

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ORTHOPÄDIE
PROF. DR. MED. DR. H.C. J. GRIFKA
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Teilbelastete Röntgenaufnahme zur
Bestimmung der Komponenten Rotation
nach Knie Totalendoprothese**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
William Javier Pedraza Concha

2018

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ORTHOPÄDIE
PROF. DR. MED. DR. H.C. J. GRIFKA
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Teilbelastete Röntgenaufnahme zur
Bestimmung der Komponenten Rotation
nach Knie Totalendoprothese**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
William Javier Pedraza Concha

2018

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Johannes Beckmann
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Martin Fleck
Tag der mündlichen Prüfung: 22.01.2019

Inhaltsverzeichnis

1.	Einführung.....	4
2.	Materialien und Methodik	5
3.	Ergebnisse.....	10
	3.1 Winkel-Messungen.....	10
	3.2 Zuverlässigkeitsprüfung	13
4.	Diskussion.....	13
5.	Literaturverzeichnis	19
6.	Danksagung	
7.	Artikel „Partially loaded plain radiographic measurement to evaluate rotational alignment in total knee arthroplasty“, veröffentlicht in International Orthopaedics (SICOT)	

1. Einführung

Die Durchführung einer totalen Kniearthroplastik (TKA) ist ein etablierter und erfolgreicher Ansatz zur Behandlung schwerer und schmerzhafter Osteoarthritis des Knies nach degenerativen oder traumatischen Prozessen. Die TKA kann helfen, die Belastbarkeit des Knies zu rekonstruieren sowie, durch Verminderung von Schmerzen, die Mobilität betroffener Patienten zu verbessern [1, 2]. Dennoch ist das Auftreten von Schmerzen im vorderen Knie, welche bei 20-30% der operierten Patienten beschrieben wurden [2-5], als Nachteil der TKA anzusehen. Aus diesem Grund ist eine korrekte Rotationsausrichtung der Prothesenkomponenten während einer TKA unverzichtbar, um eine optimale Kniekinematik zu gewährleisten und somit die genannten Änderungen zu erreichen [6].

Mögliche Gründe für postoperative Beeinträchtigungen stehen noch zur Diskussion, oft jedoch stehen sie im Zusammenhang mit einer Malrotation der TKA Prothesenkomponenten zur Anatomie des distalen Femurs, was folglich erwiesenermaßen zu einer paradoxen Kniekinematik führt [5-13]. Manche Autoren schlugen vor, dass die Rotationsposition der femoralen Komponente in Bezug auf den distalen nativen Femur einen direkten biomechanischen Einfluss auf die Kniestabilität und die patellofemorale Kinematik besitzt [14-20]. Zusätzlich konnte gezeigt werden, dass die Rotationsausrichtung der tibialen Komponente einen großen Einfluss auf die Rotationsstabilität und die Patellarverfolgung haben kann [21, 22].

Trotz dieser klinischen Bedeutung ist eine postoperative, reine Röntgenbeurteilung des Rotationsaspekts nach TKA jenseits der bekannten Röntgenprojektionen (orthogonal Röntgen-, Patella tangential- und Beinachsen-Projektionen) noch nicht weit verbreitet [23]. Hauptursache für diesen Mangel an Etablierung sind dokumentierte Schwierigkeiten, die knöchernen Landmarken korrekt zu identifizieren [24]. Folglich wird angenommen, dass eine CT-Bildgebung immer noch als Gold-Standard in der Dokumentation und zum Ausschluss einer Malrotation der femoralen und tibialen Komponenten anzusehen ist [7, 24, 25]. Einige Berichte beschreiben hierbei allerdings ebenfalls Schwierigkeiten, in manchen Fällen alle relevanten knöchernen Landmarken zu erkennen [7, 23, 26]. Überdies verursacht die Beurteilung via CT eine höhere Strahlenbelastung sowie höhere Kosten und ist nicht immer verfügbar [7, 21, 26, 27].

Nur vereinzelte Studien beschreiben bisher rein röntgenologische Methoden, um die distale Femur-Torsion (DFT) bei osteoarthritischen Knien mit axialen Röntgenaufnahmen bei Patienten mit gebeugtem Knie, entweder in kniender Position [28] oder sitzend [7, 23], festzustellen. Nach unserem besten Wissen haben nur zwei Untersuchungen versucht, die Rotationsausrichtung nach TKA mit der Röntgenuntersuchung zu replizieren [7, 24]. Obwohl alle Autoren sich einig waren, vielversprechende Ergebnisse ermittelt zu haben, eignet sich ihre Methode hinsichtlich Reproduzierbarkeit und Praktikabilität nur für Patienten, die entweder knien oder das Knie um 90° beugen konnten – was die Methode somit nicht immer unmittelbar postoperativ anwendbar macht.

Ziel der vorliegenden Studie war es daher, eine neue und leicht durchführbare Röntgenprojektion nach TKA zu entwickeln, die zunächst eine zuverlässige Bestimmung der wichtigen Rotationsausrichtung der Femurkomponente ermöglicht. Darüber hinaus sollte durch eine Teilbelastung bei allen Patienten das femorotibiale Flexionsverhalten der Prothesenkomponenten beurteilt werden, indem man einen nachvollziehbaren lateralen Femur-Rollback quantifiziert.

2. Materialien und Methodik

Die Studie umfasste 63 Patienten (63 Knie) nach totaler Kniearthroplastik in einem Zeitraum von März bis Oktober 2014. Neben der Erfüllung der folgenden Einschluss- und Ausschlusskriterien war kein weiterer Zeitrahmen zur Teilnahme vorgegeben.

Die einzigen Einschlusskriterien zur Teilnahme an der vorgesehenen Röntgen-Studie waren die Durchführung einer uneingeschränkten primären TKA sowie die informierte, schriftliche Einwilligung der Patienten. Außerdem mussten die Patienten in der Lage sein, ihr Knie für den Zeitpunkt der Untersuchung um mindestens 70° zu beugen. Ausschlusskriterien waren Revisionsoperationen sowie das Vorliegen einer mehr als erstgradig „aufklappbaren“/ instabilen TKA oder eine bereits präoperativ festgestellte schwere osteoarthritische Verformung des Kniegelenks.

In der abschließenden Kohorte wurden 32 Frauen und 31 Männer im Alter von durchschnittlich 70 Jahren (SD ± 12, Spanne: 44-89 Jahre) eingeschlossen. Alle Patienten waren bereits einer TKA aufgrund schwerer degenerativer oder

posttraumatischer Kniearthrose unterzogen worden. Es wurden insgesamt drei verschiedene Prothesen-Designs verwendet. Alle drei implantierten Prothesen entsprachen einem ungekoppelten, das hintere Kreuzband erhaltenden Typ: 45 Depuy PFC® (DePuy Synthes Joint Reconstruction, Warsaw, United States), elf Attune® (DePuy Synthes Joint Reconstruction, Warsaw, United States) und sieben ConforMIS ITotal® (ConforMIS, Bedford, Massachusetts, United States). Bezogen auf das Ziel der Studie gab es keine relevanten Unterschiede im spezifischen Design der verschiedenen Prothesen-Typen.

Alle Patienten haben eine informierte, schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an dieser Studie abgegeben. Die Studie wurde von der zuständigen Ethikkommission genehmigt (Genehmigungsnummer F-2014.047-Ethikkomitee Landesärztekammer Baden-Württemberg).

Alle Operationen wurden von demselben erfahrenen Operateur (und Co-Autor J.B.) durchgeführt. Das Standard-Operationsverfahren des jeweiligen Prothesen-Typs wurde angewendet, die peri- und postoperativen Behandlungsschema waren identisch.

Direkt postoperativ oder während des regulären sechswöchigen Kontrolltermins (abhängig von der individuellen Fähigkeit der Patienten, ihr Knie adäquat zu beugen) wurde eine angepasste, axiale patellare Röntgen-Projektion des Knies angefertigt. Die Methodik entsprach dabei den bereits beschriebenen Vorgehensweisen von Laurin [29], Knutson [30], Takai [28] und Kanekasu [24].

Die Patienten befanden sich dabei in ellenbogengestützter Rückenlagen mit einer 60-70°-Beugung im Knie. Beide Füße befanden sich auf einer Waage [Abb. 1]. Nach der korrekten Positionierung wurde die Waage erneut auf null geeicht, um das Eigengewicht des Beines nicht in die Bestimmung der belasteten Situation mit einfließen zu lassen. Entsprechend der Technik von Laurin et al. [29] wurden die Patienten gebeten, während der Röntgenaufnahme den Film vertikal zu halten. Zusätzlich wurden alle Patienten gebeten, ausschließlich das operierte Bein zu belasten, indem sie einen einbeinigen Beinbeuger von 20 kg Belastung gegen die Waage durchführten.



Abbildung 1: Patient positioniert in ellenbogengestützter Rückenlage mit 60-70° flektierten Knien. Beide Füße wurden auf einer Waage mit 20 kg axialer Belastung positioniert.

Bei 14 Patienten der gewählten Kohorte, die sich über anteriore Knieschmerzen beklagten, wurden CT-Bilder angefertigt, um die Rotationsausrichtung der Prothesenkomponenten in Bezug auf das native Femur und die Tibia zu bestimmen. Hierzu wurde ein dreidimensionales, helikales CT-System verwendet. Dafür wurden die Patienten in Rückenlage mit dem Knie in voller Ausdehnung auf dem CT-Scanner platziert. Das CT wurde vertikal zur langen Achse des Femurs und der Tibia angefertigt. Kontinuierliche 5-mm-Bilder wurden erstellt. Die Rotationsausrichtung der Prothesenkomponenten in Bezug auf das distale Femur wurde unter Verwendung eines einzigen Schnittbildes gemessen, in dem beide Epicondylen am deutlichsten zu identifizieren waren.

Unter Verwendung einer DICOM Image Processing Software (Osirix 7.0, Pixmeo SARL, Bern, Schweiz) wurde die Prothesen-Positionierung der gewonnenen Röntgen- (Abb. 2) sowie CT-Bilder (Abb. 3) wie folgt bewertet:

1. Femorale Komponente

- a. Die transepicondyläre Achse (TEA) wurde, wie von Berger et al. [31] beschrieben, festgelegt. Die anatomische TEA (a-TEA) beschreibt hier eine Verbindungslinie zwischen der Spitze des lateralen Epicondylus und dem Kamm des medialen Epicondylus. Die chirurgische TEA (s-TEA) verläuft zwischen dem lateralen Epicondylus und dem Sulcus des medialen Epicondylus (Abb. 4).

Anschließend konnten die beiden Winkel zwischen der posterioren bicondylären Achse (PBCA), der femoralen Komponente (PBCf-TKA) [21] und der anatomischen bzw. der chirurgischen TEA (Abb. 2) berechnet werden sowie rückblickend der anatomische hintere bikondyläre Winkel (A-PBCA) und der chirurgische hintere bicondyläre Winkel (s-PBCA).

2. Tibiale Komponenten Bewertung:

- a. Entsprechend Berhouet et al. [21] haben wir den Winkel zwischen der a-TEA und der hinteren Randachse der tibialen Prothese (PMAt-TKA) bestimmt, der die Rotation der tibialen Komponente in Bezug auf das native Femur (Abb. 2) widerspiegelt, genannt a-TEA/PMAt-TKA-Winkel.
- b. Der Winkel zwischen der hinteren bikondylären Achse der femoralen Komponente (PBCf-TKA) und der hinteren Randachse der tibialen Prothese (PMAt-TKA), der die Rotationsausrichtung der tibialen Grundplatte gegenüber der femoralen Komponente darstellt (Abb. 3) (PBCf-TKA/PMAt-TKA-Winkel). Nach Berhouet et al. [21] wurden Winkelmessungen mit dem "-"-Zeichen versehen, wenn die tibiale Komponente seitlich nach vorne gegenüber der Femurkomponente (physiologischer Femur-Rollback) verschoben war. Sonstiges wurde mit einem "+"-Zeichen (paradoxe Femur-Rollback) gekennzeichnet.

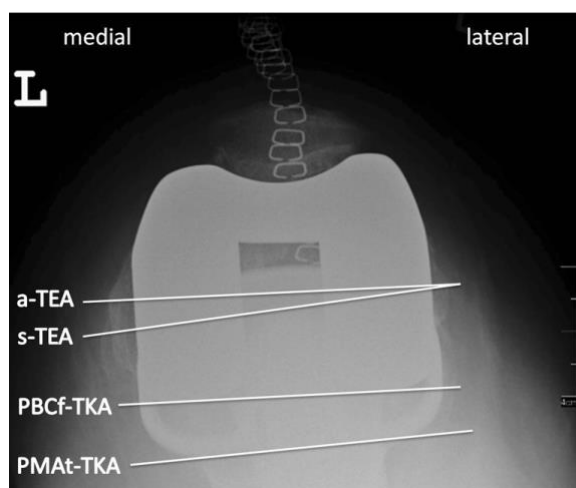


Abbildung 2: Modifizierte axiale Röntgensicht auf das linke Knie (a-TEA: anatomische transepicondyläre Achse; s-TEA: chirurgische transepicondyläre Achse; PBCf-TKA: posteriore bicondyläre Achse

der femoralen Prothesenkomponente; PMAAt-TKA: posteriore marginale Achse der Tibia-Prothese).

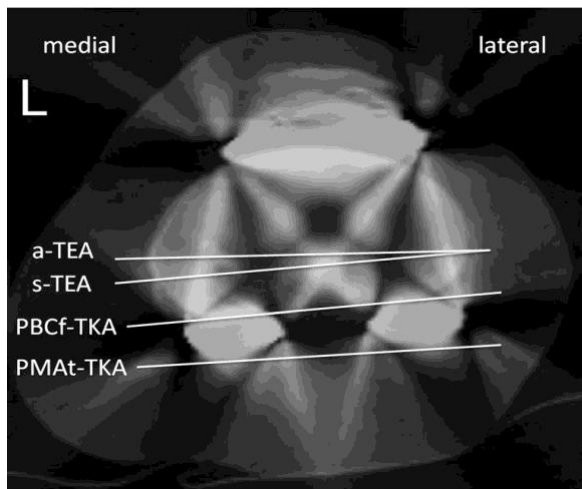


Abbildung 3: CT-Bild eines linken Knies (a-TEA: anatomische transepicondyläre Achse; s-TEA: chirurgische transepicondyläre Achse; PBCf-TKA: posterior bicondyläre Achse der femoralen Prothesenkomponente; PMAAt-TKA: posteriore marginale Achse der Tibia-Prothese)

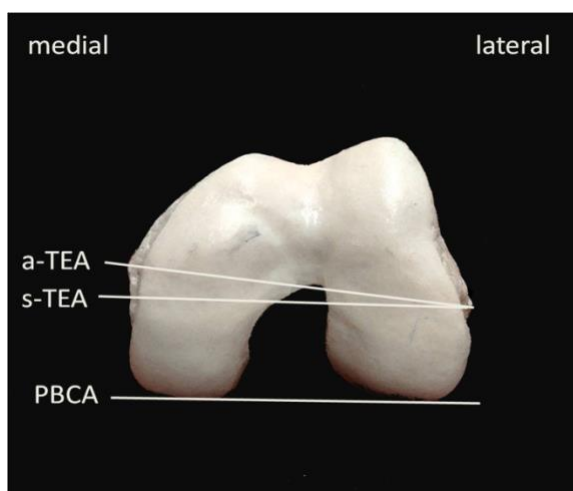


Abbildung 4: Axialer Blick auf das linke Knie mit relevanten anatomischen Landmarken (a-TEA: anatomische transepicondyläre Achse; s-TEA: chirurgische transepicondyläre Achse; PBCA: posteriore bicondyläre Achse)

Gekoppelte Analysen der gewünschten Ausmessungen und Ergebnisse wurden mit SPSS-Software, Version 23.0 (IBM SPSS Statistics, Ehningen, IBM Deutschland GmbH) durchgeführt.

Um die Reproduzierbarkeit unserer Methode zu beurteilen, wurde die grundsätzliche Beurteilung der relevantesten a-PBCA und s-PBCA von zwei unabhängigen Prüfern bewertet (Prüfer 1: E1, Prüfer 2: E2). Beide Prüfer wurden in Bezug auf frühere Messungen verblindet. Zusätzlich wiederholte ein Prüfer (E1) die Messungen von a-PBCA, s-PBCA, CT a-PBCA und der CT s-PBCA in einem Intervall von einem Monat (Zeitpunkt der ersten Bewertung: T1, Zeitpunkt der zweiten Bewertung: T2).

Binnen-Korrelationskoeffizienten (ICC) für die Inter-rater-Zuverlässigkeit (E1 versus E2) und die Intra-rater-Zuverlässigkeit (T1 versus T2) wurden unter Verwendung der oben genannten SPSS-Version berechnet.

Um einen Eindruck der Validität unserer Röntgen-Projektionen zu gewinnen, wurden bei 14 Patienten die jeweiligen Messungen des a-PBCA (Corr. - a-PBCA) und des s-PBCA (Corr. - s-PBCA) der Röntgenuntersuchung mit denen der CT a-PBCA und CT s-PBCA der gleichen Patienten verglichen.

3. Ergebnisse

Auf allen erhaltenen 63 Röntgenaufnahmen waren die relevanten anatomischen Landmarken sowie die Prothesenkomponenten oder respektive deren Ränder klar zu identifizieren, was eine Berechnung aller zuvor beschriebener Achsen und Winkel für beide Prüfer ermöglichte.

3.1 Winkel-Messungen

Der durchschnittliche Winkel zwischen der anatomischen transepicondylären Achse und der posterioren bicondylären Achse (a-PBCA) lag bei 3.2° (SD ± 1.8). Der entsprechende Winkel in Bezug auf die chirurgische transepicondyläre Achse (s-

PBCA) betrug 2.5° (SD ± 1.6). Der durchschnittliche a-TEA/ PMAt-TKA Winkel, welcher die Drehpositionierung der tibialen Komponente in Bezug auf das native Femur wiedergibt, betrug 2.1° (SD ± 1.7). Alle Werte sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Angle	Mean (°)	Standard deviation (±°)	Minimum (°)	Maximum (°)
a-PBCA (n = 63)	3.2	1.8	0.5	7.4
s-PBCA (n = 63)	2.5	1.6	0.5	6.9
a-PBCA CT (n = 14)	4.0	1.9	1.2	6.2
s-PBCA CT (n = 14)	2.9	1.3	1.0	5.0
Corr. - a-PBCA (n = 14)	3.7	1.8	0.9	6.2
Corr. - s-PBCA (n = 14)	4.0	1.9	0.8	4.8
a-TEA/PMAt-TKA angle	2.1	1.7	- 3.8	4.2
PBCf-TKA/PMAt-TKA angle	-1.2	2.7	-7.2	3.7

Tabelle 1: Winkelmessungen in Grad (°) angegeben (a-PBCA + s-PBCA: anatomischer und chirurgischer posteriorer bicondylärer Winkel; CT: Computertomographie; Corr.: entsprechende Werte; a-TEA: anatomische transepicondyläre Achse; PBCf-TKA: posteriore bicondyläre Femurachse der TKA; PMAt-TKA: posteriore marginale Achse der Tibia-Prothese)

Geeignete Messungen in der CT-Kontrollgruppe (n=14) zeigten einen Winkel von 4.0° (SD ± 1.9) für die a-PBCA und 2.9° (SD ± 1.3) für die s-PBCA. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den 14 konventionellen Röntgenaufnahmen der jeweiligen Winkel (Corr.- a-PBCA: 3.7 (± 1.8); Corr.- s-PBCA: 2.5 (±1.5)) und den benannten CT-Aufnahmen festgestellt werden (p=n.s.) (Abb. 5).

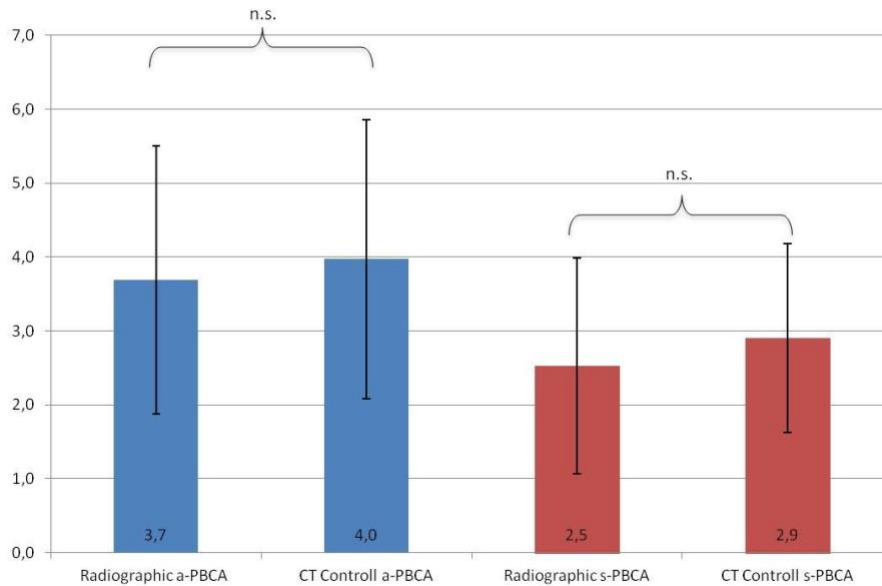


Abbildung 5: Vergleich posteriorer bicondylärer Winkel in Röntgen- und CT-Bildern (a-PBCA: anatomischer posteriorer bicondylärer Winkel; s-PBCA: chirurgischer posteriorer bicondylärer Winkel; ns: nicht signifikant)

Die durchschnittliche Rotationsbeziehung zwischen der femoralen und tibialen Komponente (PBCf-TKA/PMAf-TKA angle) betrug -1.2° (SD ± 2.7). Die erhaltenen Messungen zeigten keine Standardverteilung. Die hohe Variabilität aller Einzelwerte des femorotibialen Rotationsverhaltens ist in Abbildung 6 dargestellt.

PBCf-TKA/PMAf-TKA – angle [°]

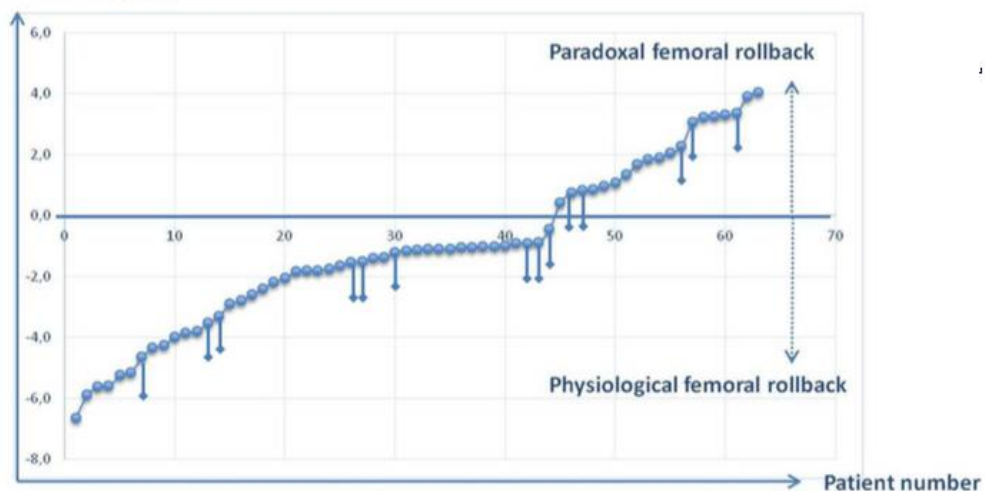


Abbildung 6: Einzelwinkel-Werte zwischen der posterioren bicondylären und posterioren marginalen Achse der Tibia-Prothese (PBCf-TKA/PMAf-TKA Winkel); Patienten mit vorderem Knieschmerz wurden hervorgehoben (↓).

3.2 Zuverlässigkeitsprüfung

Die Reproduzierbarkeit der Beurteilung der Rotationsposition der femoralen Komponente (a-PBCA, s-PBCA, CT a-PBCA und CT s-PBCA) zeigte eine Intra-rater-Zuverlässigkeit zwischen 0.77 (a-PBCA) und 0.96 (CT a-PBCA). Die ICC Inter-rater-Zuverlässigkeit zur Beurteilung der femoralen Rotationsausrichtung betrug 0.83 für die a-PBCA und 0.75 für die s-PBCA. Alle Zuverlässigkeitswerte sind in Tabelle 2 dargestellt.

Reliability	Testing condition	Parameter	Results	ICC
Intra-rater	T1 versus T2	a-PBCA	3.3 (± 2.2) vs. 3.1 (± 1.5)	0.77
	T1 versus T2	s-PBCA	2.5 (± 1.8) vs. 2.5 (± 1.5)	0.88
Inter-rater	E1 versus E2	a-PBCA	3.3 (± 2.2) vs. 3.2 (± 2.2)	0.83
	E1 versus E2	s-PBCA	2.5 (± 1.8) vs. 2.9 (± 2.1)	0.75
Intrarater	T1 versus T2	CT a-PBCA	3.9 (± 2.0) vs. 4.1 (± 1.8)	0.96
	T1 versus T2	CT s-PBCA	2.9 (± 1.5) vs. 3.0 (± 1.2)	0.85

Tabelle 2: Intra- und Inter-rater Zuverlässigkeitswerte: Werte als Durchschnitt \pm SDs (T1 = Zeitpunkt der ersten Bewertung, T2 = Zeitpunkt der zweiten Bewertung; E1 = Prüfer 1, E2 = Prüfer 2)

4. Diskussion

Postoperative Schmerzen und Funktionsstörungen nach einer totalen Kniearthroplastik werden in hohem Maße mit der Rotationsausrichtung der Prothese in Bezug auf die anatomische Ursprungssituation des Femurs und der Tibia, besonders ihrer femoralen Komponente, in Verbindung gebracht [7]. Computertomographie ist allgemein als Gold-Standard zur Darstellung von Rotationsdeformitäten des gesamten Femurs etabliert, zum Beispiel zur präoperativen Planung sowie zur postoperativen Einschätzung der Rotationspositionierung der femoralen und tibialen Prothesenkomponenten zu distalem Femur und Tibia. Dennoch sind CT-Geräte leider nicht überall verfügbar und wenn doch, ist die Benutzung oft mit langen Wartezeiten sowie mit einer Strahlenbelastung verbunden. Zusätzlich sind die Kosten eines CTs weit höher als die einer konventionellen Röntgenaufnahme [23].

Bisherige Röntgenauswertungen zur Beurteilung der Rotationspositionierung nach TKA wurden nur inkonsequent beschrieben und sind somit noch nicht weit verbreitet [23, 24].

Die präsentierte Methode erlaubt uns eine zuverlässige und genaue sowie einfache Röntgenprojektion, deren postoperative Performance zur Darstellung einer vermuteten Prothesenkomponenten-Malrotation in jedem Krankenhaus in die medizinische Praxis impliziert werden kann. In Bezug auf die oben genannte Methode können die wichtigsten und wissenschaftlich etabliertesten Achsen und Winkel [21] der Rotationsposition der femoralen Komponente sowie das femorotibiale Verhalten unter Teilbelastung detektiert werden.

Die Bestimmung von Rotationsaspekten des distalen Femurs (DFT) oder der femoralen Prothesenkomponente durch Standard-Röntgenaufnahmen wurde bereits beschrieben [7, 23, 24, 28]. Takai et al. [28] berichteten über ihre posterior-anterior kniende Ansicht, um die distale Rotation des nativen Femurs in 39 osteoarthritischen und 19 normalen Knien zu bestimmen. Darüber hinaus adressierten sie die transepicondyläre Achse, die hintere bikondyläre Linie und den daraus resultierenden Winkel und bestätigten eine signifikante Korrelation zwischen dieser Röntgentechnik und CT-Bildern [28]. Allerdings wurde die Röntgenuntersuchung nicht nach TKA durchgeführt und eine 80°-Beugung des Gelenks bei kniender Position wurde benötigt, was unmittelbar postoperativ aufgrund anteriorer Knieschmerzen oder Instabilität oft schwierig durchzuführen ist [22].

Folglich wurde diese Methode von Kanekasu et al. [24] in eine anterior-posterior axiale Röntgenaufnahme bei 32 Patienten (50 Knie) nach totaler Kniearthroplastik in sitzender Position mit 90° gebeugten Knien abgeändert. In einer neueren Fortsetzung führte Viel et al. [23] eine „sitzende AP-Ansicht“ bei 79 Patienten (125 Knie) zur Bestimmung der DFT durch. Obwohl auch hierbei eine 90°-Kniebeugung erforderlich war, ist eine solche Sitzposition eher frühzeitig nach chirurgischen Eingriffen möglich, besonders bei Patienten mit Schmerzen, Fettleibigkeit oder fortgeschrittenem Alter [23].

In jedem Fall behaupten beide Autoren, welche die Standard-AP-Röntgensicht beschrieben, ihre Röntgentechniken seien zum Großteil vergleichbar mit CT-Scans zur „alleinigen“ Beurteilung der DFT oder Femurkomponenten-Rotation [23, 24]. Andererseits ist der genannte Vergleich dieser beiden Autoren aufgrund von

Schwierigkeiten, den medialen Sulcus und die chirurgische epikondyläre Achse (s-TEA) zu identifizieren, nur begrenzt valide. Abweichend nutzten Kanekasu et al. [24] nicht den s-TEA, auf welchem Viel et al. [23] ihre gute Zuverlässigkeit für den hinteren anatomischen bicondylären Winkel, aber nicht für den hinteren chirurgischen bicondylären Winkel begründeten.

Erst kürzlich konnten Savin et al. [7] vielversprechende Ergebnisse nach Korrelation präoperativer radiologischer DFT-Messungen mit postoperativen Kontrollen unter Verwendung der gleichen radiologischen Sitzansicht bei 20 Patienten vor und nach TKA aufzeigen. Sie ermutigten darüber hinaus die weitere Nutzung von rotationsradiologischen Bewertungen in der TKA, um die Genauigkeit der prothetischen Positionierung zu erhöhen [7].

Intra- und Inter-Beobachter-Zuverlässigkeit der vorliegenden Studie waren bei allen Winkeln gut bis sehr gut, beide setzten rückblickend die a-TEA oder die s-TEA ein.

Nichtsdestotrotz zeigen unsere a-PBCA im Vergleich mit dem entsprechenden mittleren Verdrehungswinkel sitzender AP-Röntgenaufnahmen von Kanekasu et al. [24] eine etwas geringere innere Rotation der Oberschenkelkomponente ($3,2^\circ \pm 1,8^\circ$ gegenüber $6,9^\circ \pm 1,4^\circ$). Obwohl der optimale Wert der femoralen Rotationskomponente noch unklar ist [7, 23], beschreiben mehrere frühere Studien, die CT-Bilder auswerteten, eine mittlere a-PBCA von etwa 6° und eine mittlere s-PBCA etwa 3° [15, 23, 24, 28]. Daher legen frühere Berichte eine femorale Komponentendrehung von 3° außerhalb der posterioren condylären Achse [25] nahe, was unseren Ergebnissen entspricht.

Verglichen mit der Computertomographie konnten keine signifikanten Diskrepanzen zwischen unserer radiologischen Standardprojektion und dem Gold-Standard CT in den untersuchten Knien festgestellt werden. Darüber hinaus berichten mehrere Studien über Schwierigkeiten und Fallen bei der Identifizierung knöcherner Landmarken, aufgrund metallischer Artefakte und Osteophytenreste [21, 23]. Unsere röntgenologische Bewertung könnte eine einfache und zuverlässige Alternative sein, die von diesen Einschränkungen nicht betroffen ist. Trotz der genannten vielversprechenden Ergebnisse muss man anerkennen, dass anatomische Abweichungen – z.B. in posttraumatischen Situationen des Oberschenkelknochens oder der Tibia – eine korrekte Zuordnung von knöchernen Landmarken auf einem

ebenen 2D-Röntgenbild nur eingeschränkt ermöglichen. Hier erlaubt die CT eine Beurteilung möglicher Rotationsdeformitäten der Gesamtachse und ist dadurch noch immer als unersetzliche Methode der Wahl zu akzeptieren.

Zahlreiche Methoden oder Landmarken versuchen eine genaue Rotationsbewertung der tibialen Grundplatte in TKA zu ermöglichen. In einer aktuellen CT-basierten Studie beurteilten und validierten Berhouet et al. [21] die Tibiakomponenten-Positionierung durch Messung der Winkel zwischen der a-TEA und der hinteren Randachse der tibialen Komponente (PMA_t) sowie den Winkel zwischen der hinteren bicondylären Linie und der hinteren Randachse der Tibia-Schale (PBCf-TKA/ PMA_t-TKA-Winkel). Die Zielsetzung war hier $0^\circ \pm 2^\circ$.

Wir konnten ebenso den PBCf-TKA/PMA_t-TKA-Winkel ($-1,2 \pm 2,7$) bestimmen und vergleichbare Werte wie die von Berhouet et al. ($0,96 \pm 4,53$) zeigen [21]. Die etwas negativeren Werte könnten auf die Situation unter Belastung zurückzuführen sein, in welcher Interpretationen mit Vorsicht erfolgen müssen, da wir unsere Messungen nicht mit einer unbelasteten Situation verglichen haben. Obwohl die Position der Tibia-Schale nicht auf die native Tibia abgeglichen werden konnte, so konnte sie zumindest an einem zuverlässigen Referenzpunkt gemessen werden [21]. Die teilbelastete Situation könnte zudem einen vorsichtigen Eindruck des femorotibialen Verhaltens im Hinblick auf den seitlichen Femur-Rollback ermöglichen, doch ohne eine unbelastete Kontrollgruppe ist diese Interpretation rein hypothetisch. Schließlich zeigten alle Messungen eines femorotibialen Verhaltens selbst, sowie eine mögliche Korrelation mit dem Auftreten von anterioren Knieschmerzen, eine zu hohe Variabilität, die bestenfalls einen Eindruck, nicht jedoch eine erläuternde Schlussfolgerung ermöglicht.

Es gibt einige Einschränkungen, welche die Tragweite dieser Studie verringern. Erstens war die Stichprobengröße, um die Röntgenmethode mit CT zu vergleichen und zu validieren, vergleichsweise klein, was eine abschließende wissenschaftliche Aussagekraft erschwert. Die geringen Diskrepanzen zwischen den Methoden in der untersuchten Untergruppe führten bei allen Patienten zu einer Verringerung der weiteren Strahlenbelastung. Daher ist die vorgestellte Methode ein vielversprechendes Erstkonzept für weitere Entwicklungen, welche prospektive Versuche mit adäquaten Stichprobengrößenberechnungen auf der Grundlage einer vorhergegangenen Leistungsanalyse beinhalten sollten. Dennoch deutet die gute

Übereinstimmung der vorgestellten Ergebnisse mit früheren Studien auf die Geradlinigkeit und Zuverlässigkeit unserer Methode hin.

Zweitens ist die Auswertung der Tibia-Schale in gewissem Maße begrenzt, da die hintere Randgrenze der Basisplatte von der femoralen Komponente überlappt wird und in einigen Fällen schwer zu erkennen ist. Darüber hinaus erlaubt die vorgestellte Röntgenmethode keine Rotationsbeziehung zu den nativen knöchernen Landmarken der Tibia. Dennoch kann die Wechselwirkung der Tibia-Schale mit der femoralen Komponente unter partiell belasteten Bedingungen zumindest einen Eindruck von der femorotibialen Funktion vermitteln. Ab diesem Punkt erfordert die Hypothese weitere Untersuchungen mit einem kontrollierten Aufbau.

Drittens ist der Winkel der Röntgenprojektion nicht exakt senkrecht zur femoralen Komponente, was die Werte der gemessenen Winkel leicht verändern könnte. Dennoch zeigten alle Messungen ähnliche Ergebnisse im Vergleich zu vorherigen CT-Aufnahmen und röntgenologischen Studien sowie keine signifikanten Abweichungen zu unseren eigenen Kontrollgruppen, was diese Bedenken unerheblich macht.

Nicht zuletzt hält der Patient bei Ausführung unserer Technik den Röntgenfilm selbst. Dies enthält sicherlich die Möglichkeit einer Fehlerentstehung, da die Projektion nur bis zu einem gewissen Grad akkurat ist. Hier könnte ein prospektiver Ansatz von einem festen Führungssystem profitieren, z.B. einer eingebauten Wasserwaage. Da die Projektion jedoch an die weit verbreitete tangentielle Projektionstechnik von Laurin et al. angepasst ist [29], würden wir keine schweren Abweichungen der Messungen mit einem festen System erwarten.

Abschließend könnte unsere kaudo-kraniale Projektion aufgrund der Strahlenbelastung durch eine Bestrahlung der Genitalien in Frage gestellt werden. Trotz zahlreicher experimenteller Versuche unseres Projektionsaufbaus konnten wir eine praktikable cranio-kaudale Projektion realisieren, welche die gleiche Sicht auf die benannten Achsen und Ränder ermöglicht. Wir haben jedoch auch entsprechend der standardisierten Methoden von Laurin et al. (29) und Koike et al. (33) kaudo-kraniale Projektion verwendet.

Zusätzlich konnten wir eine teilweise belastete Situation herstellen, was eine vorsichtige Beurteilung des kinematischen Verhaltens des operierten Kniegelenks als

ein komplettes biomechanisches Konstrukt erlaubt. Dennoch müssen unsere vielversprechenden Ergebnisse vor dem Hintergrund der oben benannten Einschränkungen mit Vorsicht interpretiert werden. Aus praktischen Gründen könnte ein dauerhaftes Team von Radiologen, welche diese neue Technik durchführen, sogar zu einer Steigerung der Genauigkeit der messbaren Ergebnisse führen.

Zusammenfassend ist die vorgestellte neue Röntgentechnik eine einfache, durchführbare und vielversprechende Methode, welche klar die relevanten anatomischen Landmarken darstellen kann, um die Rotationsausrichtung der Prothesenkomponenten zu beurteilen. Die Ergebnisse dieser Röntgenaufnahmen können mit der Genauigkeit von CT-Aufnahmen gleichgesetzt werden.

5. Literaturverzeichnis

1. Noble PC, Gordon MJ, Weiss JM, Reddix RN, Conditt MA, Mathis KB (2005) Does total knee replacement restore normal knee function. *Clin Orthop Relat Res* 431:157–165
2. Petersen W, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Ellermann A, Best R, Koppenburg AG, Liebau C (2014) Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review. *Int Orthop* 38(2):319–328
3. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L (2001) Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 392:46–55
4. Michalik R, Rath B, Springorum HR, Luering C, Tingart M (2016) Anterior knee pain after total knee arthroplasty: causes diagnosis and treatment. *Orthopaede*, Apr 28
5. Armstrong AD, Brien HJ, Dunning CE, King GJ, Johnson JA, Chess DG (2003) Patellar position after total knee arthroplasty: Influence of femoral component malposition. *J Arthroplasty* 18(4):458–465
6. Matsuzaki T, Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kawakami Y, Ishida K, Oka S, Kuroda R, Kurosaka M (2013) Kinematic factors affecting postoperative knee flexion after cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Int Orthop* 37(5):803–808
7. Savin L, Botez P, Mihailescu D, Predescu V, Grierosu C (2016) Pre-operative radiological measurement of femoral rotation for prosthetic positioning in total knee arthroplasty. *Int Orthop*, 2016 Jan 23
8. Konno T, Onodera T, Nishio Y, Kasahara Y, Iwasaki N, Majima T (2014) Correlation between knee kinematics and patellofemoral contact pressure in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 29(12):2305–2308
9. Jilani A, Shirazi-Adl A, Bendjaballah M (1997) Biomechanics of human tibio-femoral joint in axial rotation. *Knee* 19:203–213
10. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W,

- Freeman MA (2004) Does the femur roll-back with flexion? *J Bone Joint Surg (Br)* 86(6):925–931
11. Churchill D, Incavo SJ, Johnson CC, Beynnon DD (2001) The influence of femoral rollback on patellofemoral contact loads in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 16(7):909–918
 12. Freeman MA, Pinskerova V (2003) The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res* 410:35–43
 13. Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W (2005) Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech* 38(2):269–276
 14. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT (1993) The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res* 287:170–177
 15. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:144–153
 16. Akagi M, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, Nakamura T (1999) Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 366:155–163
 17. Eisenhuth SA, Saleh KJ, Cui Q, Clark CR, Brown TE (2006) Patellofemoral instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 446:149–160
 18. Briard JL, Hungerford DS (1989) Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4(Suppl):S87–S97
 19. Asano T, Akagi M, Koike K, Nakamura T (2003) *Clin Orthop Relat Res* 413:222–232
 20. Abadie P, Galaud B, Michaut M, Fallet L, Boisrenoult P, Beaufils P (2009) Distal femur rotational alignment and patellar subluxation: a CT scan in vivo assessment. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(4): 267–271
 21. Berhouet J, Beaufils P, Boisrenoult P, Frasca D, Pujol N (2011) Rotational

- positioning of the tibial tray in total knee arthroplasty: a CT evaluation. *Orthop Traumatol Surg Res* 97(7):699–704
22. Ikeuchi M, Yamanaka N, Okanoue Y, Ueta E, Tani T (2007) Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 89:45–49
23. Viel T, Casin S, Ducellier F, Setiger V, Bigorre N, Bizot P (2013) Is radiographic measurement of distal femoral torsion reliable. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:517–522
24. Kanekasu K, Kondo M, Kadoya Y (2005) Axial radiography of the distal femur to assess rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 434:193–197
25. Hirschmann MT, Konala P, Amsler F, Iranpour F, Friederich NF, Cobb JP (2011) The position and orientation of total knee replacement components: a comparison of conventional radiographs, transverse 2D-CT slices and 3D-CT reconstruction. *J Bone Joint Surg (Br)* 93(5):629–633
26. Victor J, Van Doninck D, Labey L, Van Glabbeek F, Parizel P, Bellemans J (2009) A common reference frame for describing rotation of the distal femur. A CT-based kinematic study using cadavers. *J Bone Joint Surg (Br)* 91:683–690
27. Victor J (2009) Rotational alignment of the distal femur: a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(5):365–372
28. Takai S, Yoshino N, Isshiki T, Hirasawa Y (2003) Kneeling view: new roentgenographic technique to assess rotational deformity and alignment of the distal femur. *J Arthroplasty* 18:478–483
29. Laurin C, Dussault R (1979) The tangential x-ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop Relat Res* 144:16–26
30. Knutson F (1941) Ueber die rontgenologie des femoropatellargelenkes sowie eine gute Projektion für das Kniegelenk. *Acta Radiol* 22:371–376
31. Berger R, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS (1993) Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee

arthroplasty using the epicondylar axis. Clin Orthop Relat Res 286:40–47

32. Saramah SS, Patel S, Hossain FS, Haddad FS (2012) The radiological assessment of total and unicompartmental knee replacements. J Bone Joint Surg (Br) 94(10):1321–1329

33. Koike M, Nose H, Takagi S, Akimoto A, Kaji T (2015) A skyline-view imaging technique for axial projection of the patella: a clinical study. Radiol Phys Technol 8(2):174–177

6. Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. J. Beckmann für die Idee zu meiner Doktorarbeit sowie für die ebenso freundschaftliche wie professionelle Unterstützung während des Forschens und der Durchführung meiner Arbeit.

Zudem möchte ich mich bei Herrn Priv.-Doz. Dr. med. R. Best für die während des Veröffentlichungs- und Review-Prozesses des zugrundeliegenden Artikels bedanken.

Vielen Dank an Herrn Dr. med. C. Mayer für seine wissenschaftliche und freundschaftliche Unterstützung.

Ein besonderer Dank geht auch an meine Familie und speziell an meine Frau Isabel für ihr Verständnis, die Unterstützung und Motivation während der gesamten Dauer dieser Arbeit.

Partially loaded plain radiographic measurement to evaluate rotational alignment in total knee arthroplasty

William Pedraza¹ · Johannes Beckmann¹ · Constantin Mayer¹ · Frieder Mauch¹ · Jochen Huth¹ · Raymond Best^{1,2}

Received: 21 February 2016 / Accepted: 17 June 2016
© SICOT aisbl 2016

Abstract

Purpose Rotational alignment of prosthetic components after total knee arthroplasty (TKA) is predominantly monitored with computer tomography (CT), for example by relating the anatomical transepicondylar axis (a-TEA) of the native femur to the posterior bicondylar axis of the prosthetic component (PBCA). The purpose of the present study was to portray a reliable, novel plain radiographic method that likewise enables the evaluation of rotational positioning of prosthetic components in TKA. Furthermore, it was intended to evaluate the prosthetic femoro-tibial functional behavior under loaded conditions.

Methods Modified plain axial radiographs under partial weight bearing (20 kg) were performed in 63 patients (63 knees) after TKA. On the obtained radiographs, all established, relevant anatomic, and prosthetic axis and angles reflecting the rotational position of the femoral (i.e., a-TEA/PBCA angle) and tibial component were detected twice by two independent examiners with an interval of one month. Additionally, in 14 cases with anterior knee pain after surgery, radiographic results were compared to obtained computer tomography images; intraclass coefficients (ICC's) for intra- and inter-rater reliability were calculated.

Results All pre-assigned axis and angles could be identified doubtlessly by both examiners in all investigated knees. For all measurements, ICC's for intra-rater and inter-rater reliability ranged from 0.75 to 0.96. The comparison of the radiographic

measurements with corresponding CT results (n=14) revealed no significant differences ($p > 0.05$). Rotational alignment of the tibial tray in relation to the native tibial bone was not measurable due to display overlaying. Femoro-tibial behaviour of the prosthetic components under partial loading showed a high variability.

Conclusion We were able to establish a new reliable radiographic technique that is able to show the most established and relevant anatomic landmarks and prosthetic axis after TKA to assess the rotational alignment of the prosthetic components in TKA in relation to the distal femur. The evaluation of the femoro-tibial behaviour instead shows a high variability and so far does not allow valid explanatory conclusions.

Keywords Femoral roll back · Knee arthroplasty · Knee kinematics · Radiographic measurement · Rotational alignment

Introduction

Performing total knee arthroplasty (TKA) is a successful and common approach to treat severe and painful degenerative or post-traumatic osteoarthritis of the knee. TKA can help to restore the resilience of the knee joint, relieve a patient's pain and thus improve his mobility [1, 2]. However, one downside of TKA is the incidence of anterior knee pain, which has been reported to occur in up to 20–30 % of operated patients [2–5]. Thus, to ensure optimal knee kinematics in order to achieve the named amendments a correct rotational alignment of the prosthetic components in TKA is an indispensable keystone [6].

Possible causes for post-operative impairment are still controversial, but may often be due to a malrotation of the TKA components in relation to the anatomy of the distal femur,

✉ Raymond Best
Raymond.Best@med.uni-tuebingen.de

¹ Department of Orthopaedics, Sportklinik Stuttgart GmbH, Taubenheimstraße 8, 70372 Stuttgart, Germany

² Department of Orthopedic Sports Medicine, University of Tuebingen, Hoppe Seyler Strasse 6, 72076 Tuebingen, Germany

which is described to possibly result in subsequent paradoxal knee kinematics [5–13]. Certain authors have suggested that the rotational position of the femoral component in relation to the distal native femur, has a direct biomechanical influence regarding knee stability and patellofemoral kinematics [14–20]. Furthermore, it is described that the rotational alignment of the tibial component may have great influence on rotational stability and patellar tracking [21, 22].

Despite this clinical significance, beyond the known standard radiological projections (orthogonal X-ray, patella tangential and leg axis projections), a post-operative plain radiographic assessment of the rotational aspect of TKA has not yet gained widespread acceptance [23]. Mainly causative for this lack of popularity are reported difficulties to identify relevant bony landmarks properly [24]. Consequently, CT-scan is still presumed to be the actual gold standard to determine or exclude malrotation of the femoral and tibial components [7, 24, 25]. However, some reports likewise describe difficulties detecting all relevant bony landmarks in some cases [7, 23, 26]. Apart from that, CT-evaluation causes a higher radiation exposure, costs and may not always be available [7, 21, 26, 27].

Few individual studies so far describe plain radiographic methods only to determine the distal femur torsion (DFT) in osteoarthritic knees with axial radiographs in a patient with a flexed knee either kneeling [28] or seated [7, 23]. To our knowledge, only two investigations tried to replicate rotational alignment of TKA with plain radiography [7, 24]. Despite that all authors agree on promising results, the reproducibility and practicability of their method was only suitable for patients that were able to either kneel or flex their knee to 90°, and thus may not always be applicable directly post-operatively.

Therefore, the objective of the present study was to develop a new and easily feasible radiographic projection after TKA, which initially enables a reliable determination of the important rotational alignment of the femoral component. Furthermore, replicating a partially loaded situation in all patients intended to get an impression of the femoro-tibial flexion behavior of the prosthetic components by quantifying a conceivable lateral femoral rollback.

Materials and methods

This retrospective preliminary trial was conducted in 63 patients (63 knees) after total knee arthroplasty between March and October 2014. Except for meeting the following inclusion and exclusion criteria, no specific time frame for inclusion was purported.

Only inclusion criteria for the intended radiographic projection were: to have obtained a primary unconstrained TKA,

to have given informed written consent to participate in the study and to be able to flex the knee to at least 70° at the time of investigation.

Exclusion criteria were: cases of revision TKA, having obtained a hinged TKA or an already pre-operatively detected severe osteoarthritic deformation of the knee joint.

In the final cohort we included 32 women and 31 men with a mean age of 70 years (SD ± 12, range: 44–89 years). All patients had previously underwent TKA for severe degenerative or post-traumatic osteoarthrosis of the knee. A total of three different prosthesis designs were implanted. All three implanted prosthesis were unconstrained posterior cruciate retaining types: 45 Depuy PFC® (DePuy Synthes Joint Reconstruction, Warsaw, IN, USA), 11 Attune® (DePuy Synthes Joint Reconstruction, Warsaw, IN, USA) and seven ConforMIS iTotal® (ConforMIS, Bedford, MA, USA). Regarding the study goal there was no relevant difference in the specific design of the three different prosthesis.

All surgical procedures were performed by the same experienced senior surgeon (and co-author Beckmann J) using the standardized surgical protocol required by the particular type of prosthesis.

Direct post-operatively or whilst regular post-operative follow up after six weeks (depending on the patients capability to adequately flex his knee), a modified axial radiographic patella projection was performed according to the methods previously described especially by Laurin [29], Knutson [30], Takai [28] and Kanekasu [24].

The patients lay in decubiti supine position with 60 to 70 degrees of knee flexion, both feet positioned on a weight scale (Fig. 1). After positioning in a correct manner, the scale was gauged to zero in all patients to disregard the leg weight before replicating a loaded situation. Corresponding to the technique of Laurin et al. [29], during radiographic projection the patient was asked to hold the radiographic film vertically. In addition, all patients were requested to put load exclusively on the operated limb by performing a single leg press of 20 kilograms against the scale.

In 14 patients of the chosen cohort complaining about anterior knee pain CT-scans were obtained to determine the rotational alignment of the prosthetic components in relation to the native femur and tibia using the 3-dimensional helical CT system. Here, the patients were placed supine with the knees in full extension on the CT scanner. The CT was taken vertical to the long axis of the femur and tibia. Continuous 5 mm images were obtained, and the rotational alignment position of the prostheses components in relation to the distal femur was measured, using a single slice in which both epicondyles were identified most clearly.

Using a DICOM image processor software (Osirix 7.0, Pixmeo SARL, Bernex, Switzerland) prosthetic positioning on the obtained radiographs (Fig. 2) as well as on the CT-scans (Fig. 3) was then assessed as follows:

Fig. 1 Patients position in decubiti supine position with 60 to 70 degrees of knee flexion, both feet positioned on a weight scale with 20 kg of axial load



1. Femoral component

- a) The *transepicondylar axis (TEA)* was determined as described by Berger et al. [31]. Here, the *anatomical TEA (a-TEA)* reflects a line connecting the tip of the lateral epicondyle to the medial epicondylar ridge. The *surgical TEA (s-TEA)* runs between the lateral epicondyle and the medial epicondylar sulcus (Fig. 4).

Subsequently, the particular two angles between the *posterior bicondylar axis (PBCA)* of the femoral component (*PBCf-TKA*) [21] and the anatomical and the surgical TEA respectively (Fig. 2) could be calculated—the *anatomical posterior bicondylar angle (a-PBCA)* and the *surgical posterior bicondylar angle respectively (s-PBCA)*.

2. Tibial tray assessment:

- a) Corresponding to Berhouet et al. [21], we determined the angle between the *a-TEA* and the posterior marginal axis of the tibial prosthesis (*PMAf-TKA*), which reflect the rotation given to the tibial component with respect to the native femur (Fig. 2), named the *a-TEA/PMAf-TKA angle*.

- b) The angle between the posterior bicondylar axis of the femoral component (*PBCf-TKA*) and the posterior marginal axis of the tibial prosthesis (*PMAf-TKA*), which represents the rotational alignment of the tibial baseplate relative to the femoral component (Fig. 3) (*PBCf-TKA/PMAf-TKA angle*). According to Berhouet et al. [21] angle measurements were given the “—” sign when the tibial component was laterally rotated anteriorly relative to the femoral component (physiological femoral rollback) and the “+” sign otherwise (paradoxal femoral rollback).

Coupled analysis of desired measurements and results were performed using SPSS software, version 23.0 (IBM SPSS Statistics, Ehningen, IBM Deutschland GmbH).

In order to assess our method’s reproducibility, the fundamental assessment of the most relevant *a-PBCA* and the *s-PBCA* were performed independently by two non-operator examiners (examiner 1: E1, examiner 2: E2). Both observers were blinded to any previous measurements at the time. Furthermore one examiner (E1) repeated the measurements of the *a-PBCA*, the *s-PBCA*, *CT a-PBCA* and the *CT s-PBCA* with an interval of one month (time of first assessment: T1, time of second assessment: T2).

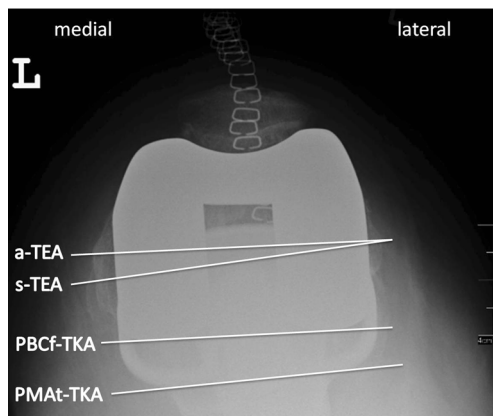


Fig. 2 Modified axial radiographic view of a left knee (a-TEA: anatomical transepicondylar axis, s-TEA: surgical transepicondylar axis, PBCf-TKA: posterior bicondylar axis of the femoral prosthetic component, PMAf-TKA: posterior marginal axis of the tibial prosthesis)

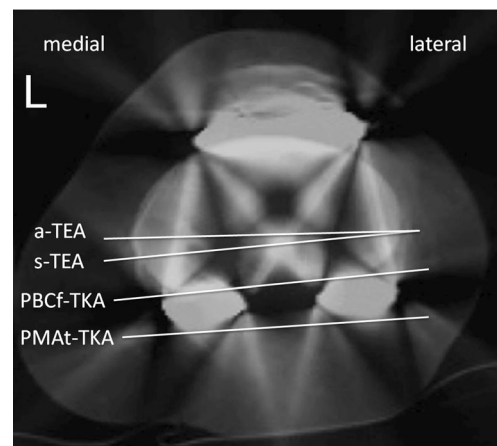


Fig. 3 CT view of a left knee (a-TEA: anatomical transepicondylar axis, s-TEA: surgical transepicondylar axis, PBCf-TKA: posterior bicondylar axis of the femoral prosthetic component, PMAf-TKA: posterior marginal axis of the tibial prosthesis)

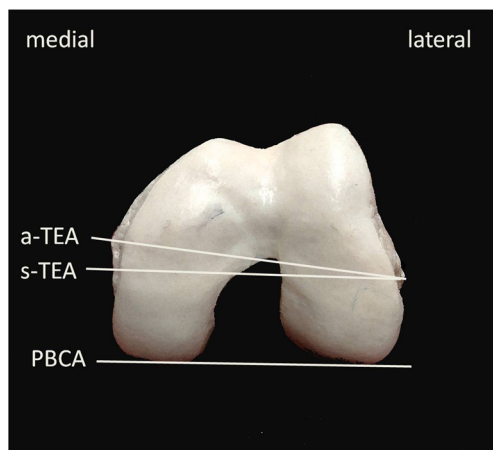


Fig. 4 Axial view of left knee with relevant anatomical landmarks (a-TEA: anatomical transepicondylar axis, s-TEA: surgical transepicondylar axis, PBCA: posterior bicondylar axis)

Intraclass correlation coefficients (ICC) were calculated for inter-observer reliability (E1 versus E2) and intra-observer reliability (T1 versus T2) using SPSS software, version 23.0 (IBM SPSS Statistics, Ehningen, IBM Deutschland GmbH).

In order to get an impression of the validity of our radiographic projection, in 14 patients the particular measurements of the *a-PBCA* (*Corr. - a-PBCA*) and the *s-PBCA* (*Corr. - s-PBCA*) on our plain radiographic images were compared with the particular *CT a-PBCA* and the *CT s-PBCA* of the same patients.

All patients gave their written and informed consent to participate in this study. The study was approved by the corresponding ethical review board (Approval number F-2014.047 - Ethics-committee Landesärztekammer Baden-Württemberg).

Results

On all 63 obtained radiographs the relevant anatomic landmarks as well as the prosthetic components, or their margins respectively, were clearly identifiable, allowing the measurement of all previously described axes and angles by both examiners.

Angle measurements

The mean angle between the anatomical transepicondylar axis and the posterior bicondylar axis (*a-PBCA*) was 3.2° (SD ± 1.8), the correspondent angle with respect to the surgical transepicondylar axis (*s-PBCA*) revealed 2.5° (SD ± 1.6). The mean *a-TEA/PMA_t-TKA* angle, reflecting the rotational positioning of the tibial tray in relation to the native femur revealed 2.1° (SD ± 1.7). All values are summarized in Table 1.

Appropriate measurements in the CT control group ($n = 14$) showed 4.0° (SD ± 1.9) for the *a-PBCA* and 2.9° (SD ± 1.3) for the *s-PBCA*. No significant differences for the particular angles were detected between the corresponding 14 conventional radiographs (*Corr. - a-PBCA*: $3.7 (\pm 1.8)$; *Corr. - s-PBCA*: $2.5 (\pm 1.5)$) and the named CT values ($p > 0.05$) (Fig. 5).

The mean rotational relation between the femoral and the tibial component (*PBC_f-TKA/PMA_t-TKA* angle) was -1.2° (SD ± 2.7). The obtained measurements did not show a normal distribution. The high variability of all single values of femoro-tibial rotational behaviour is shown in Fig. 6.

Reliability testing

Reproducibility assessing the rotational position of the femoral component (*a-PBCA*, *s-PBCA*, *CT a-PBCA* and *CT s-PBCA*) revealed an intrarater reliability between 0.77 (*a-PBCA*) and 0.96 (*CT a-PBCA*). ICC Inter-rater reliabilities assessing femoral rotational alignment was 0.83 for the *a-PBCA* and 0.75 for the *s-PBCA*. All reliability values are shown in Table 2.

Discussion

Post-operative pain and functional impairment after total knee arthroplasty is attributed to be strongly related to the rotational alignment of the prosthesis in relation to the anatomic native situation of the femur and tibia, and here especially its femoral component [7]. Computer tomography is commonly accepted to be the gold standard method to detect rotational deformities of the whole femur, i.e., in pre-operative planning as well as to evaluate rotational positioning of the femoral and tibial prosthetic components in relation to the distal femur and tibia post-operatively. However, CT machines are not available everywhere, and if so, waiting times, radiation exposure and costs are clearly higher than for conventional radiography [23]. Previous radiographic evaluation to assess rotational positioning after TKA has been inconsistently described, hence it has not yet earned widespread acceptance [23, 24].

With the presented method we were able to implement a reliable, accurate, plain radiographic projection whose post-operative performance in case of suspected femoral prosthesis component malrotation could easily be enabled in any hospital or medical practice. By means of the above named method, most relevant and scientifically established axis and angles [21] of the rotational position of the femoral component as well as the femoro-tibial behaviour under partial load can be detected.

Determining rotational aspects of the distal femur (DFT) or the femoral prosthetic component by standard radiographs has been previously described [7, 23, 24,

Table 1 Angular measurements expressed in degrees (°) (a-PBCA + s-PBCA: anatomical and surgical posterior bicondylar angle, CT: computer tomography, Corr.: corresponding values, a-TEA: anatomical transepicondylar axis, PBCf-TKA: posterior bicondylar femur axis of the total knee arthroplasty, PMAt-TKA: posterior marginal axis of the tibial prosthesis)

Angle	Mean (°)	Standard deviation (±°)	Minimum (°)	Maximum (°)
a-PBCA (n = 63)	3.2	1.8	0.5	7.4
s-PBCA (n = 63)	2.5	1.6	0.5	6.9
a-PBCA CT (n = 14)	4.0	1.9	1.2	6.2
s-PBCA CT (n = 14)	2.9	1.3	1.0	5.0
Corr. - a-PBCA (n = 14)	3.7	1.8	0.9	6.2
Corr. - s-PBCA (n = 14)	4.0	1.9	0.8	4.8
a-TEA/PMAt-TKA angle	2.1	1.7	- 3.8	4.2
PBCf-TKA/PMAt-TKA angle	-1.2	2.7	-7.2	3.7

[28]. Takai et al. [28] reported their posterior-anterior kneeling view to determine distal femur rotation of the native femur in 39 osteoarthritic and 19 normal knees. Furthermore, they addressed the transepicondylar axis, the posterior bicondylar line and the resulting angles and confirmed a significant correlation between this radiographic technique and CT images [28]. However, radiographic assessment after TKA was not performed and an 80° kneeling position was required—which is often difficult to perform in a patients' direct post-operative period, with anterior knee pain or instability [22].

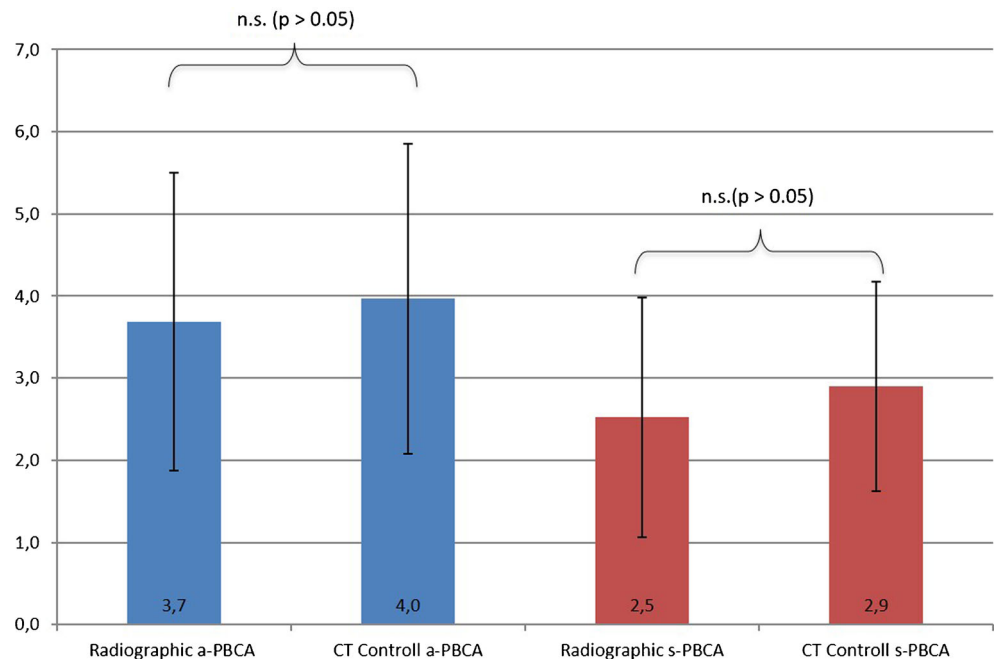
Consequently this method was modified by Kanekasu et al. [24] into an anterior-posterior axial radiograph in 32 patients (50 knees) after total knee arthroplasty in a sitting position with 90° flexed knees. In a recent sequel Viel et al. [23] performed the “seated AP view” in 79 patients (125 knees) to determine the DFT. Even though it also required a 90° knee

flexion, such a sitting position is more feasible to obtain early after surgical procedures, in patients with pain, obesity or advanced age [23].

Either way, determining “solely” the DFT or assessing the rotation of the femoral component, both authors describing the standard radiographic seated AP view claim that their radiographic techniques for the most part revealed comparable results as computer tomography [23, 24]. On the other hand, these authors also limited this comparison due to difficulties identifying the medial sulcus and the surgical epicondylar axis (*s-TEA*). Deductively, Kanekasu et al. [24] did not use the *s-TEA* upon which Viel et al. [23] limited their good reliabilities for the anatomical posterior bicondylar angle, but not for the surgical posterior bicondylar angle.

Just recently Savin et al. [7] presented promising results after correlating pre-operative radiological DFT measurements with post-operative controls using the same radiological seated

Fig. 5 Comparison of posterior bicondylar angles on radiographic and CT images (a-PBCA: anatomical posterior bicondylar angle, s-PBCA: anatomical posterior bicondylar angle, (n.s.: non significant, $p > 0.05$))



PBCf-TKA/PMAt-TKA – angle [°]

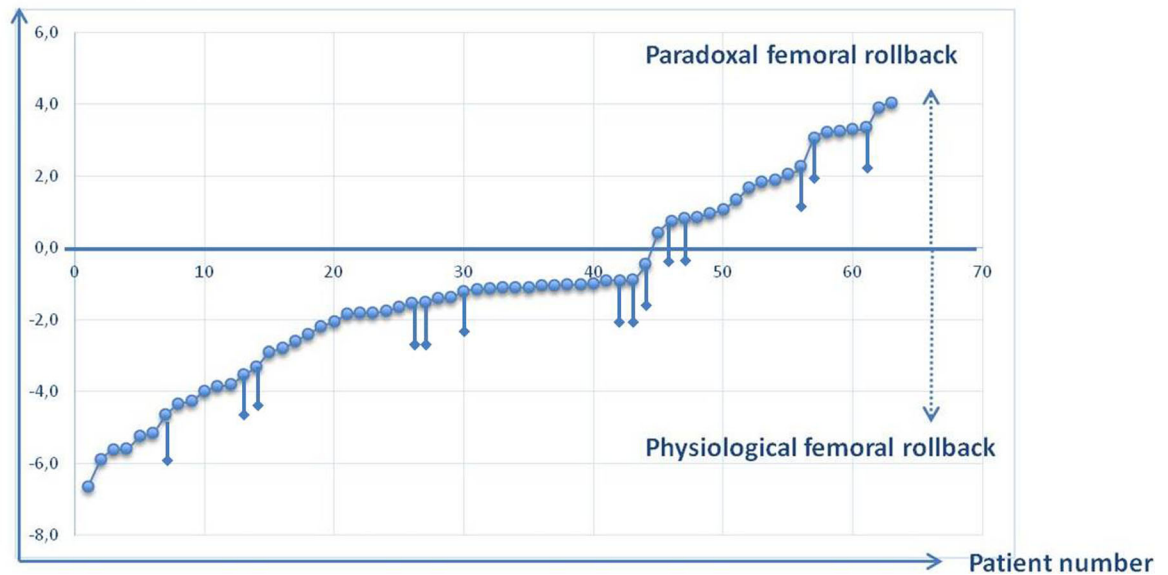


Fig. 6 Single angle values between posterior bicondylar axis and posterior marginal axis of the tibial prosthesis (*PBCf-TKA/PMAt-TKA angle*). Patients suffering from anterior knee pain were indicated (↓)

view in 20 patients before and after TKA. They also encourage further use of rotational radiological assessment in TKA in order to increase accuracy of prosthetic positioning [7].

Intra-observer and inter-observer reliability of the present study was good to very good for all angles, both employing the *a-TEA* or the *s-TEA* respectively.

Nevertheless, comparing our *a-PBCA* with the appropriate mean twist angle on seated AP radiographs by Kanekasu et al. [24], our measurements reveal a slightly lower internal rotation of the femoral component ($3.2^\circ \pm 1.8^\circ$ vs. $6.9^\circ \pm 1.4^\circ$). Though the optimal value of femoral rotation component still remains unclear [7, 23], several previous studies evaluating CT images describe a mean *a-PBCA* of about 6° and a mean *s-PBCA* about 3° [15, 23, 24, 28]. Therefore, previous reports suggest a femoral component rotation of 3° external to the posterior condylar axis [25], which is consistent with our results.

Compared to computer tomography no significant discrepancies between our standard radiographic projection and the

gold standard CT in the investigated knees could be detected. Furthermore several studies report about difficulties and pitfalls identifying bony landmarks on CT due to metallic artifacts and osteophyte remnants [21, 23]. Our radiographic evaluation could be a straightforward and reliable alternative not being affected by these limitations. Despite the named promising results it has to be acknowledged that anatomical deviations—i.e., in post-traumatic situations of the femur or the tibia—might clearly hinder a correct assignment of bony landmarks on a plain 2D radiograph. Here, CT allows the assessment of possible rotational deformities of the complete axis and thus, still has to be accepted as the irreplaceable method of choice.

Numerous methods or landmarks intended to achieve an accurate rotational assessment of the tibial base-plate in TKA. In a recent CT based study Berhouet et al. [21] assessed and validated the tibial component positioning by measuring the angles between the *a-TEA* and the posterior marginal axis of the tibial component (*PMAt*) as well as the angle between the

Table 2 Intra-rater and inter-rater reliability values, figures as means and \pm SDs (T1 = time of assessment 1, T2 = time of assessment 2, E1 = examiner 1, E2 = examiner 2)

Reliability	Testing condition	Parameter	Results	ICC
Intra-rater	T1 versus T2	a-PBCA	3.3 (± 2.2) vs. 3.1 (± 1.5)	0.77
	T1 versus T2	s-PBCA	2.5 (± 1.8) vs. 2.5 (± 1.5)	0.88
Inter-rater	E1 versus E2	a-PBCA	3.3 (± 2.2) vs. 3.2 (± 2.2)	0.83
	E1 versus E2	s-PBCA	2.5 (± 1.8) vs. 2.9 (± 2.1)	0.75
Intrarater	T1 versus T2	CT a-PBCA	3.9 (± 2.0) vs. 4.1 (± 1.8)	0.96
	T1 versus T2	CT s-PBCA	2.9 (± 1.5) vs. 3.0 (± 1.2)	0.85

posterior bicondylar line and the posterior marginal axis of the tibial tray (*PBCf-TKA/PMAt-TKA angle*). Here, the objective was $0^\circ \pm 2^\circ$.

We were also able to determine the *PBCf-TKA/PMAt-TKA angle* (-1.2 ± 2.7), revealing comparable values to those found by Berhouet et al. (0.96 ± 4.53) [21]. The slightly more negative values might be due to the loaded situation, in which this interpretation needs to be done with caution, as we did not contrast our measurements to an unloaded situation. However, despite that the position of the tibial tray could not be aligned to the native tibia, at least it could be measured to a reliable reference point [21]. The partially loaded situation moreover might allow a cautious impression of the femoro-tibial behaviour in terms of lateral femoral rollback, nevertheless without an unloaded control group this interpretation is not more than hypothetical. Finally, all measurements of a femoro-tibial behaviour itself as well as a possible correlation to the occurrence of anterior knee pain revealed too high a variability, at best allowing an impression rather than revealing the possibility to draw any explanatory conclusion.

There are some limitations that decrease the studies reach. First of all the sample size to compare and validate the radiographic method with CT was comparably small to achieve a concluding scientific power. The small discrepancies between the methods in the investigated subgroup simply caused a cut down of further radiation exposure in all patients. Therefore, the presented method is a promising preliminary concept for further developments, requiring prospective trials with adequate sample size calculations based on a priori power analysis. Nonetheless, the good accordance of the presented results with previous studies suggests the straightforwardness and reliability of our method.

Secondly, the evaluation of the tibial tray is limited to some extent, as the posterior marginal border of the base plate is overlapped by the femoral component and may be difficult to identify in some cases. Moreover, the presented radiographic method does not allow a rotational relation to the native bony landmarks of the tibia. Nevertheless, the interaction of the tibial tray with the femoral component under partially loaded conditions at least might give an impression of the femoro-tibial function itself, at which this hypothesis requires further investigations with a controlled setup.

Thirdly, the radiographic projection angle is not exactly perpendicular to the femoral component which might slightly influence the results of the detected angles [32]. However, all measurements revealed similar results to previous CT and radiographic studies as well as no significant differences in between our own controls, making this discussible point negligible.

Not least, performing our technique, the patient holds the radiographic film himself. This certainly implies a source of error as the projection might not always be accurate to a degree. Here, a prospective setup might benefit from a fixed guiding system, i.e., an attached mason's level. However as

the projection is adapted to the widespread tangential projection technique by Laurin et al. [29], we would not expect severely deviating measurements using a fixed system.

Finally, in regards to the radiation exposure, our caudo-cranial projection might be questionable because of an irradiation of the genitalia. Despite several experimental attempts of our projection setup, we could not realize a practicable cranio-caudal projection allowing the same visibility of the named axis and margins. In the end, we invoked the corresponding standardized methods of Laurin et al. [29] and Koike et al. [33], also using a caudo-cranial projection.

Overall, the presented new radiographic technique is an easy, reproducible and promising method that is able to clearly show the most relevant anatomic landmarks in order to assess the rotational alignment of the prosthesis components. The results by this radiographic view could be obtained with accuracy comparable to that of CT.

Furthermore, we were able to simulate a partially loaded situation which allowed a cautious assessment of the kinematic behavior of the operated knee joint as a complete biomechanical construct. Nonetheless, our promising results need to be interpreted with caution due to the above named limiting flaws. For practical reasons a consistent team of radiologists performing this new technique might even enhance the accuracy of measurable output.

Acknowledgments The results of the present study represent a substantial content of the underlying doctoral thesis of the author Pedraza W.

References

1. Noble PC, Gordon MJ, Weiss JM, Reddix RN, Conditt MA, Mathis KB (2005) Does total knee replacement restore normal knee function. *Clin Orthop Relat Res* 431:157–165
2. Petersen W, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Ellermann A, Best R, Koppenburg AG, Liebau C (2014) Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review. *Int Orthop* 38(2):319–328
3. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L (2001) Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 392:46–55
4. Michalik R, Rath B, Springorum HR, Luering C, Tingart M (2016) Anterior knee pain after total knee arthroplasty: causes diagnosis and treatment. *Orthopaede*, Apr 28
5. Armstrong AD, Brien HJ, Dunning CE, King GJ, Johnson JA, Chess DG (2003) Patellar position after total knee arthroplasty: Influence of femoral component malposition. *J Arthroplasty* 18(4):458–465
6. Matsuzaki T, Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kawakami Y, Ishida K, Oka S, Kuroda R, Kurosaka M (2013) Kinematic factors affecting postoperative knee flexion after cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Int Orthop* 37(5):803–808
7. Savin L, Botez P, Mihailescu D, Predescu V, Grierosu C (2016) Pre-operative radiological measurement of femoral rotation for prosthetic positioning in total knee arthroplasty. *Int Orthop*, 2016 Jan 23
8. Konno T, Onodera T, Nishio Y, Kasahara Y, Iwasaki N, Majima T (2014) Correlation between knee kinematics and patellofemoral

- contact pressure in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 29(12): 2305–2308
9. Jilani A, Shirazi-Adl A, Bendjaballah M (1997) Biomechanics of human tibio-femoral joint in axial rotation. *Knee* 19:203–213
 10. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, Freeman MA (2004) Does the femur roll-back with flexion? *J Bone Joint Surg (Br)* 86(6):925–931
 11. Churchill D, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon DD (2001) The influence of femoral rollback on patellofemoral contact loads in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 16(7):909–918
 12. Freeman MA, Pinskerova V (2003) The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res* 410:35–43
 13. Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W (2005) Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using ‘interventional’ MRI. *J Biomech* 38(2):269–276
 14. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT (1993) The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res* 287:170–177
 15. Berger RA, Crosssett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356:144–153
 16. Akagi M, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, Nakamura T (1999) Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 366:155–163
 17. Eisenhuth SA, Saleh KJ, Cui Q, Clark CR, Brown TE (2006) Patellofemoral instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 446:149–160
 18. Briard JL, Hungerford DS (1989) Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4(Suppl):S87–S97
 19. Asano T, Akagi M, Koike K, Nakamura T (2003) *Clin Orthop Relat Res* 413:222–232
 20. Abadie P, Galaud B, Michaut M, Fallet L, Boisrenoult P, Beaufils P (2009) Distal femur rotational alignment and patellar subluxation: a CT scan in vivo assessment. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(4): 267–271
 21. Berhouet J, Beaufils P, Boisrenoult P, Frasca D, Pujol N (2011) Rotational positioning of the tibial tray in total knee arthroplasty: a CT evaluation. *Orthop Traumatol Surg Res* 97(7):699–704
 22. Ikeuchi M, Yamanaka N, Okanou Y, Ueta E, Tani T (2007) Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 89:45–49
 23. Viel T, Casin S, Ducellier F, Setiger V, Bigorre N, Bizot P (2013) Is radiographic measurement of distal femoral torsion reliable. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:517–522
 24. Kanekasu K, Kondo M, Kadoya Y (2005) Axial radiography of the distal femur to assess rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 434:193–197
 25. Hirschmann MT, Konala P, Amsler F, Iranpour F, Friederich NF, Cobb JP (2011) The position and orientation of total knee replacement components: a comparison of conventional radiographs, transverse 2D-CT slices and 3D-CT reconstruction. *J Bone Joint Surg (Br)* 93(5):629–633
 26. Victor J, Van Doninck D, Labey L, Van Glabbeek F, Parizel P, Bellemans J (2009) A common reference frame for describing rotation of the distal femur. A CT-based kinematic study using cadavers. *J Bone Joint Surg (Br)* 91:683–690
 27. Victor J (2009) Rotational alignment of the distal femur: a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(5):365–372
 28. Takai S, Yoshino N, Isshiki T, Hirasawa Y (2003) Kneeling view: new roentgenographic technique to assess rotational deformity and alignment of the distal femur. *J Arthroplasty* 18:478–483
 29. Laurin C, Dussault R (1979) The tangential x-ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop Relat Res* 144:16–26
 30. Knutson F (1941) Ueber die rontgenologie des femoropatellargelenkes sowie eine gute Projektion für das Kniegelenk. *Acta Radiol* 22:371–376
 31. Berger R, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crosssett LS (1993) Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res* 286:40–47
 32. Saramah SS, Patel S, Hossain FS, Haddad FS (2012) The radiological assessment of total and unicompartmental knee replacements. *J Bone Joint Surg (Br)* 94(10):1321–1329
 33. Koike M, Nose H, Takagi S, Akimoto A, Kaji T (2015) A skyline-view imaging technique for axial projection of the patella: a clinical study. *Radiol Phys Technol* 8(2):174–177