

Persönliche PDF-Datei für

Tilman Calliess, Peter Savov, Max Ettinger, Roman Karkosch

Mit den besten Grüßen vom Georg Thieme Verlag

[www.thieme.de](http://www.thieme.de)

## Kniprothesendesign und Kinematik: Unterschiede in Radien, Konformität und Rotation/Pivot

DOI 10.1055/a-0623-2867

Z Orthop Unfall 2018; 156: 704–710

Dieser elektronische Sonderdruck ist nur für die Nutzung zu nicht-kommerziellen, persönlichen Zwecken bestimmt (z. B. im Rahmen des fachlichen Austauschs mit einzelnen Kollegen und zur Verwendung auf der privaten Homepage des Autors). Diese PDF-Datei ist nicht für die Einstellung in Repositorien vorgesehen, dies gilt auch für soziale und wissenschaftliche Netzwerke und Plattformen.

**Verlag und Copyright:**

© 2018 by  
Georg Thieme Verlag KG  
Rüdigerstraße 14  
70469 Stuttgart  
ISSN 1864-6697

Nachdruck nur  
mit Genehmigung  
des Verlags



**Thieme**

# Knieprothesendesign und Kinematik: Unterschiede in Radien, Konformität und Rotation/Pivot

## Current Knee Arthroplasty Designs and Kinematics: Differences in Radii, Conformity and Pivoting

### Autoren

Tilman Calliess, Peter Savov, Max Ettinger, Roman Karkosch

### Institut

Orthopädische Klinik im Annastift, Medizinische Hochschule Hannover

### Schlüsselwörter

Knieprothesendesign, Biomechanik, Kinematik, Radien, Konformität

### Key words

total knee arthroplasty, prosthetic design features, biomechanics, radii, conformity

### Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0623-2867>  
Online-publiziert 14.06.2018 | Z Orthop Unfall 2018; 156: 704–710 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York | ISSN 1864-6697

### Korrespondenzadresse

PD Dr. Tilman Calliess  
Orthopädische Klinik im Annastift, Medizinische Hochschule Hannover  
Anna-von-Borries-Str. 1 – 7, 30449 Hannover  
Tel.: 0511/535-4593, Fax: 0511/535-682  
tilman@calliess.de

### ZUSAMMENFASSUNG

Mittlerweile findet sich ein schier unendliches Angebot an Knieprothesenmodellen auf dem Markt, aus denen der Chirurg für seine Versorgung wählen kann. Obwohl sich die Designs auf den ersten Blick immer weiter annähern und ähneln, betreibt die Industrie einen hohen Aufwand, unterschiedliche

Designmerkmale als Alleinstellung herauszuarbeiten. Für den Anwender ist es zunehmend schwierig, den Überblick zu behalten und die tatsächliche Relevanz der Features zu bewerten. Unabhängige vergleichende wissenschaftliche Arbeiten sind Mangelware und die Evidenz entsprechend gering. Dennoch erfordern unterschiedliche Designphilosophien ein tiefgründiges konzeptionelles Verständnis und besondere Operationsalgorithmen, sodass sich der Chirurg mit der von ihm benutzten Prothese entsprechend gut auskennen muss. Interessant ist auch eine sich aus diesem Wissen ergebende indikationsbezogene Prothesenauswahl. Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die wesentlichen Konzepte der ungekoppelten Primärprothesen gegeben und deren klinisch relevante Unterschiede in Bezug auf die Biomechanik und den klinischen Einsatz angesprochen.

### ABSTRACT

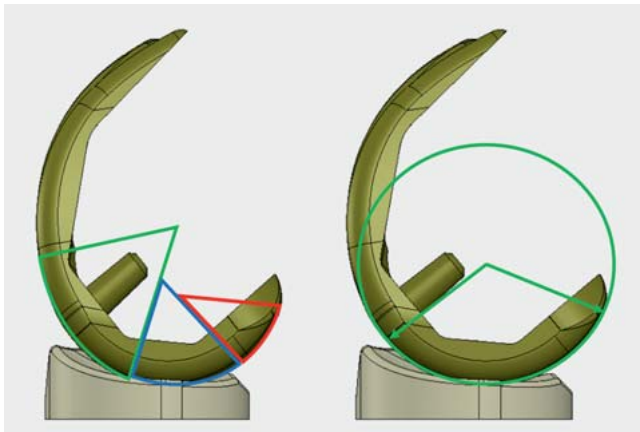
Today, there is an almost endless variety of knee prosthesis models on the market from which the surgeon can choose. Although the designs appear closer and closer to one another, the industry makes a great effort to emphasise different features as beneficial and a stand-alone. It is increasingly difficult to keep an overview and to assess the clinical relevance of the diverse features. There is a clear lack of independent comparative studies and evidence is low. Nevertheless, different design philosophies require special surgical techniques, so that the surgeon must be familiar with the peculiarity of his/her prosthesis. Also, a differentiated indication for different designs appears to be an interesting concept. The aim of this essay is to give a brief overview of the major design concepts of current unconstrained knee prosthesis designs and their differences regarding biomechanics and kinematics.

## Femorale Prothesengeometrie

### Tibiofemorale Radiengeometrie

Im klassischen Verständnis der Kniegelenkkinematik wurde zunächst von einem sich im Bewegungsablauf dynamisch verändernden Drehzentrum des Kniegelenkes im Femur ausgegangen [1].

Um diesem Modell zu entsprechen, weisen die ursprünglichen Prothesenformen stets unterschiedliche Radiengeometrien im Verlauf der dorsalen Kondylen auf, sog. Multi-Radius- oder J-Curve-Designs (► **Abb. 1**). Allerdings zeigen sowohl klinische als auch biomechanische Studien, dass insbesondere abrupte Radiensprünge im mittleren Beugebereich zu Instabilitäten und einem pathologischen anterioren Gleiten des Femurs auf der Tibia füh-



► **Abb. 1** Schematische Darstellung einer Multi-Radius-Prothese (links) mit unterschiedlichen Drehpunkten und Radien im femoralen Kondylendesign und einer Single-Radius-Prothese (rechts) mit fixiertem singulärem Drehzentrum im aktiven Bewegungsradius zwischen 0 und 110° Flexion.

ren können [2]. Deshalb zeigen zahlreiche Weiterentwicklungen der femoralen Prothesengeometrie heute eine feinere Abstufung der Radiendifferenzen [3].

Neuere Untersuchungen zur Kniegelenkinematik gehen zuletzt eher von einer fixierten Flexions-Extensions-Achse und einem konstanten Radius im aktiven Bewegungsbereich von 10–110° Flexion aus, also einem funktionellen Single-Radius-Konzept [4, 5]. Auch hierzu finden sich zahlreiche Prothesendesigns auf dem Markt – einige mit einem singulären Radius über den gesamten Bewegungszyklus (insbesondere die Medial-Pivot-Designs), andere nur im aktiven Flexionsradius (► **Abb. 1**). Einige Studien unterstreichen eine physiologischere Kinematik und verbesserte Mid-Flexion-Stabilität der Single-Radius-Designs [2, 6, 7]. Allerdings ist die Evidenzlage insgesamt überschaubar und zahlreiche der Studien sind biomechanische In-vitro-Analysen. Dem Konzept der Bandisometrie folgend ist es aus biomechanischer Sicht entscheidend, dass dieser Radius möglichst nahe der physiologischen Flexions-Extensions-Achse positioniert wird. Aus dieser Überlegung heraus könnten diese Designs einen Vorteil in der aktuellen Diskussion einer physiologischeren Prothesenpositionierung wie dem kinematischen Alignment haben [8].

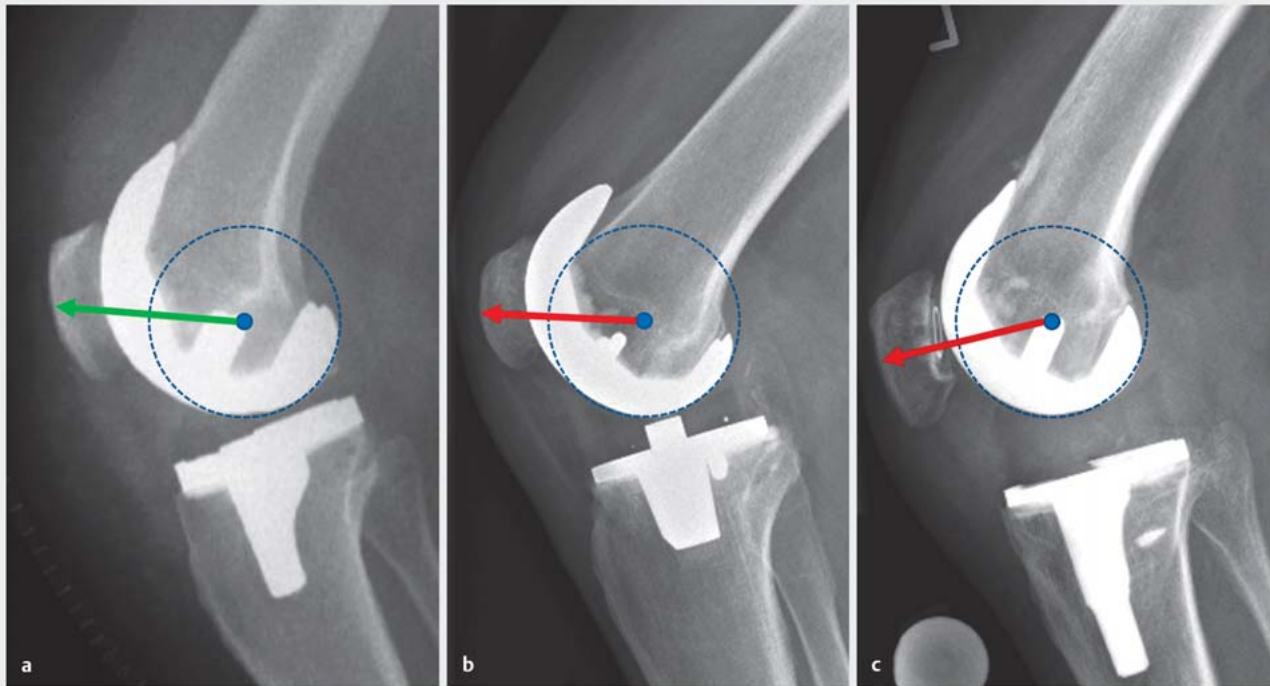
Die überwiegende Mehrzahl der Prothesen weist eine Radiensymmetrie von der lateralen zur medialen Kondyle auf. Zuletzt sind jedoch auch Konzepte vorgestellt worden, die eine Asymmetrie medial zu lateral aufweisen. Die Designs mit lateral reduziertem Radius sollen die natürliche Gelenklinienkipfung nachempfinden, die Distalisierung der lateralen Gelenklinie und damit den patellaren Druck in Beugung reduzieren und die natürliche Rotationskinematik (mediales Pivoting) unterstützen. Nach der aktuellen Datenlage anatomischer Betrachtungen des Kniegelenkes zeigt sich allerdings eine große Heterogenität an Radiendifferenzen im Kniegelenk, sodass kein Design herausgearbeitet werden kann, das grundsätzlich näher an der natürlichen Anatomie ist als andere [9]. Gleiches gilt ebenso für die axiale Geometrie des distalen Femurs bzw. das Verhältnis der anterioposterioren

zu mediolateralen Dimensionierung. Bonnin und Mitarbeiter konnten zeigen, dass für unterschiedliche Femurmorphometrien unterschiedliche Prothesen einen optimalen Sitz zeigen bzw. insbesondere die rechteckigen gegenüber den trapezförmigen Designs ein höheres Risiko zum Overstuffing haben [10]. Besonders klinisch relevant wird dies bei Patienten mit einer Trochleadysplasie, die häufig eine überproportional große anterioposteriore im Vergleich zur mediolateralen Dimension aufweisen. Somit kann es im Einzelfall sein, dass für Patient A die Prothese A die anatomischste Lösung darstellt und für Patient B die Prothesengeometrie B. Als eine Möglichkeit zur individualisierten Planung bietet sich die Schnittbildgebung und die darauffolgende 3-D-Planung anhand eines segmentierten Kniemodells an [11]. Leider gibt es aktuell aber nicht die Möglichkeit, hier verschiedene Prothesentypen unterschiedlicher Hersteller zu vergleichen. Parameter wie die Gelenklinienkipung und der Slope sind mit einem gewissen Standardfehler an Ganzbeinstandaufnahmen ermittelbar [12], Radiendifferenzen von medial zu lateral lassen sich nach einer eigenen aktuellen Studie aber bereits nicht reliabel am Röntgenbild bestimmen.

Logische Konsequenz aus dieser Diskussion erscheint die Überlegung zu einer individualisierten Prothese. Anhand einer präoperativen Bildgebung wird hier in computergestützter Technik das präarthrotische Femur rekonstruiert und ein individueller Oberflächenersatz entsprechend der vorliegenden Anatomie entworfen [13]. Damit kommt dieses Design von der theoretischen Überlegung den Drehzentren des Kniegelenkes am nächsten. Als Kritik muss jedoch formuliert werden, dass die natürlichen Gleitpartner, die mobilen und weichen Menisken, prothetisch nicht nachempfunden werden können und es so zu biomechanischen Konflikten, insbesondere in tiefer Beugung kommen kann, wie unten näher ausgeführt. Bis heute fehlt der klinische Nachweis einer überlegenen Kinematik oder eines verbesserten Patientenoutcomes für die Individualprothese.

Abgesehen von der Radiendiskussion bleibt festzustellen, dass nach unserem aktuellen Verständnis der wesentliche Schlüssel zur endoprothetischen Rekonstruktion der Kniegelenkinematik und der Stabilität in mittlerer Beugung in der möglichst anatomischen Wiederherstellung der Gelenkflächen des Femurs liegt. Es ist evident, dass eine Anhebung der Gelenklinie beispielhaft zu einer Verkürzung des Hebelarms der Kniestreckung und zu einem Anstieg des retropatellaren Drucks führt [14, 15] (► **Abb. 2**). Ein Verlust an posteriorem Kondylenoffset bedingt ein reduziertes femorales Rollback und kompromittiert damit die Beugefähigkeit und Stabilität [16, 17]. Da trotz der angesprochenen Radiendifferenzen die konkreten Unterschiede der Femurgeometrien letztendlich im Millimeterbereich liegen, ist aufseiten des Femurs die akurate Operationstechnik von entscheidender Bedeutung als das vorliegende Implantatdesign anzusehen. Dieser konzeptionelle Ansatz, dass das Drehzentrum des Kniegelenkes, die Hebelarme und auch die mittlere Flexionsstabilität durch die femorale Oberflächegeometrie und Position getragen werden, favorisiert eine „Femur-First“-Operationsmethodik. Allerdings wird der klinische Einfluss kontrovers diskutiert [18].

Neben der Betrachtung des femoralen Designs im aktiven Flexionsradius ist ebenso der passive Flexionsradius ab 120° Beugung für die Bewertung eines Prothesendesigns interessant. Einige der



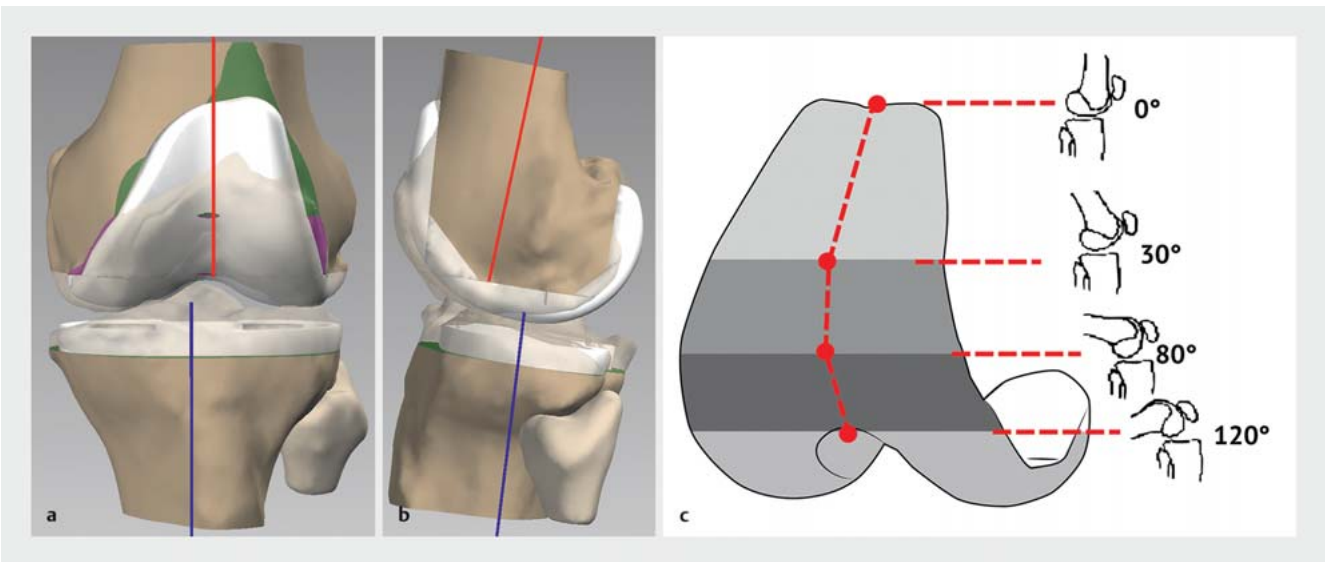
► **Abb. 2** Für den Erhalt der physiologischen Hebelarme ist die anatomische Rekonstruktion des Drehzentrums mit der Prothese entscheidend (a). Ein Verlust an posteriorem Kondylenoffset (b) oder die Kranialisierung der Gelenklinie (c) führen zu einer Verkleinerung der Hebelarme.

sog. „High-Flexion“-Designs verlängern den aktiven Flexionsradius in die passive Flexion, um dadurch einen längeren Prothesen-Inlay-Kontakt zu ermöglichen. Dies führt allerdings auch zu einer vermehrten Spannung auf das hintere Kreuzband (HKB). Die Beugefähigkeit ist inhärent vom verwendeten Slope abhängig [19]. Diese Designs erfordern i. d. R. einen höheren tibialen Slope, um diese Bewegung zu ermöglichen bzw. die Resektion des hinteren Kreuzbandes in Verwendung mit einem Posterior-stabilized System. Die Mehrzahl der (Standard-)Prothesen zeigt hingegen eine Radiusreduktion im passiven Beugebereich, um ein Eintauchen des Inlays hinter die Femurkondylen für die tiefe Flexion zu ermöglichen. Dabei ist der notwendige Slope und die Beugefähigkeit von der Konformität des Inlays abhängig, wie unten näher aufgeführt. Entscheidend ist bei diesem Konzept die Resektion aller posterioren Osteophyten, um den vorgesehenen Bewegungsablauf zu ermöglichen.

### Trochleare Prothesengeometrie

In Bezug auf die trochleare Geometrie gibt es ebenfalls eine schier unendliche Anzahl an Designs und Laufprofilen für die Patella. Da die natürliche Trochleakonfiguration eine sehr hohe anatomische Varianz aufweist, ist es nicht sinnvoll, eine bestimmte physiologische Geometrie nachzuzeichnen. Dies birgt im individuellen Fall die Gefahr einer Punktbelastung an der Patella bei Eintritt in die Trochlea in Abhängigkeit von der Patellahöhe. Deshalb ist es allgemein akzeptiert, die Trochlea der Prothese harmonisch nach kranial auslaufen zu lassen, um diese Spitzenbelastungen an der kranialen Prothesenspitze zu umgehen (► **Abb. 3 a** und **b**). In der

Theorie wird die Prothesentochlea in 3 funktionelle Zonen eingeteilt, die die Bewertung eines Prothesenmodells erleichtern [20] (► **Abb. 3 c**). Die 1. Zone entspricht dem proximalen Ende der Trochlea für einen patellaren Kontakt zwischen 0 und 30° Beugung. Im physiologischen Knie besteht hier keine knöchernen Führung der Patella. Entsprechend berücksichtigen die modernen Designs, dass hier so wenig wie möglich Zwangsführung für die Patella aufgebaut werden sollte und es ist ein zunehmendes Abflachen dieser Region mit zunehmend breiten Laufflächen zu beobachten. Die Zone ist gedacht, um Punktbelastungen bei Eintritt der Patella in die Trochlea zu reduzieren, wie sie beispielhaft bei isolierten Trochleaprothesen mit Implantatüberhang beschrieben sind [21]. Die 2. Zone entspricht dem mittleren Flexionsbereich bis etwa 80° Flexion. Ab etwa 30° übernimmt die Trochlea die Stabilisierung der Patella. Hierfür ist der Sulcuswinkel entscheidend, der bei anatomischer Trochlea i. d. R. mit 142° bei 30° Beugung und 138° bei 45° angegeben wird. Interessanterweise findet sich eine hohe Varianz der Sulcuswinkel in der Prothetik von etwa 145–158° bei 30° Beugung und 135–153° bei 45° Beugung. Dies entspricht Situationen, die im nativen Knie als Trochleadysplasie gewertet würden. Im Trend ist eher eine geringere Führung der Patella (größere Sulcuswinkel) bei neueren Designs festzustellen [22]. Diese Abflachung bedeutet eine Reduktion der Fehleranfälligkeit in Bezug auf die femorale Rotation und ein geringerer Stress auf die Retinakula. Im Gegenzug birgt dies jedoch das Risiko einer Patellainstabilität. Eventuell macht hier eine patientenindividuelle Implantatwahl in Bezug auf die patellare Laufkinematik Sinn. Auch die Wahl der Operationstechnik (Measured Resection



► **Abb. 3** Die Trochleageometrie einer Knieprothese unterscheidet sich maßgeblich von der nativen Trochleaanlage (a und b). Funktionell sind 3 Zonen zu unterscheiden (c): 1. 0–30° ligamentär geführte Patella, keine prothetische Führung, Transition Zone (Q-Winkel); 2. 30–80° zunehmende Führung der Patella über Laufprofildesign und zunehmende Trochleatiefe; 3. ab 80° rein prothetische Führung.

vs. Gap Balancing) könnte hier die Implantatwahl beeinflussen, da z.B. das Gap Balancing eine höhere Rotationsvarianz des Femurs aufweist.

Ein weiteres Designmerkmal der trochlearen Femurgrube ist das Laufprofil der Patella. Physiologisch ist es etwas lateralisiert zur Mittelachse zu sehen und halbmondförmig. In den klassischen symmetrischen Prothesendesigns findet also eine Medialisierung der Laufrinne zur physiologischen Situation statt [23]. Andere Designs nehmen hingegen die lateralisierte Trochleagrube auf. Bei geraden Designs ergibt sich als klinische Konsequenz, dass die Femurkomponente im Zweifel nach lateral zu positionieren ist [24]. In der Zone 3 ist die tiefe Flexion bis 120° abgebildet. Hier bestehen die höchsten Anpressdrücke der Patella. Diese sind von den Kondylengeometrien und dem Rollback der gesamten Prothese allerdings genauso beeinflusst wie vom Trochleadesign. Besonders interessant scheinen hier die asymmetrischen Prothesendesigns mit reduziertem lateralem Kondylenradius, da die unphysiologische Distalisierung des lateralen Gleitlagers der Patella dabei ausbleibt. Obwohl die physiologische Trochlea eher eine Innenrotation aufweist, kann am prothetischen Gelenk eine Außenrotation der Gleitrinne zu einer Druckentlastung hinter der Patella führen [25]. Hierdurch werden die unphysiologischen Gegebenheiten von distalisierter, lateraler Gelenklinie und reduziertem lateralem Rollback adressiert. Dies ist aktuell prothetisch noch nicht umgesetzt.

## Tibiale Rotationskinematik

Unabhängig davon, wie anatomisch die femorale Oberflächengeometrie rekonstruiert wird, kann dennoch mit einem endoprothetischen Ersatz keine natürliche Kniekinematik reproduziert werden [26]. Zum einen wird in der klassischen mechanisch ausgerichteten Knieprothesenpositionierung häufig die natürliche

Gelenkebene verändert – von einer nach medial abfallenden Orientierung in eine horizontale Stellung. Bereits dadurch verändern sich die Rotationskinematik und auch die Lastverteilungen auf dem tibialen Plateau [27, 28]. Zum anderen wird durch den Verlust des vorderen Kreuzbandes die anterioposteriore Stabilität wie auch die Rotationskinematik des Kniegelenkes wesentlich verändert [29]. Außerdem erfordert das nicht elastische Onlay biomechanische Kompromisse im Vergleich zu den mobilen und elastischen Menisken [30]. Daraus ergibt sich der Konflikt, wie ein Prothesendesign die verloren gegangene anterioposteriore Stabilität zurückgeben kann, aber dennoch die natürliche Rotationskinematik und das femorale Rollback aufrechterhalten kann. Dies wird letztendlich durch das Onlaydesign definiert, wo es interessanterweise die größten konzeptionellen Unterschiede im Knieprothesendesign gibt (► **Abb. 4**).

Grundsätzlich zu unterscheiden sind eine niedrige bzw. hohe Inlaykonformität zum Femur [31]. Die niedrig konformen Inlays ermöglichen eine hohe Rotationsfreiheit und ein femorales Rollback, ohne dass der femorale Kondylenradius dafür reduziert werden muss. Gleichzeitig lassen sie unterschiedliche Rotationsmuster zu, wie sie bei verschiedenen Bewegungsmustern auch physiologisch auftreten [32, 33]. Allerdings geben diese Designs keinerlei anterioposteriore Stabilität zurück. Dies muss über die verbliebenen Bandstrukturen (Erhalt und Balancing des hinteren Kreuzbandes) kompensiert werden. Der tibiale Slope dient als Einstellparameter für die anterioposteriore Stabilität.

Demgegenüber wird bei hoher Konformität eine hohe anterioposteriore Stabilität gesichert. Allerdings wird gleichsam die Rotationsfreiheit und der Rollback beschränkt. Die natürlichen Rotationsmuster können nicht nachempfunden werden bzw. wird die Rotation durch ein anteriores Gleiten des Femurs geschaffen. Die perfekte Balancierung des hinteren Kreuzbands (HKB) ist weniger



► **Abb. 4** Darstellung unterschiedlicher Inlaykonformitäten und Designprinzipien: **a** niedrig konformes Inlay mit hoher Rotationsfreiheit. **b** Mobile Bearing (posterior-stabilized) Inlay mit hoher Konformität. **c** Medial Pivot Inlay mit hoher Kongruenz medial und niedriger Kongruenz lateral.

erfolgskritisch, die Beugefähigkeit jedoch mehr vom tibialen Slope beeinflusst [34].

Um die inhärenten Nachteile beider Techniken zu adressieren, wurde in Bezug auf die hoch konformen Inlays alternativ das Mobile-Bearing-Konzept vorgestellt – ein hochkonformes Inlay, das auf der tibialen Plattform rotieren kann [35]. Allerdings befindet sich dieser Rotationspunkt im Kondylenzentrum und ist damit nicht physiologisch. Wann immer es zu einem physiologischen lateralen Rollback kommt, wird auf der medialen Seite ein unphysiologisches Rollforward provoziert. Die tatsächliche Rotationskinematik ist dabei vom tibialen Slope abhängig und wenig vorhersagbar. Eine aktuelle Arbeit zeigt sogar, dass der femorale Kondylenradius einen höheren Einfluss auf die Rotationskinematik in einem mobilen Inlaykonzept hat als der eigentliche Rotationsmechanismus des Onlays [36]. In Bezug auf die niedrig konformen Inlays wurden Posterior-stabilized Prothesen entwickelt, um ein geführtes posteriores Rollback zu schaffen und die Problematik der anterioposterioren Instabilität zu adressieren [37]. Diese Kinematik ist beugeabhängig fest definiert und weniger vom Slope abhängig. Interessanterweise gibt es eine große Spannweite, ab wann dieser Rollback provoziert wird in Abhängigkeit von den Prothesendesigns [38]. Einige beginnen mit dem Rollback bereits bei rund 40° Flexion, andere erst bei 90°. Damit ist die gegebene anterioposteriore Stabilität der Prothesen bei unterschiedlichen Aktivitäten wie bspw. dem Treppabsteigen unterschiedlich zu bewerten. Durch den zusätzlichen Verlust eines medialen Stabilisators (hinteres Kreuzband) zeigt die In-vitro- und In-vivo-Kinematik dieser Prothesen jedoch ein teilweise unvorhersagbares Rotationsmuster [39]. Das natürliche mediale Pivoting geht nach Resektion des hinteren Kreuzbandes teilweise verloren und es kann eine mediale Rotationsinstabilität resultieren.

Ein weiteres Konzept, den Konflikt aus anterioposteriorer Stabilisierung und hoher (physiologischer) Rotationsfreiheit zu verwirklichen, sind die sog. Medial-Pivot- oder Medial-stabilized Designs. Die Inlaykonfiguration zeichnet sich durch eine asymmetrische, hoch konforme mediale und niedrig konforme laterale Geometrie aus. Hierdurch wird eine hohe anterioposteriore und Rotationsstabilität im medialen Kompartiment gesichert und lateral eine nahezu freie Rotation um den medialen Pivot-Punkt ermöglicht. Diese geführte Rotationskinematik lässt sich sowohl in

vitro als auch in vivo nachweisen und auch therapeutisch bei pathologischen Rotationsmustern nutzen [40, 41]. Allerdings zeigt sich ein zum nativen Gelenk reduzierter medialer Rollback bedingt durch die hohe Konformität und auch der interpersonell unterschiedlichen Rotationskinematik ist nur bedingt Rechnung getragen. Trotzdem zeigen gerade Patienten mit pathologischen Rotationsmustern, wie Patienten mit schwerer Valgusgonarthrose, nach Implantation eines Medial-Pivot-Designs wieder eine vorher-sagbare Rotationskinematik [42], sodass auch dieses Konzept indikationsbezogen attraktiv erscheint.

Gegenüber der Inlaygeometrie hat das Design der tibialen Basisplatte nahezu keinen Einfluss auf die Gelenkinematik. Einzig ist ein Trend zu asymmetrischen Tibiaplateaus zu verzeichnen, die durch ihre Annäherung an die natürliche Form des Plateaus einen größeren Rotationsradius des Femurs auf der Tibia erlauben. Auch sind zuletzt unterschiedliche Fixierungskonzepte der Onlays auf der Plattform vorgestellt worden, die es ermöglichen, die Onlaygröße anhand des Femurs zu wählen. Dies macht für ein optimiertes Trackingprofil des Femurs auf der Tibia Sinn.

Wie eingangs erwähnt, wird neben der anterioposteriore Stabilität meist auch die natürliche Gelenklinienkipung durch die mechanisch orientierte Prothesenausrichtung verändert mit entsprechenden Folgen auf die Rotationskinematik. Um diesem Umstand entgegenzutreten, ohne das Risiko einer Varuspositionierung der tibialen Basisplatte selbst einzugehen, greifen aktuell einige Prothesendesigns auf mediolateral asymmetrische Inlays zurück, die diese Gelenklinienorientierung rekonstruieren sollen. Auf der einen Seite sind dies definierte Neigungen von 3° entsprechend dem anatomischen Durchschnitt (► **Abb. 5**). Daran ist zu kritisieren, dass durch die hohe anatomische Varianz erneut nur bei einer begrenzten Anzahl an Patienten die physiologische Kippung rekonstruiert wird. Insbesondere Valguspatienten zeigen konstitutionell meist eine horizontale Gelenklinie. Allerdings finden sich in der aktuellen Literatur keine vergleichenden Daten der Gelenklinienkipung mit Prothese in Bezug auf die Ausgangsanatomie. Alternativ zu diesem Konzept finden sich medial und lateral getrennte Inlays, mit denen die Gelenklinienkipung über die Inlayhöhe medial und lateral individuell eingestellt werden kann. Hierzu bestehen aber aktuell keine klinischen oder biomechanischen Studien oder Daten. Die Möglichkeit einer Varuskippung des Pla-



► **Abb. 5** A.-p. Röntgenbild einer Knieprothese mit asymmetrischem Inlay mit 3° medialem Slope.

teaus selbst wird aktuell ebenso kontrovers diskutiert. Nach dem aktuellen Stand der Literatur scheint dies bis zu einem gewissen Grad ohne Kompromittieren der Standzeit möglich zu sein, wobei eine Erhöhung der medialen Lasteinleitung in jedem Fall zu verzeichnen ist [28, 43–45].

## Fazit für die Praxis

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in den heutigen Knieprothesendesigns deutliche Unterschiede, insbesondere in Bezug auf die anterioposteriore Stabilität, die mittlere Flexionsstabilität, das Patellatracking und Rotationsfreiheit bestehen. Es ist entscheidend, dass der Operateur die Eigenheiten seines Kniesystems dahingehend genau kennt, da sich aus den unterschiedlichen Philosophien und Designmerkmalen Besonderheiten für die operative Prothesenausrichtung, insbesondere für den tibialen Slope und die femorale Prothesenpositionierung ergeben. Hochkonforme Designs erscheinen verzeihender für die Balancierung als niedrig konforme Designs, wobei durch Beschränkung der Rotationsfreiheit die Kinematik im Kniegelenk stärker beeinflusst wird. Allerdings ist anzumerken, dass sich in der aktuellen Literatur in der Gesamtbetrachtung keine eindeutigen Vorteile „neuer“ Designelemente insbesondere in Bezug auf das klinische Outcome gezeigt haben. Für die Zukunft ist eine der spannenden Fragen, für welchen Patienten welches Designkonzept evtl. am erfolgver-

sprechendsten sein könnte. Diese Frage ist nach der aktuellen Datenlage nicht zu klären.

## Interessenkonflikt

Der Autor TC ist als Consultant im Bereich Produktentwicklung und Education für folgende Prothesenhersteller in einem befristeten Consultingvertrag tätig: Stryker, Microport, implantcast. Der Autor ME ist als Consultant im Bereich Education für folgende Prothesenhersteller in einem befristeten Consultingvertrag tätig: Stryker. Die Klinik der Autoren erhält Forschungsgelder von folgenden Prothesenherstellern: Stryker, Medacta, implantcast, Link, Implantec, Smith&Nephew.

## Literatur

- [1] Frankel VH, Burstein AH, Brooks DB. Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53: 945–962
- [2] Ezechieli M, Dietzek J, Becher C et al. The influence of a single-radius design on the knee stability. *Technol Health Care* 2012; 20: 527–534
- [3] Clary CW, Fitzpatrick CK, Maletsky LP et al. The influence of total knee arthroplasty geometry on mid-flexion stability: an experimental and finite element study. *J Biomech* 2013; 46: 1351–1357
- [4] Hollister AM, Jatana S, Singh AK et al. The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1993; (290): 259–268
- [5] Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM et al. Three-dimensional morphology and kinematics of the distal part of the femur viewed in virtual reality. Part II. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A (Suppl. 4): S97–S104
- [6] Jo AR, Song EK, Lee KB et al. A comparison of stability and clinical outcomes in single-radius versus multi-radius femoral design for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014; 29: 2402–2406
- [7] Larsen B, Jacofsky MC, Jacofsky DJ. Quantitative, comparative assessment of gait between single-radius and multi-radius total knee arthroplasty designs. *J Arthroplasty* 2015; 30: 1062–1067
- [8] Calliess T, Ettinger M, Stukenborg-Colsmann C et al. [Kinematic alignment in total knee arthroplasty: Concept, evidence base and limitations]. *Orthopade* 2015; 44: 282–286, 288
- [9] Howell SM, Howell SJ, Hull ML. Assessment of the radii of the medial and lateral femoral condyles in varus and valgus knees with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92: 98–104
- [10] Bonnin MP, Saffarini M, Bossard N et al. Morphometric analysis of the distal femur in total knee arthroplasty and native knees. *Bone Joint J* 2016; 98-B: 49–57
- [11] Ettinger M, Claassen L, Paes P et al. 2D versus 3D templating in total knee arthroplasty. *Knee* 2016; 23: 149–151
- [12] Radtke K, Becher C, Noll Y et al. Effect of limb rotation on radiographic alignment in total knee arthroplasties. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010; 130: 451–457
- [13] Slamin J, Parsley B. Evolution of customization design for total knee arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2012; 5: 290–295
- [14] Ji SJ, Zhou YX, Jiang X et al. Effect of joint line elevation after posterior-stabilized and cruciate-retaining total knee arthroplasty on clinical function and kinematics. *Chin Med J (Engl)* 2015; 128: 2866–2872
- [15] König C, Sharenkov A, Matziolis G et al. Joint line elevation in revision TKA leads to increased patellofemoral contact forces. *J Orthop Res* 2010; 28: 1–5
- [16] Kang KT, Koh YG, Son J et al. A computational simulation study to determine the biomechanical influence of posterior condylar offset and tibial slope in cruciate retaining total knee arthroplasty. *Bone Joint Res* 2018; 7: 69–78

- [17] Matziolis G, Brodt S, Windisch C et al. Changes of posterior condylar offset results in midflexion instability in single-radius total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2017; 137: 713–717
- [18] Huang T, Long Y, George D et al. Meta-analysis of gap balancing versus measured resection techniques in total knee arthroplasty. *Bone Joint J* 2017; 99-B: 151–158
- [19] Massin P, Gournay A. Optimization of the posterior condylar offset, tibial slope, and condylar roll-back in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 889–896
- [20] Barink M, Van de Groes S, Verdonschot N, De Waal Malefijt M. The difference in trochlear orientation between the natural knee and current prosthetic knee designs; towards a truly physiological prosthetic groove orientation. *J Biomech* 2006; 39: 1708–1715
- [21] Calliess T, Ettinger M, Schado S et al. Patella tracking and patella contact pressure in modular patellofemoral arthroplasty: a biomechanical in vitro analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2016; 136: 849–855
- [22] Saffarini M, Demey G, Nover L et al. Evolution of trochlear compartment geometry in total knee arthroplasty. *Ann Transl Med* 2016; 4: 7
- [23] Meijerink HJ, Barink M, van Loon CJ et al. The trochlea is medialized by total knee arthroplasty: an intraoperative assessment in 61 patients. *Acta Orthop* 2007; 78: 123–127
- [24] Steinbrück A, Schröder C, Woiczinski M et al. Mediolateral femoral component position in TKA significantly alters patella shift and femoral roll-back. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017; 25: 3561–3568
- [25] Steinbrück A, Schroder C, Woiczinski M et al. The effect of trochlea tilting on patellofemoral contact patterns after total knee arthroplasty: an in vitro study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2014; 134: 867–872
- [26] Ploegmakers MJ, Ginsel B, Meijerink HJ et al. Physical examination and in vivo kinematics in two posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty designs. *Knee* 2010; 17: 204–209
- [27] Lerner ZF, DeMers MS, Delp SL et al. How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. *J Biomech* 2015; 48: 644–650
- [28] Ishikawa M, Kuriyama S, Ito H et al. Kinematic alignment produces near-normal knee motion but increases contact stress after total knee arthroplasty: a case study on a single implant design. *Knee* 2015; 22: 206–212
- [29] Yamaguchi S, Gamada K, Sasho T et al. In vivo kinematics of anterior cruciate ligament deficient knees during pivot and squat activities. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009; 24: 71–76
- [30] Victor J, Bellemans J. Physiologic kinematics as a concept for better flexion in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 452: 53–58
- [31] Peters CL, Mulkey P, Erickson J et al. Comparison of total knee arthroplasty with highly congruent anterior-stabilized bearings versus a cruciate-retaining design. *Clin Orthop Relat Res* 2014; 472: 175–180
- [32] Murakami K, Hamai S, Okazaki K et al. In vivo kinematics of healthy male knees during squat and golf swing using image-matching techniques. *Knee* 2016; 23: 221–226
- [33] Hill PF, Vedi V, Williams A et al. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 2000; 82: 1196–1198
- [34] Lombardi AV, Berend KR, Aziz-Jacobo J et al. Balancing the flexion gap: relationship between tibial slope and posterior cruciate ligament release and correlation with range of motion. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90 (Suppl. 4): S121–S132
- [35] Price AJ, Rees JL, Beard D et al. A mobile-bearing total knee prosthesis compared with a fixed-bearing prosthesis. A multicentre single-blind randomised controlled trial. *J Bone Joint Surg Br* 2003; 85: 62–67
- [36] Pfitzner T, Moewis P, Stein P et al. Modifications of femoral component design in multi-radius total knee arthroplasty lead to higher lateral posterior femoro-tibial translation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017. doi:1007/s00167-017-4622-7
- [37] Victor J, Banks S, Bellemans J. Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87: 646–655
- [38] Fitzpatrick CK, Clary CW, Cyr AJ et al. Mechanics of post-cam engagement during simulated dynamic activity. *J Orthop Res* 2013; 31: 1438–1446
- [39] Steinbrück A, Schröder C, Woiczinski M et al. Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2016; 33: 42–48
- [40] Moonot P, Shang M, Railton GT et al. In vivo weight-bearing kinematics with medial rotation knee arthroplasty. *Knee* 2010; 17: 33–37
- [41] Shimmin A, Martinez-Martos S, Owens J et al. Fluoroscopic motion study confirming the stability of a medial pivot design total knee arthroplasty. *Knee* 2015; 22: 522–526
- [42] Kitagawa A, Ishida K, Chin T et al. Partial restoration of knee kinematics in severe valgus deformity using the medial-pivot total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014; 22: 1599–1606
- [43] Kutzner I, Bender A, Dymke J et al. Mediolateral force distribution at the knee joint shifts across activities and is driven by tibiofemoral alignment. *Bone Joint J* 2017; 99-B: 779–787
- [44] Shelton TJ, Nedopil AJ, Howell SM et al. Do varus or valgus outliers have higher forces in the medial or lateral compartments than those which are in-range after a kinematically aligned total knee arthroplasty? Limb and joint line alignment after kinematically aligned total knee arthroplasty. *Bone Joint J* 2017; 99-B: 1319–1328
- [45] Howell SM, Howell SJ, Kuznik KT et al. Does a kinematically aligned total knee arthroplasty restore function without failure regardless of alignment category? *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471: 1000–1007