

Kritische Beurteilung der Prothesen-Position nach Knie totalprothese: 3D-CT macht den Unterschied!³⁵

Michael T. Hirschmann MD^{1,2}, Niklaus F. Friederich MD¹

¹Orthopädie und Traumatologie des Bewegungsapparates, Kantonsspital Bruderholz, CH-4101 Bruderholz, Schweiz

²Muskuloskelettal Surgery Department, Imperial College, London, UK

Kontaktadresse:



PD Dr. med. Michael T. Hirschmann

Orthopädie und Traumatologie des Bewegungsapparates, Kantonsspital Bruderholz, CH-4101 Bruderholz, Schweiz

Telephone +41-614363158

Fax: +41-614363676

Email: michael.hirschmann@ksbh.ch, Michael.Hirschmann@unibas.ch

Das Ergebnis nach Knie totalprothesen-Operation (TKA) ist von einer Reihe von Faktoren wie z.B. der exakten Wiederherstellung der Gelenklinie, der korrekten Ausrichtung der Prothese anhand der mechanischen Achse und einem adequaten Weichteil-Balancierung abhängig¹⁻¹⁵. Die Fehlpositionierung und Malorientierung der femoralen und/oder tibialen Prothesenkomponente nach TKA gilt als die entscheidende Ursache für wiederkehrende oder persistierende postoperative Schmerzen^{4,11,16}. Eine abnorme Varus- oder Valgus-Fehlstellung kann zu früher aseptischer Lockerung der TKA, eine femorale Malposition in Bezug auf Flexion-Extension zum Notching oder zu einer frühzeitigen Auslockerung der TKA beitragen. Rotationsfehlstellungen können zu femoropatellärem Maltracking, anteriorem Knieschmerz, einer femoro-tibialen Flexionsinstabilität, einem reduziertem Bewegungsausmass und einem vermehrten Polyethylen-Inlay-Verschleiss führen¹⁻¹⁵. Zudem wurden höhere Revisionsraten in Patienten mit femoral oder tibial fehlpositionierten Prothesenkomponenten beschrieben¹⁻¹⁵.

In diesem Kontext ist es daher für die Diagnosestellung und optimale Therapie entscheidend, die verschiedenen Methoden und Bildgebungsverfahren und deren Limitationen genau zu kennen.

Im allgemeinen erfolgt die Beurteilung der Prothesenkomponenten nach TKA primär anhand von konventionellen Röntgenbildern oder wenn genauer gewünscht axialen CT-Schichten (2D-CT)^{6,8,10,15,17-21}. Das MRI findet aufgrund der Metallartefakte nur gelegentlich in Studien Verwendung. Dreidimensional rekonstruierte CT-Schichten (3D-CT) wurde bisher nicht routinemässig, sondern nur in Rahmen von Studien eingesetzt.

In den verschiedenen Bildgebungsmodalitäten wurden zudem eine kaum zu überschauende Anzahl an Messmethoden beschrieben^{6,11,20,22-25}.

In der klinischen Routine findet vor allem, das American Knee Society's total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring System (TKA-RESS) Anwendung. Dieses basiert auf den anatomischen Knie-Achsen und wird zur Beurteilung der Prothesenposition nach TKA anhand von konventionellen Röntgenbildern durchgeführt²³. Grosser Nachteil ist allerdings die hohe Inter- und Intraobserver Variabilität, die geringe Reproduzierbarkeit und die daher fragliche klinische Bedeutung. In konventionellen Röntgenbildern lassen sich oft nur grobe Fehlstellungen (v.a. in Varus-Valgus oder Flexion-Extension Richtung) identifizieren²⁶⁻²⁹. Zudem sind Messungen durch die nicht standardisierbare Rotation des Beines während der Aufnahme als auch die variable Vergrösserung ungenau^{17,29}. Eine Beurteilung der Rotation der TKA ist somit sinnvollerweise kaum möglich²⁶⁻²⁸. Nur Eckhoff et al. beschrieben eine Technik mit der man die Rotation der TKA in Röntgenbildern beurteilen kann, allerdings war diese Technik nur in Patienten, die mit einem speziellen Prothesendesign operiert wurden, möglich^{8,20}.

Routinemässig erfolgt daher, wenn eine genauere Bestimmung der Prothesenposition nach TKA nötig ist, diese in CT-Bildern^{6,15}. Es lassen sich so die postoperative Prothesenposition in sagittaler, koronarer und axialer Schichtung beurteilen^{30,31}. Die am häufigsten gebräuchliche Methode wurde von Berger et al. beschrieben und bestimmt die Rotation der TKA in axialen CT-Schichten (2D)³². Die transepikondyläre Achse, bestimmt durch den medialen und lateralen Epicondylus, wird der posterioren Prothesenachse zur Bestimmung der femoralen Rotation gegenübergestellt³². Die chirurgische transepikondyläre Achse ist dabei die am häufigsten verwendete anatomische Referenz, da diese die Beuge-Streck-Achse des Kniegelenkes repräsentiert und die Landmarken auch nach TKA identifiziert werden

können^{22,24}. Zur Bestimmung der tibialen Prothesen-Rotation wird die posteriore Achse des Tibiaplateaus der posterior-tibialen Prothesenachse gegenübergestellt^{22,24}. Insgesamt scheint die Verwendung von axialen CT-Schichten (2D) zur Bestimmung der Prothesenposition mit einigen Problemen behaftet^{24,32}. Das grösste Problem ist die sichere und exakte Identifikation der anatomischen Landmarken in durch Metallartefakte veränderten CT-Bildern^{8,20,22,24}. Zudem ist die Visualisierung des medialen und lateralen Epikondylus auf derselben axialen CT-Schicht von der Orientierung des Beines im CT-Scanner und der Dicke der CT-Schichten abhängig. Zusammenfassend wurden von den meisten Autoren zur Beurteilung der Rotation nach TKA axiale 2D CT-Schichten verwendet und der Winkel zwischen der chirurgischen transepikondylären Achse und der posterioren Prothesenachse gemessen^{6,15}. Für klinische Zwecke wurden bisher weder 3D-rekonstruierte CT-Bilder verwendet, noch die Bilder in Relation zu standardisierten Referenzebenen ausgerichtet²². Die Beurteilung der Prothesenposition in 3D-CT könnte allerdings genauer und reproduzierbarer sein als bisherige Messungen in 2D-CT, da das Erkennen der anatomischen Landmarken, wie z.B. medialer oder lateraler Epikondylus, die zur Beurteilung der Prothesenposition notwendig sind, erleichtert wird.

Das Ziel unserer Studie war es daher die Intra- und Inter-observer-Reliabilität von unterschiedlichen Bildgebungs- und Messverfahren (Röntgen, 2D-CT, 3D-CT) zur Bestimmung der tibialen und femoralen Prothesenposition zu untersuchen und zu vergleichen.

Insgesamt wurden 30 Kniegelenke nach primärer TKA standardisiert mittels konventionellem Röntgen, 2D-CT und 3D-CT hinsichtlich der Prothesenposition ausgewertet. Die sagittale (gamma and delta) und koronare Ausrichtung (alpha and beta) der TKA wurde anhand des "knee society total knee arthroplasty

roentgenographic evaluation and scoring system (TKA-RESS)²³ in belasteten Röntgenaufnahmen (anteroposterior, lateral und Patella tangential) beurteilt (Abbildung 1). Die Rotation der femoralen und tibialen Prothesenkomponente wurde auf axialen 2D-CT Schichten in der Methode nach Berger et al. beurteilt (Abbildung 2)⁶. Abschliessend wurde die femorale und tibiale Prothesenposition in allen 6 Freiheitsgraden (sagittal, koronar und Rotation) in 3D-rekonstruiertem CT beurteilt (Abbildung 3). Hierzu haben wir eine bereits eingeführte Spezialsoftware verwendet^{22,33}. Die Rotation der femoralen Komponente (femorale posteriore Prothesenachse) wurde im Verhältnis zur transepicondylären Achse, und der tibialen Komponente (tibiale posteriore Prothesenachse) in Relation zum posterioren Tibiaplateau ausgemessen.

Die Messungen zur Bestimmung der Intra-observer-Reliabilität wurden je dreimal von einem Orthopäden mit einem Intervall von zwei Wochen in zufälliger Reihenfolge durchgeführt. Zur Bestimmung der Inter-observer-Reliabilität wurden die Messungen von einem Orthopäden und einem Radiologen wiederholt. Den Untersuchern waren die vorgängig durchgeführten Messungen nicht bekannt.

Die Daten wurden unter Verwendung von SPSS 16.0 (SPSS, Chicago, Illinois USA) ausgewertet. Die vorgängig durchgeführte Fallzahlberechnung erfolgte in Relation zu Berechnungen für Reliabilitätsstudien mit ICCs³⁴. Die Inter- und Intra-observer Reliabilität wurde durch Intra-class Korrelationskoeffizienten (ICC) angegeben. Ein ICC Wert von 1 repräsentiert eine perfekte Reliabilität, 0.81–1 sehr gute und 0.61–0.80 eine gute Reliabilität³⁴. Die medianen Inter- und Intra-observer Unterschiede für die Messungen der Prothesenposition wurden ausgewertet.

Die Intraclass-Korrelationskoeffizienten (ICCs) für die Intra- und Inter-observer Reliabilität für die Bestimmung der Prothesenposition nach TKA im Röntgen, 2D-CT und 3D-CT ergab folgende Ergebnisse:

Intra-observer Variabilität

Die Messungen im Röntgen (ICC 0.40-0.81) und die Rotationsbestimmung der TKA in 2D-CT zeigten eine grosse Intra-observer Variabilität und schlechte bis mässige ICCs. Einzige Ausnahme war die Bestimmung des tibialen Slopes (KSS delta), die mit einem ICC von 0.81 hoch reliabel war.

Die Werte für die Messungen in 3D-CT der koronaren (Varus/Valgus ICC 0.97) und sagittalen (Flexion/Extension ICC 0.98) Ausrichtung der femoralen Prothesenkomponente waren ebenso hoch reliabel wie die Messungen der tibialen Rotation (ICC 0.99), des tibialen „slopes“ (ICC 0.97) und der tibialen koronaren Ausrichtung (Varus/Valgus ICC 0.96). Die Messungen der femoralen Rotation in 3D-CT (ICC 0.73) zeigten im Vergleich zu den Messungen in 2D-CT (ICC 0.60) eine höhere Intra-observer Reliabilität

Inter-observer Variabilität

Die Messungen im Röntgen (0.65-0.82) sowie die Rotationsbestimmung der femoralen Prothesenkomponente im 2D-CT (ICC 0.29) zeigte eine mässige bis gute Inter-observer Reliabilität.

Die Inter-observer-Reliabilität für die Bestimmung von femoralem Varus/Valgus (ICC 0.97), femoraler Flexion/Extension (ICC 0.97), tibialer Rotation (ICC 0.99), tibialem Varus/Valgus (ICC 0.89) und tibialem „slope“ (ICC 0.96) waren bei Messung in 3D höchst reliabel.

Die Rotationsbestimmung der femoralen Prothesenkomponente in 3D-CT (ICC 0.91) zeigte eine signifikant höhere Inter-observer-Reliabilität als in 2D-CT (ICC 0.29).

Die mittleren Unterschiede (Range) in der femoralen und tibialen Prothesenposition zwischen den Untersuchern (Inter-observer) und innerhalb des einen Untersuchers (Intra-observer) sind in Tabelle 1 und 2 dargestellt.

Die ICC- Korrelationswerte der verschiedenen Messungen und Bildgebungsverfahren sind in Tabelle 3 dargestellt.

Unsere Studie zeigte die folgenden entscheidenden Ergebnisse:

1. Die Rotationsbestimmung der TKA in 3D-CT war hoch reliabel sowohl für Inter- als auch Intra-observer Reliabilität. Messungen in 2D-CT waren schlechter und zeigten eine größere Variabilität zwischen den unterschiedlichen Messungen.
2. Alle anderen in 3D-CT durchgeführten Messungen (femoral Varus/Valgus, femoral Flexion/Extension, tibial Rotation, tibial Varus/Valgus und tibial „slope“) waren ebenso hoch reliabel.
3. Die Messungen im Röntgenbild zeigten bis auf die Messung des tibialen „slopes“ eine grosse inter- und intra-individuelle Variabilität.

Unter Berücksichtigung unserer Ergebnisse empfehlen wir die Beurteilung der Prothesenposition nach TKA in wissenschaftlichen Studien und im klinischen Alltag nicht anhand von 2D-CT- sondern anhand von 3D-rekonstruierten CT-Bildern vorzunehmen. Nur durch die Verwendung von 3D-rekonstruierten CT-Bildern und standardisierten Referenzebenen lassen sich die inter- und intra-individuellen Messfehler der Untersucher derart minimieren, dass die gemessenen Werte klinisch wertvolle Aussagen zulassen.

Literatur

1. **Akagi M, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, Nakamura T.** Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1999;366:155-63.
2. **Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE.** Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note. *J Bone Joint Surg Am* 1995;77-9:1331-4.
3. **Bargren JH, Blaha JD, Freeman MA.** Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. *Clin Orthop Relat Res* 1983-173:178-83.
4. **Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L.** Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001-392:46-55.
5. **Benjamin J.** Component alignment in total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 2006;55:405-12.
6. **Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS.** Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res* 1993-286:40-7.
7. **Boldt JG, Stiehl JB, Hodler J, Zanetti M, Munzinger U.** Femoral component rotation and arthrofibrosis following mobile-bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop* 2006;30-5:420-5.
8. **Eckhoff DG, Metzger RG, Vandewalle MV.** Malrotation associated with implant alignment technique in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1995-321:28-31.
9. **Fang DM, Ritter MA, Davis KE.** Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *J Arthroplasty* 2009;24-6 Suppl:39-43.
10. **Han HS, Seong SC, Lee S, Lee MC.** Rotational alignment of femoral components in total knee arthroplasty: nonimage-based navigation system versus conventional technique. *Orthopedics* 2006;29-10 Suppl:S148-51.
11. **Hofmann S, Romero J, Roth-Schiffli E, Albrecht T.** [Rotational malalignment of the components may cause chronic pain or early failure in total knee arthroplasty]. *Orthopade* 2003;32-6:469-76.
12. **Jeffcote B, Shakespeare D.** Varus/valgus alignment of the tibial component in total knee arthroplasty. *Knee* 2003;10-3:243-7.
13. **Kinzel V, Scaddan M, Bradley B, Shakespeare D.** Varus/valgus alignment of the femur in total knee arthroplasty. Can accuracy be improved by pre-operative CT scanning? *Knee* 2004;11-3:197-201.
14. **Lemaire P, Pioletti DP, Meyer FM, Meuli R, Dorfl J, Leyvraz PF.** Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1997;5-4:251-7.
15. **Longstaff LM, Sloan K, Stamp N, Scaddan M, Beaver R.** Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. *J Arthroplasty* 2009;24-4:570-8.
16. **Torga-Spak R, Parikh SN, Stuchin SA.** Anterior knee pain due to biplanar rotatory malalignment of the femoral component in total knee arthroplasty. Case report. *J Knee Surg* 2004;17-2:113-6.
17. **Skytta ET, Lohman M, Tallroth K, Remes V.** Comparison of standard anteroposterior knee and hip-to-ankle radiographs in determining the lower limb and implant alignment after total knee arthroplasty. *Scand J Surg* 2009;98-4:250-3.

18. **Kanekasu K, Kondo M, Kadoya Y.** Axial radiography of the distal femur to assess rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005;434:193-7.
19. **Lam LO, Shakespeare D.** Varus/valgus alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *Knee* 2003;10-3:237-41.
20. **Eckhoff DG, Piatt BE, Gnadinger CA, Blaschke RC.** Assessing rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1995-318:176-81.
21. **Oswald MH, Jakob RP, Schneider E, Hoogewoud HM.** Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1993;8-4:419-26.
22. **Hirschmann MT, Iranpour F, Konala P, Kerner A, Rasch H, Cobb JP, Friederich NF.** A novel standardized algorithm for evaluating patients with painful total knee arthroplasty using combined single photon emission tomography and conventional computerized tomography. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010.
23. **Ewald FC.** The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res* 1989-248:9-12.
24. **Jazrawi LM, Birdzell L, Kummer FJ, Di Cesare PE.** The accuracy of computed tomography for determining femoral and tibial total knee arthroplasty component rotation. *J Arthroplasty* 2000;15-6:761-6.
25. **Kawano T, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Matsuda S, Mawatari T, Moro-Oka T, Iwamoto Y.** Alignment in total knee arthroplasty following failed high tibial osteotomy. *J Knee Surg* 2003;16-3:168-72.
26. **Dennis DA.** Evaluation of painful total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19-4 Suppl 1:35-40.
27. **Mandalia V, Eyres K, Schranz P, Toms AD.** Evaluation of patients with a painful total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90-3:265-71.
28. **Toms AD, Mandalia V, Haigh R, Hopwood B.** The management of patients with painful total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91-2:143-50.
29. **Bathis H, Perlick L, Tingart M, Luring C, Zurakowski D, Grifka J.** Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86-5:682-7.
30. **Suter T, Zanetti M, Schmid M, Romero J.** Reproducibility of measurement of femoral component rotation after total knee arthroplasty using computer tomography. *J Arthroplasty* 2006;21-5:744-8.
31. **Victor J.** Rotational alignment of the distal femur: A literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009.
32. **Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE.** Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1998-356:144-53.
33. **Henckel J, Richards R, Lozhkin K, Harris S, Baena FM, Barrett AR, Cobb JP.** Very low-dose computed tomography for planning and outcome measurement in knee replacement. The imperial knee protocol. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88-11:1513-8.
34. **Walter SD, Eliasziw M, Donner A.** Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med* 1998;17-1:101-10.
35. **Hirschmann MT, Konala P, Iranpour F, Friederich NF, Cobb JP.** Comparison of inter- and intraobserver reliability of component position measurements in total knee arthroplasty on conventional radiographs, transverse 2D-CT slices and 3D-CT. *J BJS (Br)* 2011 (accepted for publication)

Legende

Tabelle 1: Intra-observer Reliabilität (ICC) für Messungen in konventionellem Röntgen, 2D- und 3D-CT

| | ICC | p | Max in° |
|-----------------------------------------------|------|--------|---------|
| 2D FEM ROT | 0,60 | 0,0000 | 6,0 |
| 3D FEM Rot | 0,73 | 0,0000 | 6,5 |
| 3D-FEM VAR/ VAL | 0,97 | 0,0000 | 5,1 |
| 3D-FEM Flex/EXT | 0,98 | 0,0000 | 2,0 |
| 3D-TIBIA ROT | 0,99 | 0,0000 | 2,1 |
| 3D-TIBIA VAR/VAL | 0,96 | 0,0000 | 1,7 |
| 3D-TIBIA slope | 0,97 | 0,0000 | 1,7 |
| KSS α (FEM VAR/ VAL) | 0,40 | 0,0002 | 8,0 |
| KSS β (TIBIA VAR/VAL) | 0,38 | 0,0004 | 3,3 |
| KSS γ (FEM Flex/EXT) | 0,33 | 0,0016 | 21,3 |
| KSS δ (TIBIA slope) | 0,81 | 0,0000 | 3,3 |

Tabelle 2: Inter-observer Reliabilität (ICC) für Messungen in konventionellem Röntgen, 2D- und 3D-CT

| | ICC | p | Max in ° |
|-----------------------------------------------|------|--------|----------|
| 2D FEM ROT | 0,29 | 0,0609 | 9,8 |
| 3D FEM Rot | 0,91 | 0,0000 | 4,4 |
| 3D-FEM VAR/ VAL | 0,97 | 0,0000 | 4,9 |
| 3D-FEM Flex/EXT | 0,97 | 0,0000 | 3,3 |
| 3D-TIBIA ROT | 0,99 | 0,0000 | 2,8 |
| 3D-TIBIA VAR/VAL | 0,89 | 0,0000 | 1,7 |
| 3D-TIBIA slope | 0,96 | 0,0000 | 3,5 |
| KSS α (FEM VAR/ VAL) | 0,65 | 0,0000 | 8,0 |
| KSS β (TIBIA VAR/VAL) | 0,70 | 0,0000 | 3,0 |
| KSS γ (FEM Flex/EXT) | 0,82 | 0,0000 | 8,0 |
| KSS δ (TIBIA slope) | 0,79 | 0,0000 | 4,7 |

Abbildung 1: Beurteilung der Prothesenposition im konventionellen Röntgenbild nach American Knee Society.

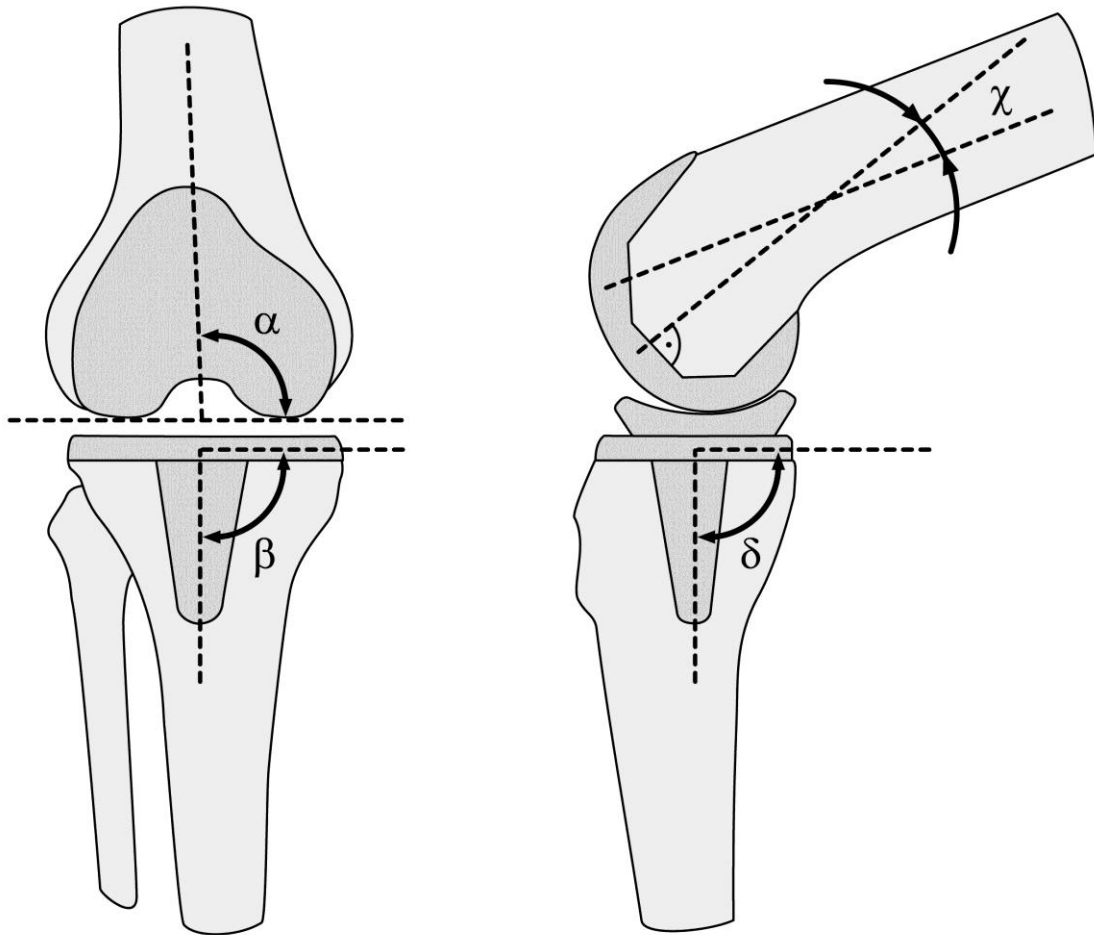


Abbildung 2: Beurteilung der Prothesen-Rotation in 2D-CT-Schicht im SPECT/CT

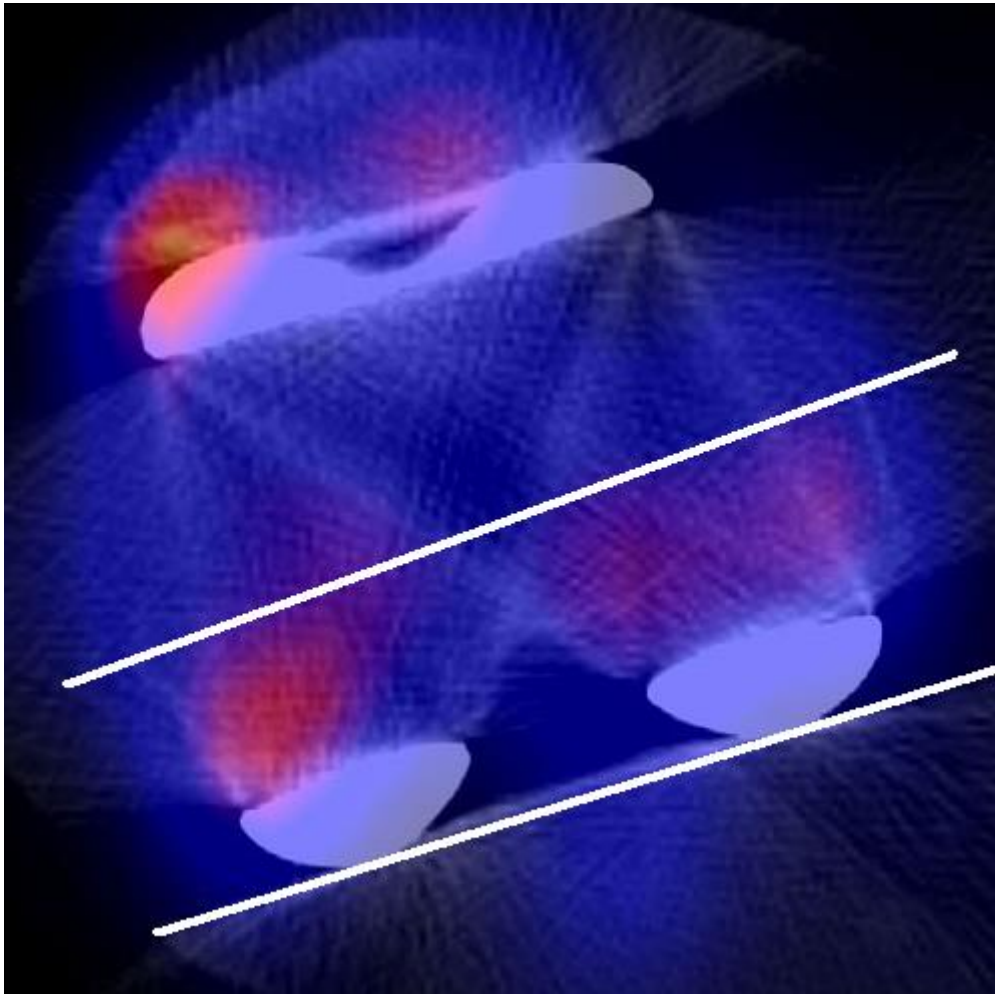


Abbildung 3: Schematisierte Darstellung der Beurteilung der Prothesenposition in 3D-CT

