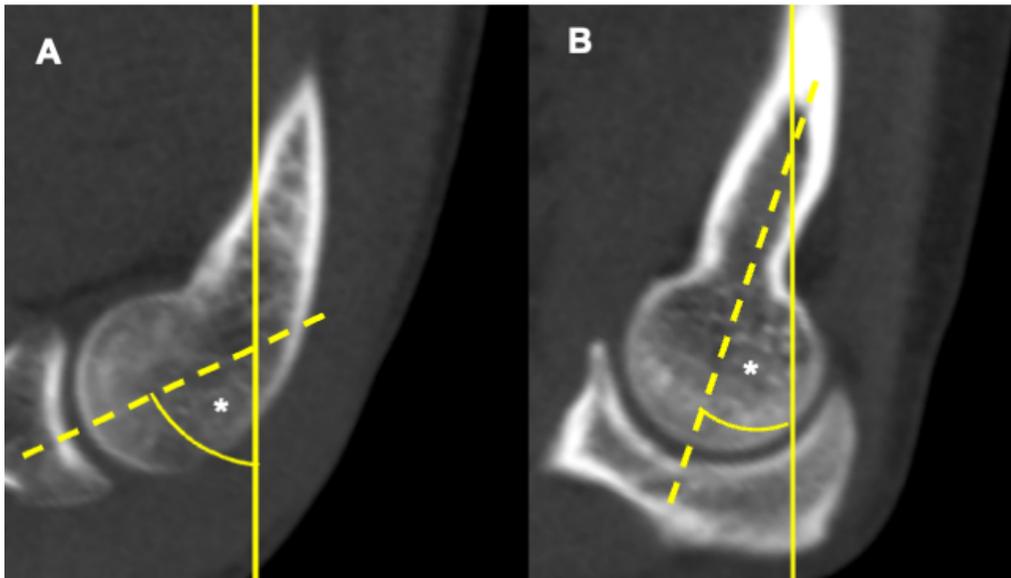


Abbildung 6: Zwei sagittale Schnittbilder des distalen Humerus. In Abbildung A wurde die Schnittebene auf die Mitte des Capitulum humeri positioniert, in Abbildung B auf Höhe der Trochlearrinne. Die durchgehende gelbe Linie verläuft auf der Humerusschaftachse, die gestrichelte Linie ist eine frei eingezeichnete Linie, die in Anlehnung an die Bestimmung des capitulo-humeralen Winkels aus dem seitlichen Röntgen, näherungsweise die Winkelung der Gelenkfläche abbilden soll. Modifiziert nach Przyklenk et al. (2023)³².

Dieses Kapitel behandelt lediglich die für diese Arbeit relevanten Teilaspekte der CT-basierten knöchernen Anatomie des distalen Humerus. Im Gegensatz zum seitlichen Röntgen bietet die CT-Bildgebung eine überlagerungsfreie Darstellung des Capitulum humeri und der Trochlea humeri. Dadurch ist es zum einen möglich, eine präzise Betrachtung der Stellungsverhältnisse der Gelenkkomponenten des Ellenbogens vorzunehmen, zum anderen kann hier die Stellung der Gelenkfläche des distalen Humerus in Relation zur Humerusschaftachse in verschiedenen Sagittalebene eingesehen werden. In Abbildung 6 wird dabei deutlich, dass sich das Capitulum humeri und die Trochlea humeri nicht nur morphologisch, sondern auch anhand ihrer Stellung zur Humerusschaftachse voneinander zu unterscheiden scheinen. Da bislang keine Studien zur CT-basierten separaten Vermessung der Angulierung des Capitulum und der Trochlea humeri durchgeführt wurden, existieren keine Daten, die die spezifische sagittale Angulierung des Capitulum und der Trochlea beschreiben. Anhand von Abbildung 6 deutet sich jedoch an, dass die Ausrichtung der runden konvexen Gelenkoberfläche von Capitulum und Trochlea humeri nicht identisch ist und sich nur bedingt mit dem, in der Literatur beschriebenen, capitulo-humeralen Winkel ($30-40^\circ$)^{7,8,20} aus Untersuchungen anhand von seitlichen Röntgenbildern, vereinbaren lässt. Um diese Lücke der Studienlage zu füllen, sollte diese Arbeit erstmal eine CT-basierte separate Vermessung der sagittalen Winkel zwischen Trochlea und Capitulum humeri in Relation zum Humerusschaft vornehmen. Die Methodik zur

standardisierten Vermessung dieser Winkel sind der unten folgenden Veröffentlichung zu entnehmen.

2.5. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Diese Arbeit wurde zur Beantwortung von zwei wesentlichen Fragestellungen durchgeführt:

Wie unterscheidet sich die physiologische sagittale Winkelstellung der distalen Gelenkfläche des Humerus in Relation zur Humerusschaftachse in unterschiedlichen Schnittebenen auf Höhe des Capitulum und Trochlea humeri?

Gibt es einen Einfluss des Geschlechts, Alters und der knöchernen Dimension auf die sagittale Winkelstellungen von Capitulum und Trochlea humeri?

Neben der Beantwortung der oben genannten Forschungsfragen, war das Ziel der Arbeit, eine standardisierte Messmethodik zur Erstellung von Normalwerten der sagittalen Winkelstellung zwischen der distalen Gelenkfläche des Capitulum beziehungsweise der Trochlea humeri in Relation zur Humerusschaftachse bei Erwachsenen zu etablieren.

3. Veröffentlichung

Surgical and Radiologic Anatomy
https://doi.org/10.1007/s00276-023-03118-7

ORIGINAL ARTICLE



Computed tomography-based angle measurements of the sagittal capitulum and trochlea position in relation to the humeral shaft

Axel Przyklenk¹ · Michael Hackl¹ · Andra-Iza Iuga² · Tim Leschinger¹ · David Maintz² · Andreas Harbrecht¹ · Lars Peter Müller¹ · Kilian Wegmann¹

Received: 5 December 2022 / Accepted: 22 February 2023
© The Author(s) 2023

Abstract

The radiologic evaluation of the sagittal angulation of the distal humerus is commonly based on standard lateral radiographs. However, lateral radiographs do not allow to examine the lateral angulation of the capitulum and the trochlea, separately. Although this problem could be approached via computed tomography, there are no data available describing the difference between the angulation of the capitulum and trochlea. Therefore, we aimed to assess sagittal angles of the capitulum and trochlea in relation to the humeral shaft based on 400 CT-scans of the elbow in healthy adults. Angles were measured in sagittal planes at the capitulum center and three anatomically defined trochlea locations and were spanned between the axis of the joint component and the humerus shaft. Angles were tested for differences between measurement locations and correlation with patient characteristics (age, sex, trans-epicondylar distance). Angles increased from lateral to medial measurement locations ($107.4 \pm 9.6^\circ$, $167.4 \pm 8.2^\circ$, $171.8 \pm 7.3^\circ$, $179.1 \pm 7.0^\circ$; $p < 0.05$). Largest angle differences were detected between the capitulum and trochlea with smallest angles measured at the capitulum. Patient characteristics did not correlate with angles ($p > 0.05$). Intra-rater-reliability was $r = 0.79$ – 0.86 . As CT-imaging allows to distinguish between sagittal capitulum and trochlea locations, it might benefit the radiologic diagnostic of sagittal malalignments of the distal humerus at the capitulum and trochlea, separately.

Keywords Articular surface angulation · Computed tomography · Distal humerus · Elbow · Skeletal radiology

Introduction

The anatomy of the elbow is known to be complex [1–5]. In the clinical setting, the radiologic evaluation of the anatomy of the distal humerus is applied on standard radiographs as first-line imaging to assess the bone for fracture signs and malalignment [6–8]. Following standard radiographs of the distal humerus, computed tomography (CT) is frequently used as it allows a more detailed imaging of osseous structures [6, 9, 10]. However, it is not used to assess

the alignment of the distal humerus through standardized methods so far.

Instead, the alignment of the distal humerus is traditionally described in sagittal standard radiographs [6, 11–14]. One method to detect sagittal malformations of the distal humerus is the application of the anterior humeral line which is described to intersect the capitulum in its middle third [6, 14]. Yet, it was criticized that a shift of the intersection of the anterior humeral line with the capitulum might primarily detect translational deformities [8, 15]. Therefore, it is suggested to consider sagittal angle measurements for the radiographic examination of the distal humerus [8]. A prominent method to assess sagittal angles at the distal humerus uses the angular difference between the longitudinal humerus shaft axis and an axis bisecting the capitulum [11]. Although this method solely measures the angulation of the capitulum with no regard to the trochlea it is commonly stated as the sagittal angulation of the condyles, joint component or joint block [11]. Applied on male and female children as well as adults, condyles were described to be 30–40° anteriorly

✉ Axel Przyklenk
AxelPrzyklenk@gmail.com

¹ Department of Orthopedic and Trauma Surgery, University of Cologne, Faculty of Medicine and University Hospital Cologne, Cologne, Germany

² Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, University of Cologne, Faculty of Medicine and University Hospital Cologne, Cologne, Germany

Published online: 09 March 2023

Springer

angled in lateral radiographs of the healthy elbow [11, 16] which is equivalent to sagittal angles of 140–150° spanned between the sagittal humeral shaft and the condyle axis. However, when examining the standard lateral radiograph of the elbow it can be suggested that the angle between the trochlea and the humeral shaft is greater compared to the angle at capitulum level [11]. Unfortunately, the standard radiograph does not allow precise isolated measurements at different locations at capitulum as well as trochlea level due to superimposition. In turn, by applying cross-sectional CT imaging, different locations at the trochlea and the capitulum in relation to the humeral shaft are made accessible. Although sagittal angle measurements of the distal humerus based on CT-imaging would enable a more precise assessment of the alignment of the distal humerus, there are no reported studies investigating this issue. Thus, no standard values describing the anterior angulation of the trochlea are available in the literature.

Therefore, we aim to assess the sagittal angles of the capitulum and the trochlea in relation to the humeral shaft at different locations by applying a standardized measurement protocol on native multi-planar reconstructed CT-scans of the elbow in healthy adults. We further aim to test for correlation between patient characteristics (age, sex and trans-epicondylar distance [TED]) and angles. We hypothesized that the sagittal angle between the trochlea and the humerus shaft is significantly greater compared to the sagittal angle between the capitulum and the humerus shaft and that angle do not correlate with age, sex and TED.

Materials and methods

This retrospective analysis was performed on native multi-planar reconstructed CT-scans of the elbow of patients differing in age and sex.

The measurement protocol was developed by experienced trauma surgeons and revised by experienced radiologists of our institution. Measurements were conducted by a medical doctoral candidate as member of the trauma surgery department trained in skeletal radiology. Besides age and sex, the interpreter had no information about the medical history of the patients enrolled in this study.

Approval from the Institutional Review Board was obtained (21–1597-retro) and in keeping with the policies for a retrospective study, informed consent was not required. The participants' anonymity is preserved throughout this study.

CT-scan

400 CT-scans were randomly enrolled in accordance with the following inclusion criteria: epiphyseal closure, no direct

fracture signs or implants at the distal humerus as well as a CT slice thickness ≤ 1.0 mm. The CT imaging was performed between 2011 and 2016. CT-scans of the elbow were performed with clinical indications apart from our study. For example, when patients presented clinical symptoms that indicated osseous damage following adequate trauma to the elbow (e.g., luxation, fall, polytrauma) that could not be excluded via standard radiographs. Only CT scans of elbows that experienced radiologists found to show no signs of osseous damage at the distal humerus were enrolled in our investigations. The CT-technique used 120 kVp for all scans and a varying slice thickness of $0.84 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ (mean \pm standard deviation), $126.6 \text{ mAs} \pm 29.6 \text{ mAs}$, a field of view of $180.0 \text{ mm} \pm 56.7 \text{ mm}$, pixel size of $0.25 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ and a pitch of 0.43 ± 0.2 . Only CT scans with a sagittal distance (Fig. 1) greater than 5 mm were enrolled in our investigations. Average sagittal distance was $72.6 \text{ mm} \pm 16.8 \text{ mm}$.

Study design

400 CT-scans were analyzed following the standardized measurement protocol below. Subsequently, to calculate intra-rater-reliability, 100 randomly selected CT-scans of the total 400 were analyzed again following the same protocol after a period of 2 weeks, where no measurements were conducted.

Measurement protocol

This protocol was developed to perform a standardized angle determination between the axes through the spherical joint component of the distal humerus and the center of the humerus stem. Angle measurement was conducted in the sagittal planes of multi-planar (axial, coronal, sagittal) reconstructed CT-scans. The three orthogonal-related planes were adjusted in a standardized manner. The sagittal planes being measured, were selected in the axial plane. All measurements were performed using IMPAX EE software (AGFA Health Care, Mortsel, Belgium). The average time for one measurement including the adjustment of the standard planes and measurements of all angles was $4 \text{ min } 47 \text{ s} \pm 1 \text{ min } 41 \text{ s}$.

CT standard planes

The coronal plane and is adjusted parallel to the joint line in the axial view (Fig. 1C) and as a bisecting line of the trochlea in the sagittal view (Fig. 1A). In the sagittal view (Fig. 1A), the coronal plane parallels the longitudinal axis of the humerus shaft. The sagittal plane is adjusted parallel to the longitudinal axis of the humerus shaft in the coronal view (Fig. 1B). In the axial view, the coronal and sagittal plane are orthogonal to each other, whereas in the coronal

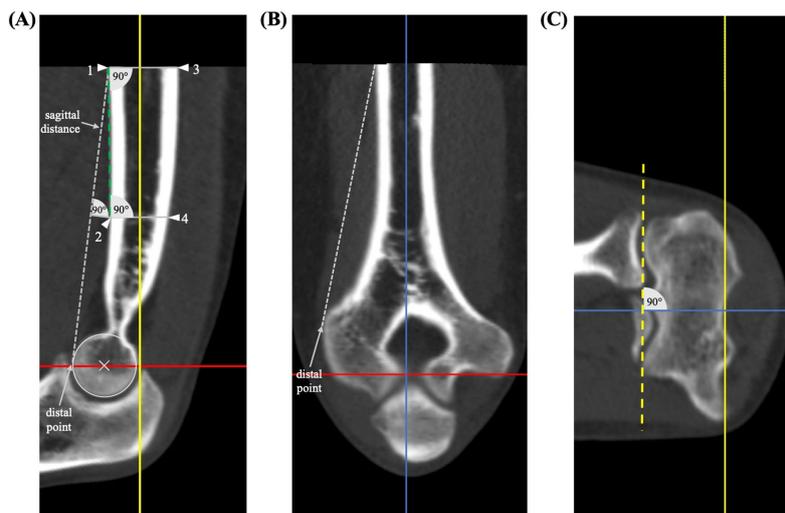


Fig. 1 CT standard planes and determination of humeral shaft axis. The determination of the humerus shaft axis as applied for defining the standard planes is described in the section 'humerus shaft axis' and is depicted in this figure (A). The determination of the coronal humerus shaft axis (B) is achieved via the same approach as described for the sagittal view. The 'distal point' is defined as the most volar location on the trochlea in the sagittal view and the most lateral location on the lateral epicondyle in the coronal view

and serves for determination of the sagittal distance. Red line: axial plane, bisects the trochlea in the sagittal view. Yellow line: coronal plane, humerus shaft axis in the sagittal view and parallel to the joint surface (dashed yellow line) in the axial view (C). Blue line: sagittal plane, humerus shaft axis in the coronal view. Grey dashed line: sagittal distance. Green dashed line: connection of point 1 and 2. Circle: trochlea surface (color figure online)

view, the axial and sagittal plane and in the sagittal view, the coronal and axial plane are orthogonal to each other.

Humerus shaft axis

The humerus shaft axis was defined using a 'centerline by four points' in the sagittal and coronal view using IMPAX EE software (AGFA Health Care, Mortsel, Belgium). The four points were adjusted according to a standardized method (Fig. 1A).

Sagittal view: Point 1 was defined as the most proximal point on the volar outer cortical surface of the humerus shaft. Point 2 was adjusted perpendicular to the middle of the sagittal distance which was defined as the distance between point 1 and the most volar point on the trochlea (distal point). Point 3 was adjusted on the dorsal outer cortical surface opposite to point 1 and perpendicular to a connecting line between point 1 and point 2. Point 4 was adjusted on the dorsal outer cortical surface opposite to point 2 and perpendicular to a connecting line between point 1 and point 2.

Coronal view: Point 1 was defined as the most proximal point on the lateral outer cortical surface of the humerus shaft. Point 2 was adjusted perpendicular to the middle of the distance between point 1 and the most lateral point of the lateral epicondyle (distal point). Point 3 and point 4 were located on the medial outer cortical surface of the humerus and were adjusted as described for the sagittal view.

The sagittal distance was restricted to a minimum of 50 mm and maximum of 100 mm to standardize the adjustment of the humerus shaft axis and to be able to use CT images that focused primarily on the elbow. CT images depicting a sagittal distance < 50 mm were excluded. When the sagittal distance was > 100 mm, point 1 was adjusted to a more distal location resulting in a sagittal distance of 100 mm.

Measurement locations

Sagittal measurement slices for angle determination were selected by positioning the sagittal plane in the axial view on defined bone landmarks at the distal humerus. The

landmarks serving as measurement locations (Fig. 2), were 1) the center of the capitulum humeri, 2) the volar edge of the lateral trochlea lip, 3) the volar part of the trochlea groove and 4) the dorsal edge of the medial trochlea lip.

Angle measurement

Angle determination was conducted in three steps. First, the distance between the dorsal and volar transition from a convex to a lineal or concave surface of the spherical joint component was determined (Fig. 3A, B). Second, a circle that corresponds to the spherical surface of the joint component was inserted (Fig. 3B). Third, the angle measurement was performed between the longitudinal axis of the humerus and an axis build by connecting the middle of the distance of the lineo/concavo-convex transitions (first step) with the middle of the circle (second step) (Fig. 3B). Values derived from angle measurements are stated in angular degrees (deg °).

When the determination of the lineo/concavo-convex transitions occur to be difficult, we recommend to first insert the circle which was described above as the second step and to consider the divergence of the trochlea/capitulum from the circle as the lineo/concavo-convex transitions. This was experienced to increase the accuracy especially for trochlear measurement locations when the lineo/concavo-convex transitions appeared vague (Fig. 3A).

Trans-epicondylar distance (TED)

TED was determined in the coronal view. The TED was defined as the maximal distance between the outer cortical surface of the radial and ulnar epicondyles of the humerus [13]. TED is stated in millimeters (mm).

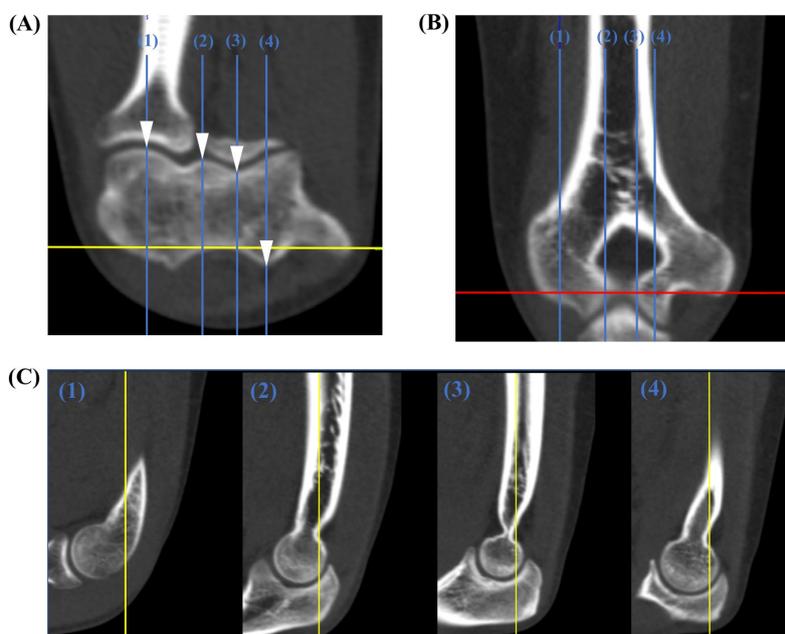


Fig. 2 Angle measurement locations. Anatomical landmarks for definition of measurement locations are marked by white arrows in the axial view (A). Sagittal plane positioning (blue line) as applied for the angle measurement is shown for each measurement location (1–4) in the axial view with the corresponding location in the coronal view

(B). Angle measurements are conducted in the sagittal view (C) in relation to the longitudinal humerus shaft axis (coronal plane: yellow line) which is depicted for each measurement location (1–4). Red line: axial plane (color figure online)

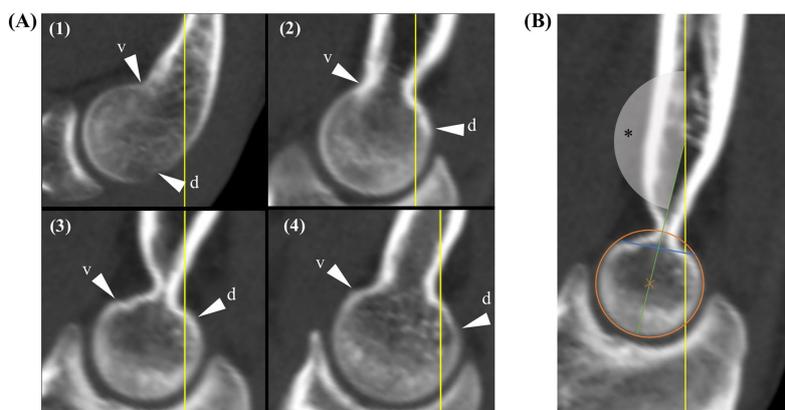


Fig. 3 Angle measurement. At first, the volar (v) and dorsal (d) transmission from a convex to a lineal or concave surface of the spherical joint component was determined (white arrow) (A) and is shown for each measurement location in the sagittal view (1–4). For measurement (B) the transmission points are connected (blue line) and a circle (orange circle) is inserted that matches the surface of the spherical joint component. The angle (*) is measured between the longitudi-

nal shaft axis (yellow line) and a line (green line) that connects the middle of the circle and the transmission point connecting line (blue line). Here, measurement location 3 (the volar part of the trochlea groove) was used for demonstration with an angle of 166° . These images are segments of the images depicted in Fig. 1C. For a wider depiction of these images, see Fig. 1C (measurement locations 1–4) (color figure online)

Statistical methods

All analyses were performed using SPSS software (version 14; IBM, Chicago, Illinois). Normal distribution was tested using the Shapiro–Wilk test for each data set. Angle value differences between measurement locations were calculated conducting a repeated measure one-way analysis of variance (ANOVA). Angle value differences at the different measurement locations between males and female were tested via an ordinary two-way ANOVA. When the ANOVA was significant, post-hoc-testing was applied using the Bonferroni test for multiple comparisons. Age and TED-differences were tested via a Mann–Whitney *U* test. For correlation analysis—including correlation between patient characteristics (TED and age) and angle values as well as intratester-reliability the Spearman-correlation-coefficient *r* was computed. Correlation between patient characteristics (TED and age) and angles were considered perfect with Spearman-correlation-coefficient value *r* of +1 or –1, very strong for 0.8–0.9/–0.8 to –0.9, moderate for 0.6–0.7/–0.6 to –0.7, fair for 0.3–0.5/0.3 to –0.5, poor for 0.1–0.2/–0.1 to –0.2, none for *r*=0. Reliability was considered excellent with *r* values of 0.8–1.0, good for 0.6–0.8, moderate for 0.4–0.6 and fair for 0.2–0.4, and poor for 0.0–0.2. The eta-coefficient was computed to investigate the association between the patients' sex and angle values. Eta-coefficient values range

between 0 and 1 and are interpreted-like Spearman-correlation-coefficient *r*. For each test, significance was assumed at $p < 0.05$.

Results

Descriptive data

Data of patient characteristics (Table 1) and angles at the four described measurement locations are shown below (Fig. 4).

Data distribution

Normal distribution was calculated for the measured angles at each measurement location ($p > 0.05$). In

Table 1 Patient characteristics

	Overall (<i>n</i> =400)	Male (<i>n</i> =239)	Female (<i>n</i> =161)
Age [yrs]	44.3 ± 16.3	42.1 ± 14.5	47.5 ± 18.3
TED [mm]	57.1 ± 6.0	60.7 ± 4.2	51.1 ± 4.1

yrs years; mm millimeter; TED trans-epicondylar distance, Mean ± standard deviation

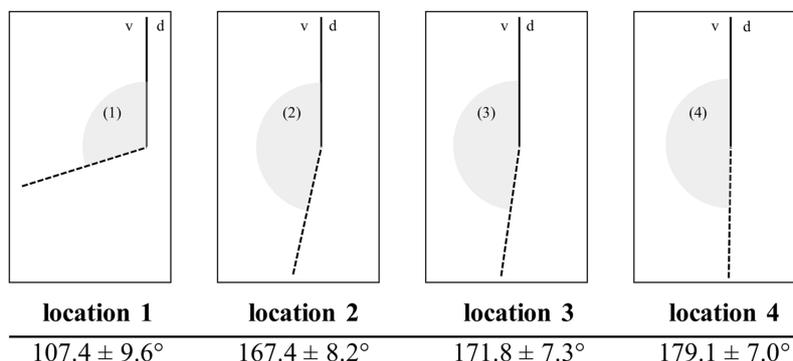


Fig. 4 Angle values at measurement locations. Mean angles at each measurement location (1–4) are depicted in the sagittal view between the axis of the distal joint block (dotted line) and the longitudinal

humeral shaft axis (solid line). Mean angle \pm SD at each measurement location is stated below the corresponding depiction. d: dorsal, v: volar. °: degrees°. Measurement locations are depicted in Fig. 1

addition, when data were analyzed in separated groups defined by sex, angles were normally distributed at each measurement location for both male and female ($p > 0.05$). Age and TED were not normally distributed, regardless if data were separated into sex-specific groups or not ($p < 0.05$). When 100 CT-scans were randomly selected to be measured a second time, the included angles derived from the first measurement at measurement location 1 were not normally distributed ($p < 0.05$).

Angle measurements

The measured angles differed significantly ($p < 0.05$) between all measurement locations, while the angle degrees were detected to be the lowest at measurement location 1 and to be progressing from measurement location 1 to measurement location 4 (Figs. 4, 5).

Sex-specific results

The females were significantly older ($p < 0.05$), while the TED was significantly shorter ($p < 0.05$) in females compared to males (Table 1). There were no differences ($p > 0.05$) regarding the angle degrees at all angle measurement locations between males and females (Fig. 6). Within both groups, angles were significantly different from another, while the means did not differ from the overall (non-sex-specific) angle measurement.

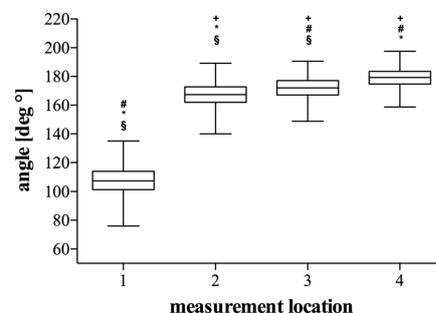


Fig. 5 Results of overall angle measurements. Box-Whisker-Plots depicting the angles at each measurement location including median, upper and lower quartile as well as minimum and maximum, outliers are not shown. #: significant difference vs. location 1; #: significant difference vs. location 2; *: significant difference vs. location 3; §: significant difference vs. location 4; $p < 0.05$. Measurement locations are depicted in Fig. 1

Correlation/association analysis

Age and TED did not correlate with angle values. There was no association between sex and angles ($\eta = 0.03$ to 0.1 , $p > 0.05$) but a high association between sex and TED ($\eta = 0.97$, $p < 0.05$) which is in line with the significantly shorter TED in females compared to males reported above.

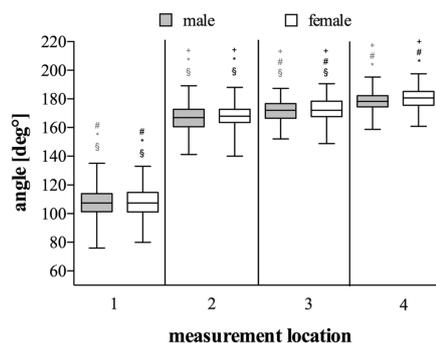


Fig. 6 Results of sex-specific angle measurements. Box-Whisker-Plots depicting the angles at each measurement location in males (grey box) and females (white box) including median, upper and lower quartile as well as minimum and maximum, outliers are not shown. Grey signs indicate a significant difference vs. other location in males. Black signs indicate a significant difference vs. other location in females. #: significant difference vs. location 1; #: significant difference vs. location 2; #: significant difference vs. location 3; #: significant difference vs. location 4; $p < 0.05$. Measurement locations are depicted in Fig. 1

Intra-rater-reliability

When measurements were repeated for the calculation of intra-rater-reliability, the angle values of the first and second measurement correlated significantly ($p < 0.05$) for all measurement locations (Fig. 7A–D) and were accompanied by Spearman-coefficients from $r = 0.79$ to $r = 0.86$. Thus, intra-rater-reliability was proven to be good to excellent [10].

Discussion

The assessment of the sagittal distal humerus alignment applying angle measurements between the articular surface and the humeral shaft is commonly performed on standard lateral radiographs [11]. Due to the complex anatomy of the distal humerus, particularly with respect to the difference in shape between the capitulum and trochlea [1], a precise imaging of these components is of special interest. CT-based sagittal angle measurements at different locations along the distal joint component may serve a more precise clinical diagnostic of elbow impairment and might improve the planning and evaluation of osteosynthesis procedures at the distal humerus. Although CT-imaging allows the evaluation of the capitulum and the trochlea at thin image slices, the difference in the sagittal angle between different locations

along the capitulum and trochlea in relation to the humeral shaft are not described in the literature.

Hence, our study is the first to apply angle measurements in the sagittal plane of CT-scans of the distal humerus. Here, we show that the sagittal angles between the joint component and the humeral shaft differ depending on the location of measurement. We showed that the angle between capitulum center and humeral shaft is remarkably smaller compared to each angle at the trochlea. While the angles between the trochlea and humeral shaft—measured at the medial trochlear lip, the trochlear groove and the lateral trochlear lip—are close to another, it could be shown that these angles still increased from radial to ulnar slices differing significantly from another.

Considering the highly differentiated shape of the trochlea in the coronal view including a discrete lateral and a prominent more distal medial trochlea lip separated by the trochlea groove [1], our data add another aspect to the complex anatomy of the trochlea.

Also, as the elbow joint is presumably the most complex joint in the human body a differentiated radiologic approach was urgently needed allowing to consider the anatomical details of the capitulum and the trochlea as two major parts of the elbow joint. Via the articulation of the capitulum and the trochlea with the proximal radius and ulnar, respectively—two of the three joints of the elbow are built that allow flexion/extension (ulnohumeral joint), axial rotation and pivoting (radiocapitellar joint) [1]. While the shape of the capitulum (spherical) and trochlea (spool-like) itself dictates a high portion of the range of motion of the respective joint, the native sagittal position of the joint surface is essential to allow the optimal force development of contributing muscles upon elbow movement [1]. The sagittal position of the joint surface is described to be 30–40° anterior angulated which is assumed as the native alignment of the distal joint surface in relation to the humeral shaft allowing the physiologic range of the motion of the elbow [1, 11, 16]. When translating the angles of our study at capitulum center to sagittal angulation values, we show a larger anterior angulation (73°) compared to the literature (30–40°) [11]. Hence, the sagittal angle between capitulum and humeral shaft at the capitulum center of our study was sharper compared to the literature. This angle difference is presumably due to a difference in methods. In the literature, the axes for measurements are defined by the longitudinal humeral shaft axis and an axis bisecting the capitulum [11, 16]. We also used the humeral shaft axis but to increase reliability of our method we aimed to precisely consider the anatomical shape of the surface of the capitulum in the definition of the capitulum axis. We interpreted the line between the volar and dorsal transition from a convex to a linear or even concave shape of the capitulum surface in the sagittal view as the basis of the spherical part of the capitulum. Thereby, our method

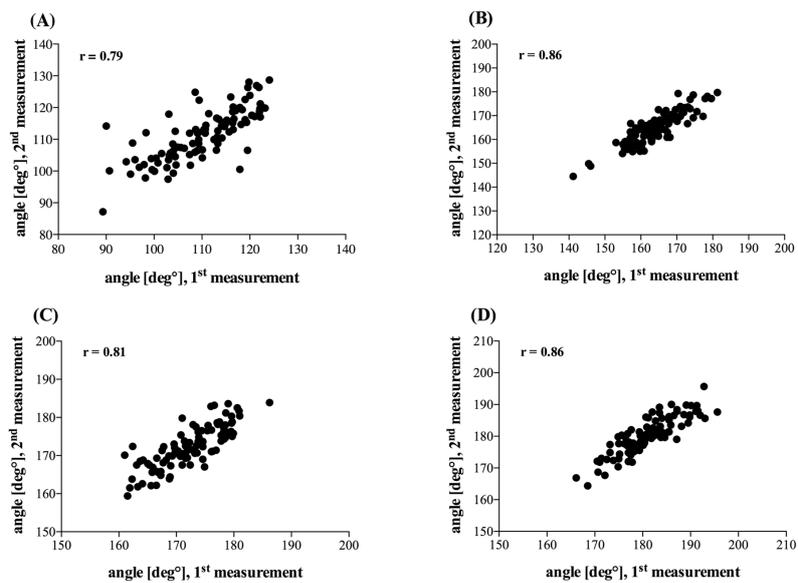


Fig. 7 Intra-rater-reliability. Correlation of the first and second angle measurements at measurement location 1 (A), location 2 (B), location 3 (C), location 4 (D). r : Spearman correlation coefficient; $n = 100$

might have resulted in a greater angulation compared to values derived from lateral radiographs using a bisecting line through the capitulum. However, by applying these anatomical characteristics, the intra-rater-reliability of our measurements was good, almost excellent ($r = 0.79$), compared to a rather poor reliability ($r = 0.39$) as described in the literature when capitulum axis was defined differently in plain radiographs [11]. Although we maximized the standardization of our measurement, the average time for the measurement of one CT including all four measurement locations and the adjustment of the standard planes was only around 5 min (4 min 47 s \pm 1 min 41 s). While this time could be reached in our final measurements, the average time for one measurement was rather longer than 10 min when we first tested our method. Therefore, the observer must be trained adequately to reach both high accuracy and short measurement time.

Knowing about the flaws of sagittal angle measurements in plain radiographs, such as the influence of expertise as well as often poor quality of images [8], we aimed to include only precisely reproducible osseous landmarks in our method. Thus, for defining the measurement locations along the trochlea, we considered prominent anatomical landmarks, such as the medial and lateral trochlea lip as

well as the trochlea groove [1]. Proving our approach, the intra-rater-reliability for angle measurements was excellent ($r > 0.8$) at all trochlea locations.

Thereby, our approach enabled the assessment of the sagittal angle between the trochlea and the humeral shaft at different locations along the trochlea. Using CT-scans, we showed that the trochlea angulates significantly less anteriorly compared to the capitulum. While the angle between trochlea and humeral shaft was 167° at the lateral lip (measurement location 2) it increased to 171° at the trochlea groove (location 3) and ultimately to 179° at the medial lip (location 4) (Figs. 4, 5). Hence, the anterior angulation is shown to decrease as the trochlea even angulates posteriorly at the medial lip in some cases. This finding is of special importance as it is reasonable that the trochlea position in articulation with the proximal ulna contributes a major limitation to flexion/extension when the trochlea is misaligned post-surgically or genetically.

Thus, our data show, that the established normal values of 30–40° anterior angulation of the articular surface or also known as the joint block in relation to the humeral shaft do not match the unique angulation of the capitulum and trochlea, respectively. This underlines the enormous potential of

CT-imaging in the evaluation of the alignment of the distal humerus considering the different sagittal position of the trochlea and the capitulum.

Limitations

One major limitation of CT images of the elbow as used in this study is the reduced depiction of humeral shaft length. Thus, the humeral shaft axis was estimated based on a length of 5 to 10 cm. Although, we recommend the standardization of humeral length in future studies, we found only negligible correlation coefficients ranging between -0.21 and -0.18 for correlations between the sagittal distance—measured as a surrogate for humeral lengths—and angle values. With regard to radiologic practice, it is a common goal to reduce the radiation dose which can be achieved by focusing on the specific area of interest like the elbow. Thus, as a clinician, it is important to be able to estimate the humeral shaft axis based on a shorter humeral shaft as applied in this study. To validate this approach, future studies correlating the humeral shaft axis of different humeral shaft lengths with the axis of the whole humerus are needed.

Our study was performed on the mature distal humerus of healthy patients. Since our aim was to first describe normal angles, we did not include fractured distal humeri or collected data on movement deficits in the elbow. Thus, in future studies, the transfer of our data on clinical cases needs to be tested by including images of the injured distal humerus and collection of the range of motion in the elbow. Since our method was developed to analyze the unimpaired distal humerus, CT-scans of patients with arthrosis or osseous degenerations of the elbow cannot be measured using our method due to alterations of the bone caused by osteophytes or bone loss. Last, the inter-rater-reliability should be tested in future studies.

Conclusion

We conclude that CT-imaging of the elbow adds an important feature to the understanding of the anatomy of the distal humerus. When underpinned with future studies, this might improve the standard radiologic evaluation of the distal humerus as it enables the assessment of the sagittal angle between different locations along the capitulum and trochlea in relation to the humeral shaft. Thus, besides the use of CT-imaging as a diagnostic tool in the detection of osseous defects, CT-based sagittal angle measurements might contribute to the explanation of elbow impairments and a more precise pre-operative planning and post-operative evaluation of osteosynthesis procedures at the distal humerus.

Authors' contributions Axel Przyklenk conducted the measurements, data curation and analysis and wrote the main manuscript including its visualizations. Kilian Wegmann conceived the research goals and aims, administered the project, provided patients, supervised the study conductance, validated the results and reviewed the manuscript. Axel Przyklenk and Kilian Wegmann developed the methodology. Michael Hackl, Andra-Iza Iuga, Tim Leschinger, David Maintz, Andreas Harbrecht, Lars Peter Müller conceived the research goals and aims, provided patients and reviewed the manuscript including its methodology.

Funding Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL. No funds, grants, or other support was received.

Availability of data and materials The data that support the findings of this study are available from the corresponding author, Axel Przyklenk, upon reasonable request.

Declarations

Ethical approval Ethical approval was waived by the local Ethics Committee in view of the retrospective nature of the study and all the procedures being performed were part of the routine care.

Competing interests All authors certify that they have no affiliations with or involvement in any organization or entity with any financial interest or non-financial interest in the subject matter or materials discussed in this manuscript.

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/>.

References

1. Alcidi JG, Ahmad CS, Lee TQ (2004) Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clin Sports Med* 23(4):503–517. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2004.06.008>
2. Eckstein F, Lohe F, Steinlechner M, Muller-Gerbl M, Putz R (1993) Areas of contact in human humero-ulnar joints as a function of pressure, their connection through subchondral mineralization and joint surface morphology of the incisura trochlearis. *Ann Anat* 175(6):545–552
3. Pereira BP (2013) Revisiting the anatomy and biomechanics of the anconeus muscle and its role in elbow stability. *Ann Anat* 195(4):365–370. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2012.05.007>
4. Reidenbach MM, Schmidt HM (1994) Topographical anatomy of the posterior elbow region during fetal development. *Ann Anat* 176(3):209–216. [https://doi.org/10.1016/s0940-9602\(11\)80480-2](https://doi.org/10.1016/s0940-9602(11)80480-2)
5. Roberts WH (1992) Anomalous course of the median nerve medial to the trochlea and anterior to the medial epicondyle of the humerus. *Ann Anat* 174(4):309–311. [https://doi.org/10.1016/s0940-9602\(11\)80290-6](https://doi.org/10.1016/s0940-9602(11)80290-6)

6. Frick MA (2006) Imaging of the elbow: a review of imaging findings in acute and chronic traumatic disorders of the elbow. *J Hand Ther* 19(2):98–112. <https://doi.org/10.1197/j.jht.2006.02.007>
7. Hope N, Varacallo M (2021) Supracondylar Humerus Fractures. StatPearls, Treasure Island (FL)
8. Shank CF, Wiater BP, Pace JL, Jinguji TM, Schmale GA, Bittner RC et al (2011) The lateral capitellohumeral angle in normal children: mean, variation, and reliability in comparison to Baumann's angle. *J Pediatr Orthop* 31(3):266–271. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e31821009af>
9. Acar K, Aksay E, Oray D, Imamoglu T, Gunay E (2016) Utility of computed tomography in elbow trauma patients with normal X-ray study and positive elbow extension test. *J Emerg Med* 50(3):444–448. <https://doi.org/10.1016/j.jemermed.2015.03.009>
10. Nolan BM, Sweet SJ, Ferkel E, Udofia AA, Itamura J (2015) The role of computed tomography in evaluating intra-articular distal humerus fractures. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 44(9):E326–E330
11. Goldfarb CA, Patterson JM, Sutter M, Krauss M, Steffen JA, Galatz L (2012) Elbow radiographic anatomy: measurement techniques and normative data. *J Shoulder Elbow Surg* 21(9):1236–1246. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.10.026>
12. Hasegawa M, Suzuki T, Kuroiwa T, Oka Y, Maeda A, Takeda H et al (2018) Reliability of radiographic measurement of lateral capitellohumeral angle in healthy children. *Medicine (Baltimore)* 97(14):e0314. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000010314>
13. Kiyota Y, Suzuki T, Inaba N, Nishiwaki M, Kimura H, Matsumura N et al (2021) Normal values and ranges of the lateral capitellohumeral angle in healthy children. *J Pediatr Orthop B* 30(4):381–384. <https://doi.org/10.1097/BPB.0000000000000797>
14. Musikachart P, Ariyawatkul T, Wongcharoenwatana J, Piamthipmanas T, Chanchoo S, Eamsobhana P (2019) Intra-observer and inter-observer reliability of shaft condylar angle and lateral capitellohumeral angle: Evaluation based on reliability in different ages and levels of experience. *Orthop Surg* 11(3):467–473. <https://doi.org/10.1111/os.12489>
15. France J, Strong M (1992) Deformity and function in supracondylar fractures of the humerus in children variously treated by closed reduction and splinting, traction, and percutaneous pinning. *J Pediatr Orthop* 12(4):494–498. <https://doi.org/10.1097/01241-398-199207000-00015>
16. Rogers LF, Malave S Jr, White H, Tachdjian MO (1978) Plastic bowing, torus and greenstick supracondylar fractures of the humerus: radiographic clues to obscure fractures of the elbow in children. *Radiology* 128(1):145–150. <https://doi.org/10.1148/128.1.145>

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

4. Diskussion

Die Untersuchungen dieser Arbeit dienen dem Ziel, erstmals eine CT-basierte sagittale Winkelmessung entlang des Capitulum und der Trochlea humeri am intakten distalen Humerus vorzunehmen. Dadurch wurde es ermöglicht, eine differenzierte Beschreibung der Angulierung des distalen Humerus zwischen sagittalen Schnittbildebene auf Höhe des Capitulum und der Trochlea humeri vorzunehmen. Auf diese Weise konnten erstmalig CT-basierte Normwerte der sagittalen Winkel des Capitulum und der Trochlea humeri in Relation zur Humerusschaftachse beschrieben werden, wodurch belegt wurde, dass der sagittale Winkel zwischen dem Capitulum humeri und der Humerusschaftachse signifikant kleiner ist als zwischen der Trochlea humeri und der Humerusschaftachse. Außerdem konnte in dieser Untersuchung anhand von 400 verschiedenen individuellen Ellenbogen-CT-Aufnahmen ein Einfluss des Alters, der knöchernen Dimension und des Geschlechts auf die sagittale Angulierung des distalen Humerus ausgeschlossen werden. Im Folgenden werden unterschiedliche Teilaspekte dieser Untersuchung diskutiert.

4.1. Anatomie des distalen Humerus

Da das Ellenbogengelenk als das komplexeste Gelenk im menschlichen Körper angesehen wird, war ein differenzierter radiologischer Ansatz dringend erforderlich, der es erlaubt, die anatomischen Details des Capitulum und der Trochlea humeri als zwei Hauptteile des Ellenbogengelenks separat zu betrachten. Insbesondere in Anbetracht der hochdifferenzierten Form der Trochlea humeri in der koronalen Ansicht, die eine diskrete laterale und eine ausgeprägte mediale Trochlealippe umfasst²⁸, ist es unerlässlich, die morphologische Komplexität der Trochlea humeri ebenfalls objektiven Quantifizierungen zugänglich zu machen. Bisherige Messmethoden, wie die Bestimmung des capitulo-humeralen Winkels, haben zwar bereits die Angulierung des Capitulum gegenüber der Humerusschaftachse beschrieben, konnten jedoch keine Differenzierung zwischen Winkelstellungen der Trochlea und des Capitulum humeri vornehmen. Während die Form des Capitulum (kugelförmig) und der Trochlea (rollenförmig) selbst einen großen Teil des Bewegungsumfangs des jeweiligen Gelenks bestimmt, ist die native sagittale Position der Gelenkfläche wesentlich, um die optimale Kraftentwicklung bei Bewegungen des Ellenbogens zu ermöglichen²⁸. Mithilfe des capitulo-humeralen Winkels wird die sagittale Position der Gelenkfläche in der Literatur als 30-40° anterior angewinkelt beschrieben, was den physiologischen Bewegungsumfang des Ellenbogens ermöglicht^{7,10,28}. Wenn man die Winkel dieser Arbeit im Zentrum des Capitulum humeri auf die Winkelstellung der sagittalen Angulierung überträgt, zeigt sich eine größere anteriore Angulierung (73°) als in der Literatur beschrieben (30-40°)⁷. Daher war der sagittale Winkel zwischen Capitulum humeri und Humerusschaft im Zentrum des Capitulum humeri in

dieser Arbeit kleiner als in der Literatur. Anhand von CT-Aufnahmen konnten wir zeigen, dass die Trochlea im Vergleich zum Capitulum deutlich weniger nach anterior angewinkelt ist. Während der Winkel zwischen Trochlea und Humerusschaft an der lateralen Lippe (Messposition 4) 167° betrug, stieg er an der Trochlearinne (Messposition 3) auf 171° und schließlich an der medialen Lippe (Messposition 4) auf 179° an (Veröffentlichung: Abbildung 2, 4). Es zeigt sich also, dass die anteriore Angulierung abnimmt, während die Trochlea in einigen Fällen an der medialen Lippe sogar nach posterior abgewinkelt ist. Dieser Befund ist von besonderer Bedeutung, da davon auszugehen ist, dass die Position der Trochlea in der Artikulation mit der proximalen Ulna eine wesentliche Einschränkung der Flexion/Extension darstellt, wenn die Trochlea postoperativ oder genetisch falsch ausgerichtet ist. Ein besseres Verständnis solcher Pathologien ist insbesondere dann zu erlangen, wenn nicht nur die Kondylenachse als Ganzes in Relation zur Humerusschaftachse untersucht wird, sondern durch präzise CT-basierte Untersuchungen Angulierungsfehler an verschiedenen Schnittebenen der Trochlea sowie des Capitulum humeri detektiert werden können. Die Daten der vorliegenden Arbeit zeigen also, dass die etablierten Normalwerte von $30\text{-}40^\circ$ anteriorer Winkelung des Gelenkblocks oder der Kondylenachse im Verhältnis zum Humerusschaft basierend auf dem seitlichen Standardröntgen des Ellenbogens^{7,20} nicht der spezifischen Winkelung des Capitulum und der Trochlea humeri in sagittalen CT-Schnittbildern entsprechen. Dies unterstreicht das enorme Potenzial der CT-Bildgebung bei der Beurteilung der Ausrichtung des distalen Humerus unter Berücksichtigung der unterschiedlichen sagittalen Position der Trochlea und des Capitulum.

4.2. Messmethode

Der oben beschriebene Unterschied zwischen der, in lateralen Röntgenaufnahmen des Ellenbogens bestimmten, sagittalen Angulierung des Capitulum humeri und der hier detektierten Winkel zwischen Capitulum humeri und Humerusschaftachse sind am ehesten auf voneinander abweichende Messmethoden und Einstellungstechniken der Bildebenen zurückzuführen. In der Literatur werden für die Messungen der Angulierung des Capitulum Humeri die Längsachse des Humerusschafts und eine Achse, die die Fläche des Capitulum humeri halbiert, definiert^{7,10} (Abbildung 5). In der Messmethode der hier vorgestellten Arbeit wurde ebenfalls die Humerusschaftachse genutzt; um jedoch eine akzeptable Reproduzierbarkeit der Messung zu erzielen, wurden in dieser Arbeit anatomisch definierte Eigenschaften der Oberflächenbeschaffenheit des Capitulum humeri zur Definition der Capitulumachse genutzt. Wir interpretierten die Linie zwischen dem volaren und dorsalen Übergang von einer konvexen zu einer linearen oder konkaven Form der Capitulumoberfläche in der sagittalen Ansicht als Basis des kugelförmigen Teils des Capitulum. Da der anteriore Punkt der Abnahme der Sphärizität des Capitulum proximal und der posteriore weiter distal

liegt, stellt sich die Verbindungslinie dieser Punkte in vielen Fällen weitestgehend vertikal dar. Da die Capitulumachse unserer Messmethode durch die Mitte der Verbindungslinie zwischen den oben beschriebenen Punkten der Sphärizitätsabnahme und der Mitte des Capitulum humeri verläuft, welche sich in der sagittalen Schnittebene häufig auf derselben Höhe befindet, entstehen in der Regel Winkel, die sich einer Orthogonalen zur Humerusschaftachse annähern. Ein wichtiges Beispiel während der Entwicklung unserer Methode war die Methode zur Bestimmung des Alpha-Winkels, der in der Diagnostik des femoro-azetabulären Impingements genutzt wird³³⁻³⁵. Hierbei wird, wenn auch nur an einer Position, der Punkt der Abnahme der Sphärizität der Gelenkoberfläche als definierter Punkt für eine Winkelmessung unter Verwendung des Mittelpunktes des Hüftkopfes und des Femurhalses herangezogen. Die Methodik zur Bestimmung des Alpha-Winkels ist insofern von besonderem Interesse, da hierdurch eine nahezu perfekte Intra-Rater-Reliabilität erreicht werden kann ($r > 0,9$)³³. Die Orientierung an diesem Beispiel führte in der vorliegenden Arbeit zwar zu einer fehlenden Vergleichbarkeit mit der bekannten Angulierung aus seitlichen Standardröntgenaufnahmen, erzeugte jedoch gleichzeitig durch die Anwendung dieser anatomischen Merkmale eine gute Intra-Rater-Reliabilität ($r = 0,79$)³⁶, im Vergleich zu einer geringen Reproduzierbarkeit ($r = 0,39$) der, in der Literatur beschriebenen, Messung des capitulo-humeralen Winkels in seitlichen Röntgenaufnahmen des Ellenbogens^{7,8,36}. Im Wissen um diese Schwäche der Bestimmung des capitulo-humeralen Winkels in Röntgenaufnahmen, begründet durch variierende Erfahrung und die oft mangelnde Qualität der erzeugten Röntgenaufnahmen¹, war das Ziel der vorliegenden Arbeit, der Methode nur präzise reproduzierbare knöcherne Orientierungspunkte zuzuführen. Daher berücksichtigten wir insbesondere für die Festlegung der Messpositionen entlang der Trochlea prominente anatomische Landmarken wie die mediale und laterale Trochlealippe sowie die Trochlearinne^{22,28}. Die resultierende Intra-Rater-Reliabilität für die Winkelmessungen war an allen Trochlea-Positionen exzellent ($r > 0,8$)³⁶ und bestätigte damit unseren Ansatz.

Wenngleich eine Limitation der Methodik dieser Arbeit darin besteht, dass nicht die wahre Humerusschaftachse zur Messung dienen konnte, wurde gezeigt, dass auch eine limitierte Darstellung des distalen Humerus, beziehungsweise der distalen Strecke des Humerusschafts, mit einer hohen Messgenauigkeit assoziiert werden kann. Wir haben die reduzierte Darstellung des Humerusschafts als besondere Herausforderung verstanden, die insbesondere darin bestand, eine maximal standardisierte Ermittlung der Humerusschaftachse zu gewährleisten (Veröffentlichung: Abbildung 1). Da die Humerusschaftachse einen direkten Einfluss auf die ermittelten sagittalen Winkel dieser Arbeit nahm, musste sichergestellt werden, dass keine Abhängigkeit dieser Winkel von einer variierenden Darstellung der Länge des Humerusschafts bestand. In unserer Arbeit wurde deshalb eine standardisierte Distanz etabliert, die als Surrogat für die abgebildete Schaftlänge

in der Sagittalebene genutzt wurde – die sagittale Distanz (Veröffentlichung: Abbildung 1). So konnte insbesondere bei sagittalen Distanzen zwischen 50 mm und 100 mm ein zu vernachlässigender Einfluss auf die Sagittalwinkel gezeigt werden ($r = -0,21-0,18$), weshalb diese Distanzwertesspanne in die Methodik und Einschlusskriterien dieser Arbeit integriert wurde.

Unter Berücksichtigung der oben genannten Gegebenheiten und der individuellen Anatomie des distalen Humerus ermöglichte der Ansatz dieser Arbeit eine genaue Beurteilung des sagittalen Winkels des Capitulum sowie der Trochlea in Relation zum Humerusschaft an anatomisch definierten Messpositionen.

4.3. Limitationen und Ausblick

Im Folgenden werden die wichtigsten Limitationen dieser Arbeit adressiert. Zuerst ist zu betonen, dass in dieser Arbeit kein Bezug auf die Klinik der jeweiligen Patienten genommen wurde. Vielmehr wurden bewusst CT-Aufnahmen, die knöcherne Pathologien wie Ossifikationen oder Frakturen, aber auch nicht verknöcherte Epiphysen aufwiesen, ausgeschlossen. Dies diente dem Ziel, eine robuste Messmethode entwickeln zu können, die als erste Untersuchung in der Literatur normale Winkel sowohl des Capitulum sowie der Trochlea humeri in Relation zur Humerusschaftachse beschreiben sollte. Da in diesem ersten Schritt der Bestimmung von Normalwerten der sagittalen Winkel ebenso keine Daten zum Bewegungsausmaß im Ellenbogen erhoben wurden, können zu diesem Zeitpunkt noch keine Schlüsse auf den Einfluss von Abweichungen der sagittalen Winkel auf das Bewegungsausmaß im Ellenbogen im Rahmen unterschiedlicher Fragestellungen gezogen werden. Daher sollte diese Arbeit in erster Linie als die Beschreibung von Normalwerten und der Vorstellung einer adäquaten Messmethode für künftige Studien verstanden werden. Zukünftige Studien sollten die hier verwendete Methodik und Normalwerte der sagittalen Winkel anhand von klinischen Fällen untersuchen und dabei sowohl das Bewegungsausmaß prüfen wie auch die Möglichkeit zur Diagnostik von Fehlstellungen berücksichtigen. Da die Methode dieser Arbeit zur Analyse des intakten distalen Humerus entwickelt wurde, können CT-Aufnahmen von Patienten mit Arthrose oder knöchernen Degenerationen des Ellenbogens aufgrund von Veränderungen des Knochens durch Osteophyten oder Knochenverlust nicht mit der vorliegenden Methode gemessen werden.

Wie oben beschrieben, wurden in dieser Arbeit CT-Aufnahmen des Ellenbogens inkludiert, die ein begrenztes Sichtfeld („field-of-view“) von ungefähr 18 cm hatten. Dabei lag der Fokus der Aufnahme auf dem Articulatio cubiti, wodurch oft nur begrenzte Ausschnitte des distalen Humerus, beziehungsweise des Humerusschafts, dargestellt wurden. Dies entspricht der klinischen Praxis und erlaubt eine störungsfreie CT-Aufnahme des Ellenbogens in wenigen Sekunden und begrenzt gleichzeitig die Belastung des Patienten durch ionisierende

Röntgenstrahlung^{3,4,7}. Nichtsdestotrotz führt dies unweigerlich dazu, dass die hier genannten Winkel womöglich nicht der wahren Humerusschaftachse entsprechen²². Deshalb sollten zukünftige Studien zumindest anhand einer begrenzten Fallzahl von Patienten, bei denen eine CT-Aufnahme des gesamten Armes indiziert ist, die Vergleichbarkeit der in dieser Arbeit beschriebenen Humerusschaftachse und der wahren Humerusschaftachse prüfen.

Vor dem Hintergrund, dass das Ziel dieser Arbeit die Etablierung einer maximalen Standardisierung der Messmethodik war, ist wichtig zu beachten, dass das Erreichen der hier beschriebenen Werte der Intra-Rater-Reliabilität ($r = 0,79-0,86$) nur durch äußerste Sorgfalt während der Messung und Übung erreicht werden. So betrug die Messdauer für alle Messebenen inklusive Einstellung der Standardebenen bei Erprobung der Methodik noch mindestens zehn Minuten. Nach einer Übungsphase von ungefähr zwei Wochen, konnte die durchschnittliche Messdauer allerdings auf ungefähr fünf Minuten reduziert werden. Schließlich sollte die Inter-Rater-Reliabilität in künftigen Studien geprüft werden, um einen möglichen Untersuchereinfluss auszuschließen.

4.4. Klinische Relevanz

Während die CT-Bildgebung unter anderem als diagnostisches Instrument zur Frakturdiagnostik oder zur operativen Planung im Rahmen komplexer Verletzungen Anwendung findet, werden beispielsweise nicht-traumatische sagittale Achsfehlstellung des distalen Humerus überwiegend anhand von Standardröntgenaufnahmen diagnostiziert^{7,10,21}.

Da die Gelenkfläche des distalen Humerus jedoch eine komplexe dreidimensionale Anatomie aufweist, die insbesondere im lateralen Röntgen, durch die Überlagerung der Trochlea und des Capitulum humeri, nicht adäquat beurteilt werden kann, ist es elementar, durch die sagittale CT-Schnittbildgebung eine Messmethode zur lückenlosen Diagnostik der Strukturen am distalen Humerus zu etablieren. Damit stellt diese Arbeit zum ersten Mal eine robuste Messmethodik bereit, die eine objektivierbare Unterscheidung zwischen der sagittalen Ausrichtung des Capitulum und der Trochlea humeri in Relation zum Humerusschaft ermöglicht. Dadurch würde es zum Beispiel möglich werden, die in der Literatur beschriebene Unterscheidung zwischen einer Extensions- oder Flexionsfehlstellung des distalen Humerus für verschiedene definierbare Sagittalebene am distalen Humerus vorzunehmen^{20,21}.

An dieser Stelle muss jedoch ausdrücklich darauf hingewiesen werden, dass die klinische Relevanz solcher Messungen erst durch die Anwendung der hier vorgestellten Methodik auf Patientenfälle mit entsprechenden Pathologien am Ellenbogen gebildet wird. Durch die Korrelation von CT-basierten Sagittalwinkeln mit klinischen Pathologien, wie beispielsweise einem eingeschränkten Bewegungsausmaß im Ellenbogen, könnte eine differenzierte Beschreibung der Ätiologie von Beeinträchtigungen der Beweglichkeit des Ellenbogens erreicht werden. Im Rahmen langfristiger Patientenbetreuung wäre insbesondere das Risiko

für degenerative Prozesse wie zum Beispiel die Entwicklung einer Cubitalarthrose durch isolierte Fehlstellung von Capitulum oder Trochlea humeri sowie besonderen Konfigurationen der Gelenkkomponenten des distalen Humerus ein Ansatz für weitere Untersuchungen ³.

Vor dem Hintergrund der aktuellen Diskussion um die Nutzung künstlicher Intelligenz (KI) sowohl in der medizinischen bildgebenden Diagnostik als auch bei Unterstützung der Therapieplanung ³⁷⁻³⁹, ist es von besonderem Stellenwert, über einen umfangreichen Datensatz über jegliche anatomischen Variationen zu verfügen. Nur so kann es in Zukunft ermöglicht werden, eine möglichst fehlerfreie Erkennung von Pathologien in konventionellen Röntgenaufnahmen wie auch in CT-Schnittbildern KI-basiert zu erreichen.

4.5. Fazit

Wir kommen zu dem Schluss, dass die CT-Bildgebung des Ellenbogens einen wichtigen Beitrag zum Verständnis der komplexen Anatomie des distalen Humerus leistet. Dadurch konnte diese Arbeit erstmals einen Unterschied zwischen den sagittalen Winkeln des Capitulum und der Trochlea humeri detektieren. Die CT-basierte sagittale Winkelmessung sollte in zukünftige Studien mit Einschluss von Pathologien am distalen Humerus integriert werden. Dies könnte die etablierte radiologische Diagnostik von Pathologien am distalen Humerus anhand von Röntgenaufnahmen sinnvoll erweitern und zu einem Erkenntnisgewinn in Bereichen der orthopädischen und unfallchirurgischen relevanten Diagnostik und Therapieplanung im Rahmen von Pathologien am distalen Humerus führen. Wegweisend für die Implementierung der Methodik dieser Arbeit in die klinische Praxis, sollten umfangreiche Studien zur Untersuchung der Korrelation der hier erhobenen Winkel mit unterschiedlichen strukturellen sowie funktionellen Pathologien sein.

5. Literaturverzeichnis

1. Shank CF, Wiater BP, Pace JL, et al. The lateral capitellohumeral angle in normal children: mean, variation, and reliability in comparison to Baumann's angle. *J Pediatr Orthop* 2011; **31**(3): 266-71.
2. Hope N, Varacallo M. Supracondylar Humerus Fractures. StatPearls. Treasure Island (FL); 2021.
3. Frick MA. Imaging of the elbow: a review of imaging findings in acute and chronic traumatic disorders of the elbow. *J Hand Ther* 2006; **19**(2): 98-112.
4. Acar K, Aksay E, Oray D, Imamoglu T, Gunay E. Utility of Computed Tomography in Elbow Trauma Patients with Normal X-Ray Study and Positive Elbow Extension Test. *J Emerg Med* 2016; **50**(3): 444-8.
5. Nolan BM, Sweet SJ, Ferkel E, Udofia AA, Itamura J. The Role of Computed Tomography in Evaluating Intra-Articular Distal Humerus Fractures. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2015; **44**(9): E326-30.
6. Musikachart P, Ariyawatkul T, Wongcharoenwatana J, Piamthipmanas T, Chanchoo S, Eamsobhana P. Intra-Observer and Inter-Observer Reliability of Shaft Condylar Angle and Lateral Capitellohumeral Angle: Evaluation Based on Reliability in Different Ages and Levels of Experience. *Orthop Surg* 2019; **11**(3): 467-73.
7. Goldfarb CA, Patterson JM, Sutter M, Krauss M, Steffen JA, Galatz L. Elbow radiographic anatomy: measurement techniques and normative data. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; **21**(9): 1236-46.
8. Hasegawa M, Suzuki T, Kuroiwa T, et al. Reliability of radiographic measurement of lateral capitellohumeral angle in healthy children. *Medicine (Baltimore)* 2018; **97**(14): e0314.
9. Kiyota Y, Suzuki T, Inaba N, et al. Normal values and ranges of the lateral capitellohumeral angle in healthy children. *J Pediatr Orthop B* 2021; **30**(4): 381-4.
10. Rogers LF, Malave S, Jr., White H, Tachdjian MO. Plastic bowing, torus and greenstick supracondylar fractures of the humerus: radiographic clues to obscure fractures of the elbow in children. *Radiology* 1978; **128**(1): 145-50.
11. France J, Strong M. Deformity and function in supracondylar fractures of the humerus in children variously treated by closed reduction and splinting, traction, and percutaneous pinning. *J Pediatr Orthop* 1992; **12**(4): 494-8.
12. Savlovskis J, Raits K. Humerus. Anatomy Standard; 2023.
13. Pereira BP. Revisiting the anatomy and biomechanics of the anconeus muscle and its role in elbow stability. *Ann Anat* 2013; **195**(4): 365-70.
14. Eckstein F, Lohe F, Steinlechner M, Muller-Gerbl M, Putz R. [Areas of contact in human humero-ulnar joints as a function of pressure, their connection through subchondral

- mineralization and joint surface morphology of the incisura trochlearis]. *Ann Anat* 1993; **175**(6): 545-52.
15. Doornberg J, Lindenhovius A, Kloen P, van Dijk CN, Zurakowski D, Ring D. Two and three-dimensional computed tomography for the classification and management of distal humeral fractures. Evaluation of reliability and diagnostic accuracy. *J Bone Joint Surg Am* 2006; **88**(8): 1795-801.
 16. Vaquero-Picado A, Gonzalez-Moran G, Moraleda L. Management of supracondylar fractures of the humerus in children. *EFORT Open Rev* 2018; **3**(10): 526-40.
 17. Zhao W, Guo Y, Xu C, et al. Distal Humerus Morphological Analysis of Chinese Individuals: A Statistical Shape Modeling Approach. *Orthop Surg* 2022; **14**(10): 2730-40.
 18. Jerosch J, Castro, WHM. Orthopädisch-traumatologische Gelenk- und Wirbeldiagnostik. Stuttgart: Thieme; 2002.
 19. Desai SJ, Deluce S, Johnson JA, et al. An anthropometric study of the distal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 2014; **23**(4): 463-9.
 20. Leschinger T, Wegmann K, Hackl M, Müller L. Biomechanik des Ellenbogengelenks. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 2016; **11**(03): 159-76.
 21. Wegmann K, Burkhart K, Müller L. Knöcherner Verletzungen des Ellenbogens. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 2012; **7**(05): 339-64.
 22. Schünke M, Schulte, E., Schumacher, U. PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart: Thieme; 2022.
 23. Wülker N, Kluba, T., Roetman, B., Rudert, M. Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie. Stuttgart: Thieme; 2022.
 24. Grifka J, Kuster, M. Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin: Springer; 2011.
 25. Oestmann J. Indikationstabellen Bildgebende Verfahren: Mit Hinweisen zu DRG, Kosten, Risiken. Stuttgart: Thieme; 2005.
 26. Becht S, Bittner, RC., Ohmstede, A., Pfeiffer, A., Roßdeutscher, R., Zimmer-Brossy, M. Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik. Berlin: Springer; 2019.
 27. Grayson DE. The elbow: radiographic imaging pearls and pitfalls. *Semin Roentgenol* 2005; **40**(3): 223-47.
 28. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ. Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clin Sports Med* 2004; **23**(4): 503-17, vii.
 29. Miller TT. Imaging of elbow disorders. *Orthop Clin North Am* 1999; **30**(1): 21-36.
 30. Libicher M, Freyschmidt, J. Radiologische Diagnostik beim kontrakten Ellenbogengelenk. *Orthopäde* 2001; **30**: 593-601.
 31. Potter HG. Imaging of posttraumatic and soft tissue dysfunction of the elbow. *Clin Orthop Relat Res* 2000; (370): 9-18.

32. Przyklenk A, Hackl M, Iuga AI, et al. Computed tomography-based angle measurements of the sagittal capitulum and trochlea position in relation to the humeral shaft. *Surg Radiol Anat* 2023.
33. Mast NH, Impellizzeri F, Keller S, Leunig M. Reliability and agreement of measures used in radiographic evaluation of the adult hip. *Clin Orthop Relat Res* 2011; **469**(1): 188-99.
34. Notzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2002; **84**(4): 556-60.
35. Meyer DC, Beck M, Ellis T, Ganz R, Leunig M. Comparison of six radiographic projections to assess femoral head/neck asphericity. *Clin Orthop Relat Res* 2006; **445**: 181-5.
36. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; **33**(1): 159-74.
37. van Leeuwen KG, Schalekamp S, Rutten M, van Ginneken B, de Rooij M. Artificial intelligence in radiology: 100 commercially available products and their scientific evidence. *Eur Radiol* 2021; **31**(6): 3797-804.
38. Syed AB, Zoga AC. Artificial Intelligence in Radiology: Current Technology and Future Directions. *Semin Musculoskelet Radiol* 2018; **22**(5): 540-5.
39. Gallee L, Kniesel H, Ropinski T, Gotz M. Artificial intelligence in radiology - beyond the black box. *Rofo* 2023; **195**(9): 797-803.

6. Anhang

6.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knöchernen Anatomie des distalen Humerus. Es sind ausschließlich für diese Arbeit relevante knöchernen anatomische Landmarken in der Ansicht von anterior (A) und posterior (B) gekennzeichnet. Modifiziert nach Savloskis & Raits (2023) ¹²	10
Abbildung 2: Achsen des distalen Humerus. Darstellung der Condylachsen gegenüber der Humerusschaftachse in der Frontal- (A), Sagittal- (B) und Axialebene (C). Modifiziert nach Leschinger et al. (2016) ²⁰	11
Abbildung 3: Anatomie des Ellenbogens. Darstellung des Ellenbogens bei einer Röntgenaufnahme in anterior-posterior ausgerichtetem Strahlengang (A), sowie im lateralen Strahlengang (B). Modifiziert nach Grayson (2005) ²⁷	15
Abbildung 4: Rogers-Linie. Die gelbe Linie kennzeichnet die Rogers-Linie, die an der vorderen Kortikalis verläuft und die Condylen in einer streng seitlichen Aufnahme des Ellenbogens physiologisch im mittleren bis hinteren Drittel schneidet. Modifiziert nach Goldfarb et al. (2012) ⁷	16
Abbildung 5: Capitulo-humeraler Winkel. Der capitulo-humerale Winkel wird zwischen einer parallelen Linie zur Humerusschaftachse und einer das Capitulum humeri halbierenden Linie gebildet. Modifiziert nach Goldfarb et al. (2012) ⁷	17
Abbildung 6: Zwei sagittale Schnittbilder des distalen Humerus. In Abbildung A wurde die Schnittebene auf die Mitte des Capitulum humeri positioniert, in Abbildung B auf Höhe der Trochlearrinne. Die durchgehende gelbe Linie verläuft auf der Humerusschaftachse, die gestrichelte Linie ist eine frei eingezeichnete Linie, die in Anlehnung an die Bestimmung des capitulo-humeralen Winkels aus dem seitlichen Röntgen, näherungsweise die Winkelung der Gelenkfläche abbilden soll. Modifiziert nach Przyklenk et al. (2023) ³²	19