

Kinematisches Alignment in der Knieendoprothetik

Konzept, Evidence und Limitation

Vor dem Hintergrund von weiterhin 20% unzufriedener Patienten nach Kniegelenkersatz und gar steigender Patientenerwartungen ist eine neue Diskussion um das optimale Alignment in der Knieendoprothetik entfacht. Ein vielversprechender neuer Ansatz ist dabei das kinematische Alignment (KA). Dies sieht eine Prothesenpositionierung anhand der natürlichen und individuellen Bewegungsachsen des präarthrotischen Kniegelenks vor. Dadurch werden die natürliche Gelenklinie und Beinachsenstellung wiederhergestellt und in der Theorie somit auch eine natürliche stabile Kapsel-Band-Spannung ohne Release rekonstruiert.

Kontroverse des korrekten Alignments

John N. Insall gehört zweifelsfrei zu den Mitbegründern der modernen Knieendoprothetik. Er war der Überzeugung, dass das beste Alignment in der Knieendoprothetik die Ausrichtung anhand der mechanischen Beinachse darstellt [15]. Allerdings bemerkte er bereits 1988, dass dies nicht unbedingt der natürlichen Patienten-anatomie entspricht und die mechanische Achse „nur“ ein Kompromiss sei.

Dementsprechend stellen unterschiedliche Arbeitsgruppen dar, dass beispielhaft in einem Normkollektiv aus 250 gesunden jungen Probanden der Gauß'sche Mittelwert der Beinachse nicht auf der mechanischen Neutralachse liegt, sondern einen Varus von 1,3° aufweist [2]. Nur etwa 15% der Probanden haben eine tatsächlich gerade Beinachse und in dem Kollektiv wur-

den Deviationen von bis zu 8° nachgewiesen.

Dennoch wird die These, dass aus mechanischen Überlegungen grundsätzlich eine neutrale gerade Achsausrichtung sinnvoll ist, in der Literatur durch zahlreiche Publikationen gestützt. Mehrere Arbeiten berichten über ein erhöhtes Risiko für ein frühzeitiges Implantatversagen bei Abweichungen zur mechanischen Achse [22, 23]. Später ist aus diesen Arbeiten sogar das Dogma abgeleitet, dass eine Toleranz bis $\pm 3^\circ$ Abweichung akzeptabel erscheint. Wenn man allerdings näher in diese Literatur einsteigt, ist weder diese artifiziiell gesetzte Grenze von $\pm 3^\circ$ nachzuvollziehen, noch lassen sich diese Daten problemlos in die heutige Zeit transferieren. Erstens handelt es sich in den Untersuchungen um Prothesenmodelle überwiegend der 1970er und 1980er Jahre, die mit dem heutigen Stand der Technik nicht mehr vergleichbar erscheinen. Zweitens sind die Varus- oder Valgusabweichungen akzidentell verursachte Fehlstellungen, also ungewollte Abweichungen vom Operationsziel. Eine grundsätzliche Aussage über das gewollte Belassen eines physiologischen Varus kann damit also nicht bewertet werden.

Demgegenüber zeigen insbesondere Arbeiten aus der jüngeren Vergangenheit, dass die vorgegebene Beziehung zwischen Achsdeviation und Prothesenstandzeit mit den aktuelleren Prothesenmodellen nicht (mehr?) sicher nachzuweisen ist. Beispielhaft zeigt Parratte 2010 [21] in einem 15-Jahres-Follow-up, dass auch Achsabweichungen von 8° zur mechanischen Achse statistisch keine signifikant kürzere Prothesenstandzeit aufweisen [1].

Die zweite Dimension in dieser Kontroverse ist das funktionelle Outcome im Verhältnis zur Prothesenpositionierung. Insgesamt ist hierzu die Datenlage deutlich spärlicher, wenn auch ähnlich heterogen. In jedem Fall aber hat die bisherige Technologie zur Perfektionierung der Prothesenausrichtung anhand der mechanischen Achse nicht wie erwartet zu einer höheren Patientenzufriedenheit führen können [3]. Dies gilt zunächst für die Navigation mit guter Evidenzlage, als auch zeigen die ersten Arbeiten zu patienten-individuellen Schnittblöcken (mit mechanischem Alignment) den gleichen fehlenden Effekt auf die Patientenzufriedenheit.

Demgegenüber stehen zunehmend Arbeiten, die zeigen, dass Patienten mit einem präoperativen Varus das signifikant beste Outcome erreichten, wenn sie auch postoperativ, im Vergleich zu einem postoperativen Valgus, in einem Varus belassen wurden [16]. Bellemanns et al. [2] formulieren gar 2013, dass die leichte Unterkorrektur des Varuspatienten bei der Knieprothesenimplantation zu einem vorhersagbar besseren klinischen Outcome führt.

»» Es fehlen Konzepte für die optimale Prothesenausrichtung in der Knieendoprothetik

Diese heterogene Literatur unterstreicht den Bedarf nach einer konstruktiven wissenschaftlichen Diskussion um Konzepte für die optimale Prothesenausrichtung in der Knieendoprothetik. Viele Autoren sehen dabei als grundsätzliche Zielrichtung eine individuellere und näher an der Phy-

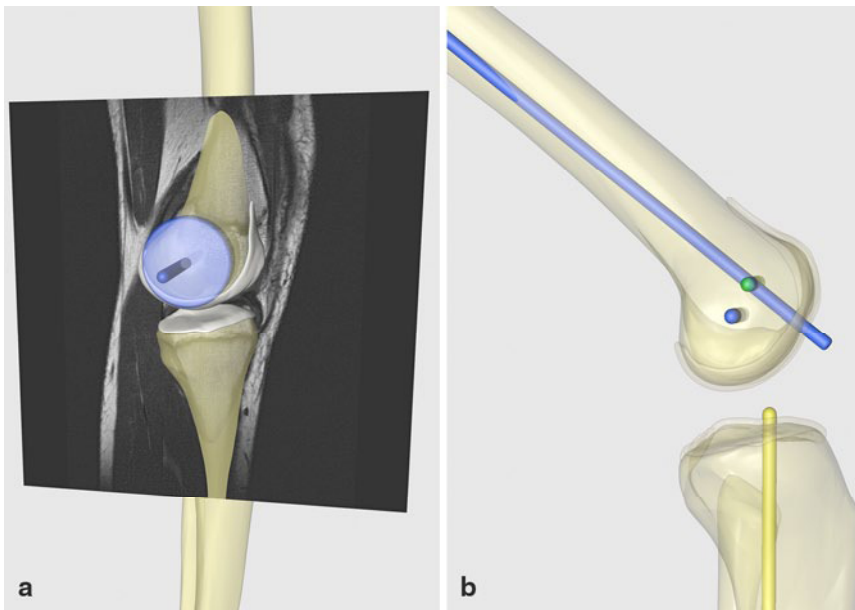


Abb. 1 ▲ **a** Bestimmung der primären Flexions-Extensions-Achse als Drehachse der dorsalen Femurkondylen. **b** Darstellung der kinematischen Achsen des Kniegelenks (blau primäre Flexions-Extensions-Achse, grün Patellarrotationsachse, gelb Tibiarotationsachse)

siologie orientierte Prothesenversorgung an [24]. Dabei stehen auch bestehende Dogmen kritisch zur Diskussion.

Bleibt die Frage, nach welchem Konzept gestaltet man dieses individualisierte Prothesenalignment bzw. was verbirgt sich hinter dieser empfohlenen „leichten Unterkorrektur“?

Aktuelles Verständnis der Kniekinematik

Auf der Suche nach sinnvollen Konzepten für eine individualisierte knieendoprothetische Versorgung erscheint es notwendig, in die Grundsätze der Anatomie und Kinematik des Kniegelenks zu gehen. Dies beginnt zunächst mit Paley u. Tetsworth [20], die durch ihre röntgenologischen Analysen von Beinachsen und Gelenklinien in den 1990er Jahren unser Verständnis der Anatomie der unteren Extremität maßgeblich geprägt haben. Anhand der zweidimensionalen Röntgenanalyse der Paley-Winkel kann man eine Abschätzung der natürlichen Beinachse und Gelenklinienorientierung geben. Bereits aus diesen Beobachtungen hat sich in der Vergangenheit das Konzept des sog. „anatomischen Kniealignments“ für die Knieendoprothetik entwickelt [1]. Hier wird versucht, die Kniegelenkanatomie und

-orientierung in der Frontal- und Sagittalebene zu rekonstruieren. Die axiale Ausrichtung bleibt jedoch schwierig und bedient sich Hilfsmitteln wie der Gap-balancing-Technik oder knöcherner Landmarken, um die korrekte Rotation festzulegen. Da sich jedoch das Designkonzept nahezu aller gängigen Knieprothesen an der Ausrichtung der femoralen Komponente entlang der Flexions-Extensions-Achse orientiert, ist gerade diese Rotationsausrichtung für die Stabilität und Kinematik des Kniegelenks besonders erfolgskritisch.

Für ein überzeugendes Alignmentkonzept ist es also notwendig, tiefer in die Dreidimensionalität und Kinematik einzusteigen, zumal Eckhoff et al. [8] nachweisen konnten, dass die häufig verwendete transepikondyläre Referenzlinie nicht unbedingt der Flexions-Extensions-Achse des Kniegelenks entspricht.

» Die Kniegelenkinematik basiert im Wesentlichen auf drei fixierten Rotationsachsen

Nach den Arbeiten von Hollister et al. [9], Coughlin et al. [4] und Eckhoff et al. [7] basiert die Kniegelenkinematik im Wesentlichen auf drei fixierten Rotationsachsen:

1. die primäre Flexions-Extensions-Achse in den dorsalen Femurkondylen, um die die Tibia rotiert und
2. die patellare Flexions-Extensions-Achse, die anterosuperior streng parallel zur Ersten ebenfalls im Femur verläuft;
3. die Tibiarotationsachse, die im rechten Winkel zu den erstgenannten steht.

Die Autoren stellen unabhängig voneinander dar, dass die Oberflächengeometrie der dorsalen Femurkondylen näherungsweise als ein Zylinder beschrieben werden kann, dessen Drehzentrum eben jener primären Flexions-Extensions-Achse entspricht (■ Abb. 1). Sie kann also an einem Kniemodell bestimmt und entsprechend die übrigen Achsen abgeleitet werden (■ Abb. 1). Dabei verläuft die primäre Drehachse sowohl durch den Kreuzungspunkt der Kreuzbänder als auch durch den femoralen Ansatz der Seitenbänder.

Zusammen mit dem physikalischen Grundsatz, dass es sich bei dem Kniegelenk um ein kraftschlüssiges Gelenk handelt – es also im gesamten Bewegungsablauf immer einen Kontakt zwischen Femur und Tibia gibt – bedeuten die genannten Entdeckungen, dass die Kniebewegung wesentlich von der femoralen Oberfläche bestimmt wird.

» Die Kniebewegung wird wesentlich von der femoralen Oberfläche bestimmt

Die umgebenden Bandstrukturen sorgen in diesem Zusammenhang für die Stabilisierung der Bewegung, also sichern den immer gleichen Bewegungsablauf um den Zylinder. Aufgrund der nachgewiesenen geometrischen Formen kann von einer Isometrie der Bänder ausgegangen werden, die physiologische laterale Laxizität begünstigt die tibiale Rotation, die maßgeblich von der Belastung des Gelenks und aktiver Muskelkontraktionen abhängig ist [17].

Durch das beschriebene Modell der Bewegungsachsen und der Beziehung zur Kondylengeometrie kommt letztendlich die Dreidimensionalität der Knieanatomie und Kinematik zum Tragen, da sich

die primäre Flexions-Extensions-Achse an der Gelenkkonfiguration im koronaren, sagittalen und axialen Profil orientiert. Dies ist, wie beispielhaft Eckhoff et al. [8] oder Nedopil et al. [19] zeigen konnten, für jedes Knie individuell.

Konzept des kinematischen Alignments

Das Grundkonzept des KA in der Knieendoprothetik basiert auf der Positionierung der Prothese anhand der natürlichen kinematischen Achsen des Kniegelenks. Es handelt sich also im Gegensatz zu den geschilderten klassischen zweidimensionalen Ansätzen um eine dreidimensionale Ausrichtung. Die Drehachse der femoralen Prothesenkomponente wird auf die primäre femorale Flexions-Extensions-Achse gelegt. Die femorale Gelenkoberfläche wird in einer „True-measured-resection-Technik“ rekonstruiert. Es wird also genau so viel Knochen reseziert, wie durch die Prothese ersetzt wird, ohne den Versuch einer Anpassung der vorhandenen Anatomie an die mechanische Achse.

Die Patelladrehachse ist durch ihren parallelen Verlauf automatisch korrekt eingestellt und bedarf außer der korrekten Prothesengröße keiner gesonderten Berücksichtigung. Die Tibiakomponente wird als Monoblock mit dem Femur gesehen und entsprechend femoral referenziert ausgerichtet. So steht sie, wie im physiologischen Knie, automatisch rechtwinklig zur Tibiarotationsachse.

» Das Prinzip des KA ist die Ausrichtung der Prothesendrehachse anhand der natürlichen Bewegungsachsen des Kniegelenks

Das Entscheidende für die korrekte Bestimmung der kinematischen Achsen im Kniegelenk und der femoralen Geometrie ist der Bezug auf das präarthrotische Kniegelenk. Es ist das Ziel, die natürliche Konfiguration zu rekonstruieren und damit gleichsam eine physiologische Spannung des Kapsel-Band-Apparats herzustellen. Eine intraoperative Bewegungsanalyse des arthrotischen Kniegelenks er-

Orthopäde 2015 DOI 10.1007/s00132-015-3077-0
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

T. Calliess · M. Ettinger · C. Stukenborg-Colsmann · H. Windhagen

Kinematisches Alignment in der Knieendoprothetik. Konzept, Evidence und Limitation

Zusammenfassung

Hintergrund. Vor dem Hintergrund weiterhin rund 20% unzufriedener Patienten nach endoprothetischem Kniegelenkersatz ist eine neue Diskussion um das optimale Alignment in der Knieendoprothetik entfacht. Ein vielversprechender Ansatz ist dabei das kinematische Alignment (KA), das eine Prothesenpositionierung streng anhand der Drehachsen des natürlichen Knies vorsieht.

Methodik. In dieser Arbeit wird anhand eines eingehenden Literaturreviews und eigener Forschungsergebnisse das Konzept des KA, einschließlich der Limitationen und der vorhandenen klinische Evidenz erläutert.

Ergebnisse und Diskussion. Erste klinische Studien zeigen eine schnellere Patientenrehabilitation, eine verbesserte Kniefunktion und höhere Patientenzufriedenheit. Aller-

dings muss auf die noch dünne Evidenzlage hingewiesen werden. Die aus der Technik resultierenden Achsabweichungen zur mechanischen Achse scheinen zumindest kurzfristig keinen negativen Einfluss zu haben, Langzeitergebnisse liegen allerdings noch nicht vor. Dennoch scheint das KA nicht für jeden Patienten geeignet und weitere Untersuchungen für die Formulierung von Ein- und Ausschlusskriterien scheinen sinnvoll.

Schlüsselwörter

Kniegelenkersatz · endoprothetischer · Prothesenpositionierung · Patientenrehabilitation · Patientenzufriedenheit · Gap-balancing-Technik

Kinematic alignment in total knee arthroplasty. Concept, evidence base and limitations

Abstract

Background. Against the background that 20% of patients are dissatisfied after total knee arthroplasty, there is ongoing controversy about optimal alignment. In this context, orientating the prosthetic components to the natural kinematic axes of the knee appears to be an interesting new concept.

Methods. The objective of this paper is to provide a critical review of the current literature and our own research data regarding the concept of kinematically aligned total knee arthroplasty with the current evidence base and potential limitations.

Results and discussion. In the recent literature faster rehabilitation, better knee func-

tion, and higher patient satisfaction are described compared to conventional alignment, even if the postoperative alignment deviates more than 3° from the mechanical axis. However, the technique may not be suitable for every patient and pathology, and further research is necessary to set the correct indication.

Keywords

Knee prosthesis · Prosthesis alignment · Patient rehabilitation · Patient satisfaction · Gap-balancing technique

scheint nicht reliabel, da hier oft eine pathologisch veränderte Bewegung vorliegt.

Im Wesentlichen wurden bisher zwei Methoden vorgestellt, die ein solches KA ermöglichen. Die erste fußt auf einem hochauflösenden Modell des Kniegelenks, das durch Segmentierung spezieller MRT-Daten (Magnetresonanztomographie) generiert wird [10]. Bereits bei der Bilderzeugung muss dabei sehr genau auf die Schnittführung senkrecht zu den Tangenten der dorsalen Kondylen geachtet werden, damit die geometrische Be-

stimmung des Drehzentrums möglich ist. Aus diesem 3D-Modell kann in der Folge durch Computersimulation und Auffüllen der arthrotischen Defekte bzw. Rezentrierung der Tibia unter dem Femur das natürliche Patientenknies rekonstruiert werden und die kinematischen Achsen wie beschrieben bestimmt werden. Als abschließenden Schritt erfolgt anschließend die Prothesenpositionierung am Modell. Dieser Plan kann dann über patientenindividuelle Schnittblockschablonen vom Computermodell in den Ope-

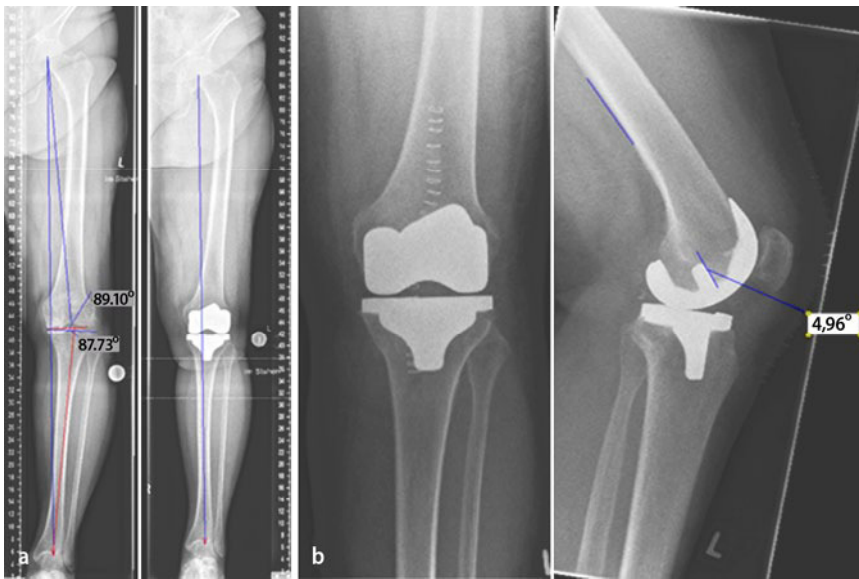


Abb. 2 ▲ a, b Prä- und postoperatives Röntgen, Ganzbeinaufnahme a.-p.: Der abgebildete arthrosebedingte 5° Varus ist auf die Ausgangsdeformität von 2° Varus zurückkorrigiert

rationssaal transferiert werden oder denkbar auch über die Navigation mit Vorgabe der individuellen Zielparame- ter. Leider ist diese Technik aktuell für den klinischen Einsatz nicht verfügbar, da sie von keiner Firma angeboten wird. Das bis 2012 bestehende System der Fa. Stryker/Otismed wurde aufgrund technischer Probleme im Planungs- und Operationsprozess zunächst vom Markt genommen. Eine erneute Marktfreigabe ist aktuell nicht absehbar, obwohl wie unten beschrieben durchaus sehr vielversprechende klinische Ergebnisse erzielt wurden.

Alternativ zu dieser computergestützten Methodik hat Stephen Howell als Inaugurator des Prinzips des KA eine manuelle Operationstechnik veröffentlicht [14]. Auch sie fußt auf dem Grundsatz der genauen Wiederherstellung der femoralen Gelenkfläche als definierendes Element der Gelenkbewegung und damit dem Match der Prothesenachse mit der femoralen Flexions-Extensions-Achse. Die Prothesenausrichtung orientiert sich in seiner Technik rein an der Anatomie der distalen dorsalen Kondylen, wobei der vorhandene Knorpelschaden mit berücksichtigt wird. Konkret führt er präoperativ eine Analyse eben jenes Verschleißes durch (am MRT und intraoperativ) und arbeitet dann mit entsprechenden Spacerblöcken, um die ordinäre Anatomie zu rekonstruieren [18]. In einer „True-

measured-resection-Technik“ (wie oben beschrieben) wird eben so viel Knochen reseziert (minus des vorhandenen Verschleißes), wie durch die Prothese später ersetzt werden. Die Tibia wird in seinem Konstrukt dann schrittweise an den femoralen Schnitt angepasst, bis symmetrische Flexions- und Extensionsgaps vorliegen.

Ähnliche manuelle wie computergestützte Techniken zur Umsetzung des KA sind aktuell in der Entwicklung und werden sicher in den nächsten Jahren als Alternativverfahren zur Verfügung stehen.

Limitationen der Technik

Die Technik des KA bedeutet, dass die individuelle Beinanatomie des Patienten mit der Prothese rekonstruiert wird. Beispielfähig kann bei einem Patient mit einem physiologischen Varus von 2° und einem proximalen Tibiagelenkflächenwinkel von 87° auch so die Prothese entsprechend ausgerichtet werden (■ **Abb. 2a und b**). Hier stellt sich natürlich die Frage: „Darf man das?“

Diesbezüglich wird später noch näher auf die aktuelle klinische Evidenz eingegangen, so dass wir uns hier zunächst auf theoretische Überlegungen und evtl. rechtliche Grundsätze beschränken. Die Diskussion, ob eine varisch oder valgisch implantierte Prothese gleich einer gerin-

geren Standzeit ist oder ein schlechteres funktionelles Outcome bedeutet, ist im ersten Abschnitt bereits hinreichend besprochen.

Die erste Limitation für die Technik des KA ergibt sich direkt aus der primären Zielsetzung einer Rekonstruktion der kinematischen Achsen und der physiologischen Kapsel-Band-Spannung. Damit bilden alle Ausgangssituationen, bei denen diese nativen Bewegungsachsen nicht mehr vorhanden sind (z. B. posttraumatische Situationen) oder primäre Verletzungen des Kapsel-Band-Apparats mit bestehenden Instabilitäten (ausschließlich des vorderen Kreuzbands) vorliegen, keine sinnvollen Indikationen. Andere Grunderkrankungen wie beispielsweise rheumatische Erkrankungen oder eine stattgehabte kniegelenknahe Osteotomie stehen sicher zur Diskussion, da hier Probleme wie postoperative Instabilitäten möglich erscheinen. Für die Autoren ist dies im Einzelfall abzuwägen und kritisch zu bewerten. Gesonderte Daten hierzu bestehen aktuell nicht.

Daran anschließend muss als theoretische Limitation diskutiert werden, dass in der aktuellen computergestützten Technik der Kapsel-Band-Apparat ein rein theoretisches Konstrukt ist, mit der Annahme einer Isometrie der Bänder. Nach unseren praktischen Erfahrungen ist diese Annahme bei strenger Indikationsstellung valide, während in „Grenzfällen“ wie einem schweren Valgus durchaus beispielhaft Elongationen des medialen Bandapparats denkbar sind, die evtl. durch Releasetechniken auszugleichen wären. In der manuellen Technik besteht hier die Gefahr einer knöchernen Überkorrektur einer weichteiligen Pathologie und eines daraus resultierenden (kinematischen und statischen) Malalignments. In der Varusgonarthrose stellt sich dieses Problem weit weniger dar, da es seltener zu chronischen Überlastungen und Insuffizienzen der Seitenbänder kommt. Eine eigene Diskussion kann auch darüber geführt werden, ob sich Bänder verkürzen können. In der Theorie des KA wird angenommen, dass dies nicht der Fall ist. Häufig kommt es zu Überspannungen der Bandstrukturen durch Osteophyten, die akribisch abzutragen sind.

Ein weiteres theoretisches Limit besteht bei deutlich unterschiedlicher Anatomie des lateralen und medialen Femurkondylus, zumindest bei Verwendung einer symmetrischen Prothese. Zwar stellen Howell et al. [11] in ihrer Analyse der Radien der beiden Femurkondylen an 140 Patienten dar, dass sie sich im Mittel nur um 0,2 mm unterscheiden, im Einzelfall finden sich aber bis zu 2 mm Differenzen. In einem solchen Fall muss also auf Seiten der kleineren Kondyle (meist lateral) die Gelenklinie distalisiert und dorsalisiert werden. Dies hat zur Konsequenz, dass entsprechend das tibiale Alignment angepasst werden muss. In solchen Fällen haben wir beispielhaft postoperativ einen höheren tibiofemorale Valguswinkel beobachtet, als präoperativ bestand. Diese Patienten scheinen nicht vom kinematischen Alignment zu profitieren.

Diese Diskussion geht nahtlos in die grundsätzliche Frage über, wann es sich um eine physiologische Achsabweichung handelt und wann eine pathologische Deformität vorliegt. In unserem Verständnis des KA ist die erste Gruppe für die Technik interessant, die zweite evtl. als Ausschlusskriterium zu werten. Leider gibt es bis heute keine brauchbare oder klare Definition für diese Differenzierung.

Als letzten Punkt muss aktuell der rechtliche Rahmen diskutiert werden. Noch immer ist eine Ausrichtung der Knieprothese anhand der mechanischen Achse mit einer Toleranz von 3° der akzeptierte Standard und wird auch in medizinischen Fachgutachten in der Regel als Zielkorridor angegeben. Aus diesem Grund haben wir in unserer Arbeitsgruppe zunächst die Grenzen von 3° Varus bis 3° Valgus als Einschlusskriterium für das KA definiert. Damit sind immerhin (laut Bellemans et al [2] und eigenen Erfahrungen) 75 % der Patienten für diese Technik gangbar (die physiologische Deviation ist entscheidend und nicht der arthrotische Status). Hier sei aber auch angemerkt, dass andere Arbeitsgruppen in Österreich, der Schweiz, England oder Italien diese Grenzen aktuell nicht praktizieren, sondern auch größere Abweichungen operieren würden.

In diese Diskussion einbezogen werden muss auch der rechtliche Rahmen für eine Firma, die individuelle Schnitt-

blockschablonen für ein solches Alignment herstellt, das eine Prothesenposition abweichend der gesetzten Norm anvisiert. Dies stellt sicher auch eine ernstzunehmende Hürde für die Zulassung und Regressfragen dar.

Aktuelle „evidence base“

Das Prinzip des KA wurde maßgeblich von Stephen Howell entwickelt und erstmals 2006 klinisch angewendet. Entsprechend handelt es sich um eine noch junge Technik mit begrenzter „evidence base“. Als primäre Zielsetzung ist eine Verbesserung der Rehabilitation, Funktion und Patientenzufriedenheit formuliert, die durch die Annäherung der Kniekinematik nach endoprothetischem Ersatz an die physiologische Ausgangssituation erreicht werden soll.

» Bei der KA handelt es sich um eine noch junge Technik mit begrenzter „evidence base“

Zunächst sei dargestellt, dass in unterschiedlichen Studien das resultierende Prothesenalignment zu rund 75 % innerhalb des akzeptierten 3°-Intervalls zur mechanischen Achse lag [13]. Allerdings weist die Tibia ebenso zu 75 % eine varische Gelenklinienkonfiguration auf. In der Versagensanalyse wurden in der Literatur unabhängig von der Prothesenposition innerhalb der ersten 4 Jahre dennoch keine Frühversager beschrieben.

In einer radiologischen In-vivo-Studie zum Bewegungsablauf einer kinematisch ausgerichteten Knieprothese konnten Howell et al. [12] zeigen, dass trotz kreuzbanderhaltendem Prothesendesign mit niedriger Inlaykonformität in 85 % der natürlichen mediale Pivot rekonstruiert werden kann und kein pathologisches anteriores Gleiten des Femurs zu beobachten ist. In mehreren prospektiven Arbeiten stellt er weiter gute Patientenoutcomeparameter in Bezug auf den WOMAC- („Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index“) und OKS-Score („Oxford Knee Score“) und eine hohe Patientenzufriedenheit dar [10, 13, 14]. Als Entwickler der Technik muss diese Literatur jedoch entsprechend kritisch betrachtet werden.

Als erste entwicklerunabhängige randomisiert kontrollierte Studie zum KA vs. mechanisch ausgerichteter Knieprothesenversorgung hat die Arbeitsgruppe um Dossett [5, 6] zuletzt ihre vielversprechenden 2-Jahres-Nachuntersuchungsergebnisse veröffentlicht. Sowohl der OKS (40 vs. 33; p=0,005), WOMAC (15 vs. 26; p=0,005) und „Knee Society Score“ (KSS) (160 vs. 137; p=0,005) zeigen in dem Kollektiv signifikant bessere Ergebnisse. Außerdem waren die postoperative Knieflexion (121° vs. 113°; p=0,002) und die Wahrscheinlichkeit einer Schmerzfreiheit (Odds Ratio 3,2 vs. 4,9) signifikant höher.

Auch eine eigene Studie mit 100 Patienten aus unserer Klinik zeigt gleichartige Ergebnisse eines verbesserten Patientenoutcomes in der KA-Studiengruppe, wie auf dem diesjährigen Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie präsentiert. Dabei zeigt sich auch die initiale Rehabilitation nach 6 Wochen überlegen. Dieser Effekt bleibt bis zum Nachuntersuchungszeitpunkt nach 12 Monaten bestehen und ist statistisch signifikant. Allerdings ist darauf hinzuweisen, dass in unserem Kollektiv auch 8 Therapieversager mit schlechterem Outcome als in der Kontrollgruppe beobachtet wurden. Die genaue Ursachenanalyse steht hierzu noch aus. Zwei Patienten mussten wegen einer vom Operationsplan abweichenden Prothesenpositionierung und resultierender Instabilität revidiert werden. Hier sind Fehler in der Schnittblockpositionierung anzunehmen.

Es ist festzustellen, dass mehrere Autoren eine signifikante Verbesserung des Patientenoutcomes durch das KA erzielen konnten. Diesen Nachweis sind andere Innovationen in der Knieendoprothetik zuletzt schuldig geblieben.

Fazit für die Praxis

- Das Prinzip des kinematischen Alignments mit Ausrichtung der Prothesendrehachse anhand der natürlichen Bewegungsachsen des Kniegelenks erscheint als vielversprechende Alternative, um bestehenden Limitationen der Knieendoprothetik zu überwinden.
- Durch eine Wiederherstellung der natürlichen Oberflächengeometrie und

Bandspannung kann ein physiologischer Bewegungsablauf mit der Knieprothese erreicht werden.

- **Erste klinische Studien zeigen eine schnellere Patientenrehabilitation, eine signifikant verbesserte Kniefunktion und höhere Patientenzufriedenheit. Allerdings muss auf die noch dünne Evidenzlage hingewiesen werden.**
- **Die aus der Technik resultierenden Achsabweichungen zur mechanischen Achse scheinen zumindest kurzfristig keinen negativen Einfluss zu haben, Langzeitergebnisse liegen allerdings noch nicht vor. Dennoch schein das KA nicht für jeden Patienten geeignet und weitere Untersuchungen für die Formulierung von Ein- und Ausschlusskriterien scheinen sinnvoll.**

Korrespondenzadresse



Dr. T. Calliess

Department Endoprothetik
und Rekonstruktive
Gelenkchirurgie
Orthopädische Klinik der
Medizinischen Hochschule
Hannover im Annastift
Anna-von-Borries-Str. 3
30449 Hannover
Tilman.Calliess@ddh-gruppe.de

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenskonflikt. T. Calliess, M. Ettinger, C. Stukenborg-Colsmann und H. Windhagen sind Consultants für die Firma Stryker.

Dieser Beitrag enthält keine Studien an Menschen oder Tieren.

Literatur

1. Abdel MP, Oussedik S, Parratte S et al (2014) Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. *Bone Joint J* 96-B:857–862
2. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker H et al (2012) The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res* 470:45–53
3. Calliess T, Ettinger M, Windhagen H (2014) Computer-assisted systems in total knee arthroplasty. Useful aid or only additional costs. *Orthopade* 43:529–533
4. Coughlin KM, Incavo SJ, Churchill DL et al (2003) Tibial axis and patellar position relative to the femoral epicondylar axis during squatting. *J Arthroplasty* 18:1048–1055
5. Dossett HG, Swartz GJ, Estrada NA et al (2012) Kinematically versus mechanically aligned total knee arthroplasty. *Orthopedics* 35:e160–e169
6. Dossett HG, Estrada NA, Swartz GJ et al (2014) A randomised controlled trial of kinematically and mechanically aligned total knee replacements: two-year clinical results. *Bone Joint J* 96-B:907–913
7. Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM et al (2005) Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality. *J Bone Joint Surg Am* 87(Suppl 2):71–80
8. Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L et al (2007) Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 461:238–244
9. Hollister AM, Jatana S, Singh AK et al (1993) The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 290:259–268
10. Howell SM, Kuznik K, Hull ML et al (2008) Results of an initial experience with custom-fit positioning total knee arthroplasty in a series of 48 patients. *Orthopedics* 31:857–863
11. Howell SM, Howell SJ, Hull ML (2010) Assessment of the radii of the medial and lateral femoral condyles in varus and valgus knees with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 92:98–104
12. Howell SM, Hodapp EE, Vernace JV et al (2013) Are undesirable contact kinematics minimized after kinematically aligned total knee arthroplasty? An intersurgeon analysis of consecutive patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:2281–2287
13. Howell SM, Howell SJ, Kuznik KT et al (2013) Does a kinematically aligned total knee arthroplasty restore function without failure regardless of alignment category? *Clin Orthop Relat Res* 471:1000–1007
14. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik KT et al (2013) Accurate alignment and high function after kinematically aligned TKA performed with generic instruments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:2271–2280
15. Insall JN (1988) Presidential address to The Knee Society. Choices and compromises in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 226:43–48
16. Magnussen RA, Weppe F, Demey G et al (2011) Residual varus alignment does not compromise results of TKAs in patients with preoperative varus. *Clin Orthop Relat Res* 469:3443–3450
17. Moro-oka TA, Hamai S, Miura H et al (2008) Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *J Orthop Res* 26:428–434
18. Nam D, Lin KM, Howell SM et al (2014) Femoral bone and cartilage wear is predictable at 0 degrees and 90 degrees in the osteoarthritic knee treated with total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:2975–2981
19. Nedopil AJ, Howell SM, Rudert M et al (2013) How frequent is rotational mismatch within 0 degrees +/-10 degrees in kinematically aligned total knee arthroplasty? *Orthopedics* 36:e1515–e1520
20. Paley D, Tetsworth K (1992) Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia. *Clin Orthop Relat Res* 280:65–71
21. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT et al (2010) Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 92:2143–2149
22. Rand JA, Coventry MB (1988) Ten-year evaluation of geometric total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 232:168–173
23. Ritter MA, Faris PM, Keating EM et al (1994) Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res* 299:153–156
24. Vanlommel L, Vanlommel J, Claes S et al (2013) Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:2325–2330