

Alexander J. Nedopil¹, Stephen M. Howell², Maury L. Hull³

Kinematische Knieendoprothetik

Kinematically aligned total knee arthroplasty

Zusammenfassung: Diese Übersichtsarbeit erläutert die Ziele der kinematischen Knieendoprothetik. Diese sind die Wiederherstellung 1) der natürlichen Orientierung der tibio-femorale Gelenklinie, 2) der natürlichen Beinachse und 3) der natürlichen Stabilität des Kniegelenks. Das Konzept der kinematischen Knieendoprothetik ist relativ neu und bis jetzt weniger verständlich als die Prinzipien der mechanischen Knieendoprothetik. Daher werden im Folgenden die Technik für die kinematische Ausrichtung der tibialen und femoralen Komponente an der natürlichen tibio-femorale Gelenklinie im Detail erklärt. Studien, welche Ähnlichkeiten und Unterschiede zwischen mechanischer und kinematischer Knieendoprothetik im Bereich Funktion, Knie- und Extremitätenausrichtung sowie Lebensdauer der Komponenten untersuchen, werden im Anschluss daran diskutiert.

Schlüsselwörter: Knieendoprothetik, kinematische Ausrichtung, Operationstechnik

Zitierweise

Nedopil AJ, Howell SM, Hull ML: Kinematische Knieendoprothetik. OUP 2018; 7: 228–235 DOI 10.3238/oup.2018.0228–0235

Summary: This chapter introduces the three goals of kinematically aligned total knee arthroplasty (TKA), which are to restore 1) the natural tibial-femoral articular surfaces, 2) the natural knee and limb alignment, and 3) the natural laxities of the knee. Because kinematically aligned TKA is relatively new and not as well understood as mechanically aligned TKA, the technique for kinematically aligning the femoral and tibial components to the natural tibial-femoral articular surface is detailed. Finally, studies describing the similarities and differences of the function, limb, knee, and tibial component alignment, and survivorship between kinematically and mechanically aligned TKA are presented.

Keywords: total knee arthroplasty, kinematic alignment, surgical technique

Citation

Nedopil AJ, Howell SM, Hull ML: Kinematically aligned total knee arthroplasty. OUP 2018; 7: 228–235 DOI 10.3238/oup.2018.0228–0235

Ziel 1: Wiederherstellung der natürlichen Orientierung der tibio-femorale Gelenklinie

Ein Ziel der kinematischen Knieendoprothetik ist die Wiederherstellung der natürlichen Orientierung der tibio-femorale Gelenklinie in allen 6 Freiheitsgraden (antero-posterior, proximal-distal, medial-lateral, Flexion-Extension, Varus-Valgus, Innen- und Außenrotation) durch Positionierung der femoralen und tibialen Komponente. Durch Positionierung der femoralen und tibialen Komponente parallel zur Orientierung der natürlichen tibio-femorale Gelenklinie richten sich die Achsen der Komponenten parallel zu den 3 kinematischen Achsen des normalen Kniegelenks aus (Abb. 1) [4, 7, 15]. Eine kinematische

Achse des Kniegelenks ist die Flexionsachse der Tibia, welche die Mittelpunkte des zylindrischen Anteils der posterioren Femurkondylen von ca. 20–120° verbindet. Diese kinematische Achse definiert den natürlichen Bewegungsbogen der Tibia um das Femur [7, 10, 18, 26, 31]. Die 2. kinematische Achse ist die Flexionsachse der Patella. Sie verläuft parallel zur Flexionsachse der Tibia und befindet sich ca. 10 mm vor und 12 mm proximal zu dieser. Diese kinematische Achse definiert den natürlichen Bewegungsbogen der Patella um das Femur [2, 17]. Die Flexions-Extensions-Ebene des gestreckten Kniegelenks liegt senkrecht zu diesen 2 kinematischen Achsen und verläuft durch das Kniezentrum. Die 3. kinematische Achse ist die vertikale Rotationsachse der Tibia. Sie verläuft in etwa senk-

recht zu den Flexionsachsen der Tibia und der Patella und definiert den natürlichen innen- und außenrotatorischen Bewegungsbogen der Tibia [2, 10]. Die 3 kinematischen Achsen sind dabei annähernd parallel oder senkrecht zur natürlichen tibio-femorale Gelenklinie [2, 6, 7, 10, 12, 17] (Abb. 1).

Eine Positionsänderung der femoralen oder tibialen Komponente in mindestens einem der 6 Freiheitsgrade beeinflusst die Orientierung der tibio-femorale Gelenklinie. Dies fehlpositioniert die Achsausrichtung der Komponenten im Vergleich zu den 3 kinematischen Achsen des Kniegelenks und ändert die natürliche Ruhespannung der Seitenbänder und des hinteren Kreuzbands. Eine Veränderung der natürlichen Ruhespannung dieser Weichteil-

¹ MD, Department of Orthopaedics, University of California

² MD, Biomedical Engineering Graduate Group, University of California

³ PhD, Department of Mechanical Engineering, University of California

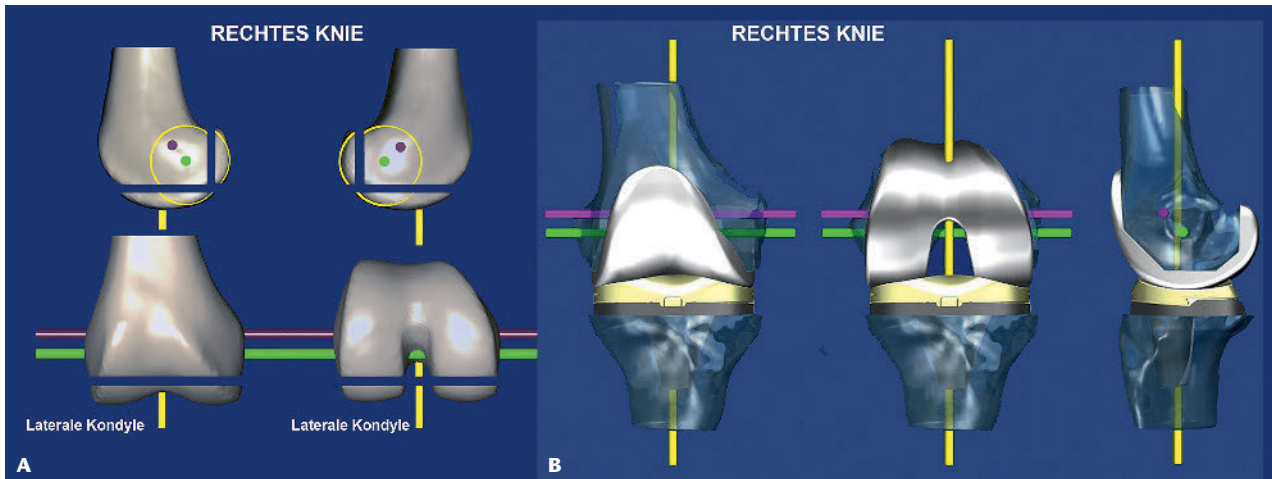


Abbildung 1a–b Ein rechter Femur **a)** und kinematische Knieendoprothetik **b)** zeigen das Verhältnis der 3 kinematischen Achsen des Kniegelenks zur Position der femoralen und tibialen Komponente [15]. Die Flexionsachse der Tibia ist die grüne Linie, die Flexionsachse der Patella ist die lila Linie, und die Rotationsachse der Tibia ist die gelbe Linie. Alle 3 Achsen sind entweder parallel oder stehen senkrecht zur Gelenklinie. Die Flexions-Extensions-Ebene des gestreckten Kniegelenks verläuft senkrecht zur Flexionsachse der Tibia und der Patella und liegt zentral im Kniegelenk. Nachdem der Knorpelschaden und die Dicke des Sägeblatts miteinberechnet wurden, werden die distalen und posterioren Femurkondylen in der Dicke reseziert, die den Kondylen der femoralen Komponente gleicht. Die Achse der femoralen Komponente ist somit nach der Flexionsachse der Tibia ausgerichtet.

strukturen verursacht eine unnatürliche Spannung oder Entspannung der Bänder sowie unnatürliche tibio-femorale und patello-femorale Bewegungsabläufe, die Patienten als Schmerz, Druck, Steife oder Instabilität wahrnehmen [7, 9, 10].

Ziel 2: Wiederherstellung der natürlichen Orientierung des Kniegelenks und der natürlichen Beinachse

Das 2. Ziel der kinematischen Knieendoprothetik ist die Wiederherstellung der natürlichen Orientierung des Kniegelenks und der natürlichen Beinachse [9, 14, 15, 16]. Zahlreiche Studien belegen den Vorteil der Wiederherstellung der natürlichen oder konstitutionellen Orientierung des Kniegelenks und der unteren Extremität im Vergleich zur Erzeugung einer neutralen mechanischen Achse (Abb. 2). Die Erzeugung einer neutralen mechanischen Achse bei Patienten mit konstitutionellem varus oder valgus ist unnatürlich und erzeugt eine stärkere Dehnung der medialen bzw. lateralen Seitenbänder im Vergleich zum nativen Kniegelenk [1, 3, 9]. Patienten mit präoperativem varus haben bessere klinische und funktionelle Ergebnisse und die gleiche Revisionsrate nach 7 Jahren, wenn der konstitutionel-

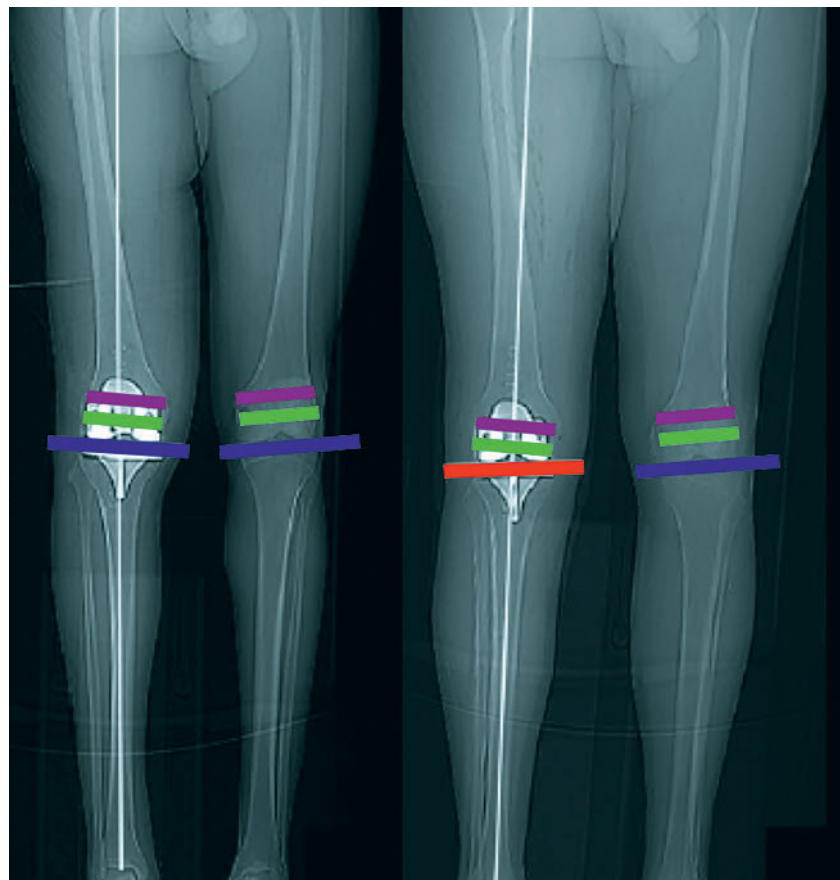


Abbildung 2 Die Abbildung zeigt, wie die kinematische Knieendoprothetik (linker Patient) die natürliche tibio-femorale Gelenklinie (blaue Linie) und die natürliche Beinachse (weiße Linie) wiederherstellt. Die Achse der femoralen Komponente ist nach der Flexionsachse der Tibia und der Patella ausgerichtet. Mechanische Knieendoprothetik (rechter Patient) ändert die tibio-femorale Gelenklinie (rote Linie) und die Beinachse. Die Achse der femoralen Komponente ist nicht nach der Flexionsachse der Tibia oder der Patella ausgerichtet.

le varus nicht korrigiert wurde, im Vergleich zu Patienten, die zu einer geraden unteren Extremität überkorrigiert wurden [30]. Durchschnittlich 6 Jahre nach kinematischer Knieendoprothetik beeinflusste die Wiederherstellung der natürlichen Orientierung der Gelenklinie und der natürlichen Beinachse die Überlebenszeit der Implantate nicht und führte zu sehr guter Funktion [14].

Ziel 3: Wiederherstellung der natürlichen Stabilität des Kniegelenks

Das 3. Ziel der kinematischen Knieendoprothetik ist die Wiederherstellung der natürlichen Stabilität des Kniegelenks. Das Kniegelenk ist bei 0° Flexion straffer als bei 45° und 90° Flexion (Abb. 3) [27, 28]. Bei 0° Flexion verhält sich das Tibiofemorale Gelenk wie ein starrer Körper. Die durchschnittliche varische und valgische Abweichung in 0° Flexion beträgt 0,7° und 0,5°. Die durchschnittliche Innen- und Außenrotation beträgt 4,6° und 4,4° [8, 27, 28]. Bei 45° und 90° Flexion beträgt die varische Abweichung 3,1° und die valgische Abweichung 1,4°. Die rotatorische Stabilität ist ebenfalls geringer bei durchschnittlicher Innen- und Außenrotation von 14,7°. Die vordere Schublade erhöht sich um ca. 50 % von 0° zu 90° Flexion [27,28]. Der Erhalt des natürlichen Unterschieds in der Spannung der Kniegelenk-stabilisierenden Strukturen bei unterschiedlichen Graden der Knieflexion bedarf des Erhalts der natürlichen Ruhespannung der Seitenbänder, des hinteren Kreuzbands und des Retinakulums. „Gap-balancing“ erhöht die Spannung der Flexionslücke bei 45° und 90°, da die Spannung der Flexionslücke an die Spannung der Extensionslücke angepasst wird. Dies kann von Patienten als Schmerz oder Bewegungseinschränkung wahrgenommen werden [7, 27].

Die Wiederherstellung der natürlichen Spannung des Kniegelenks bei 0° Flexion erfolgt nach folgendem Algorithmus:

1. Entfernung aller Osteophyten
2. Durchführung der femoralen und tibialen Schnitte
3. Streckung des Kniegelenks bis 0° mit Probekomponenten
4. Anpassung des proximalen Tibiaschnitts und der Dicke der tibialen

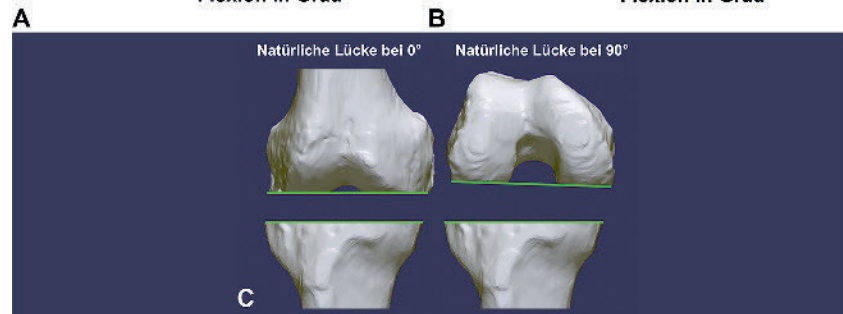
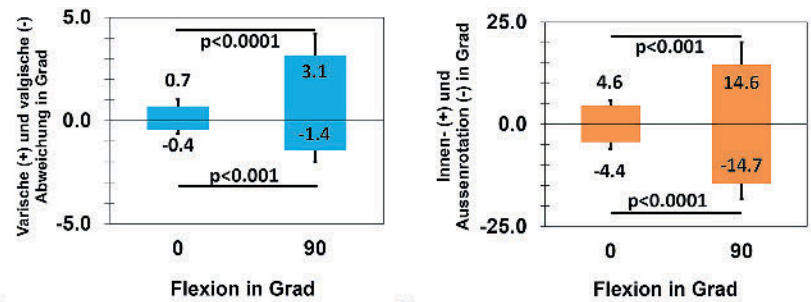


Abbildung 3a-c **Abbildung a)** zeigt die natürliche varische (+) und valgische (-) Abweichung des normalen Kniegelenks bei 0° und 90° Flexion. **Abbildung b)** zeigt die natürliche Innen- (+) und Außenrotation (-) des normalen Kniegelenks bei 0° und 90° Flexion. **Abbildung c)** zeigt die natürlichen Lücken des rechten Kniegelenks bei 0° und 90° Flexion nach kinematischer Kondylenresektion [27, 28]. Die Daten zeigen, dass die Stabilität des Kniegelenks in Streckung größer ist als in 90° Flexion. Das resezierte Kniegelenk demonstriert eine symmetrisch geformte Lücke in Streckung und eine asymmetrisch geformte Lücke in 90° Flexion, welche medial enger ist als lateral. Es besteht daher die Gefahr, dass das Prinzip des Gap-Balancing die Flexionslücke überstrafft.

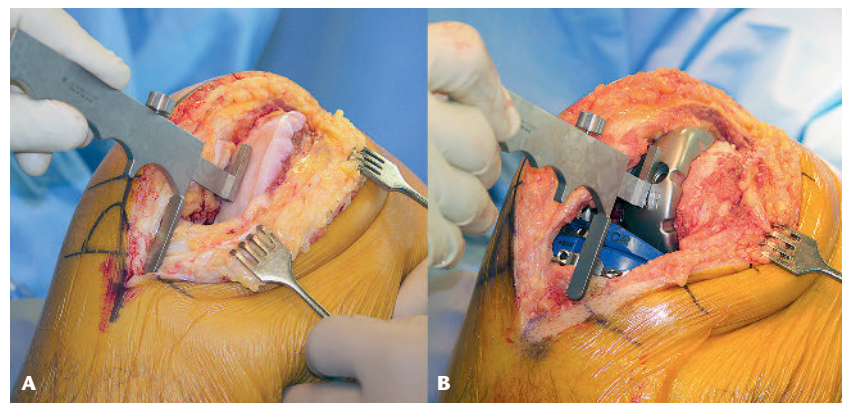


Abbildung 4a-b Intraoperatives Foto eines rechten Kniegelenks mit Varusgonarthrose in 90° Flexion. Die Abbildung zeigt die Messung des natürlichen Abstands der Tibiavorderkante von der degenerativen distalen medialen Gelenkfläche des Femurs. Die Messung wird bei der Eröffnung des Kniegelenks **a)** und mit Probekomponenten **b)** durchgeführt. Der gemessene Wert bei der Eröffnung des Kniegelenks wird um 2 mm reduziert, um für den Knorpelschaden zu kompensieren. Der Slope und die Dicke der tibialen Komponente werden angepasst, bis der Abstand mit Probekomponenten dem reduzierten Wert bei der Eröffnung des Kniegelenks gleicht und bis der innen- und außenrotatorische Bewegungsumfang bei 90° Flexion ungefähr 14° beträgt.

Komponente bis die varisch-valgische Abweichung sowie die Innen- und Außenrotation minimal sind [15].

Die Wiederherstellung der natürlichen Spannung des Kniegelenks in 90° Flexion erfolgt nach folgendem Algorithmus:

1. Beugung des Kniegelenks bis 90° bei der Eröffnung des Kniegelenks
2. Messung des Abstands vom Vorderrand der Tibia zur distalen, medialen Femurkondyle
3. Durchführung der femoralen und tibialen Schnitte
4. Anpassung des Slopes und der Dicke der tibialen Komponente, bis die Innen- und Außenrotation der Tibia bei 90° Flexion ca. 14° erreicht und bis der Abstand vom Vorderrand der Tibia zur distalen, medialen Femurkondyle mit Probekomponenten dem Abstand gleicht, der bei der Eröffnung des Kniegelenks gemessen wurde (Abb. 4) [15].

Die Wiederherstellung der natürlichen Orientierung der Gelenklinie und der Beinachse sowie der natürlichen Spannung des Kniegelenks durch die kinematische Knieendoprothetik könnte begründen, warum 2 Studien zeigen konnten, dass Patienten mit kinematischer Knieendoprothetik geringeren Schmerz, eine bessere Funktion, einen höheren Bewegungsumfang und ein sich „normaler“ anführendes Knie hatten als Patienten mit mechanischer Knieendoprothetik [4, 21].

Technik der kinematischen Ausrichtung der femoralen Komponente

Die kinematische Ausrichtung positioniert die femorale Komponente in der Orientierung und Höhe der natürlichen distalen (0°) und hinteren (90°) Gelenklinie. Als Erstes wird der Abstand vom Vorderrand der Tibia zur distalen, medialen Femurkondyle bei 90° Flexion gemessen (Abb. 4). Der gemessene Wert wird um 2 mm subtrahiert, wenn eine Knorpelglatze am distalen medialen Femurkondylus besteht. Sobald das Kniegelenk freipräpariert ist, wird der Knorpelverlust an den distalen Femurkondylen beurteilt. Falls ein partieller Knorpelverlust besteht, wird mit einer Ringkurette der Knorpel vollständig entfernt. Die Flexion-Extension der femoralen Komponente wird durch das 8–10 cm tiefe Einbringen eines Führungsstabes in das Femur bestimmt. Das Femur wird hierfür parallel zu seiner Vorderseite und senkrecht zur distalen Gelenkfläche aufgebohrt (Abb. 5). Varus-Valgus und proximal-distale Translation werden durch distale Referenzierung be-

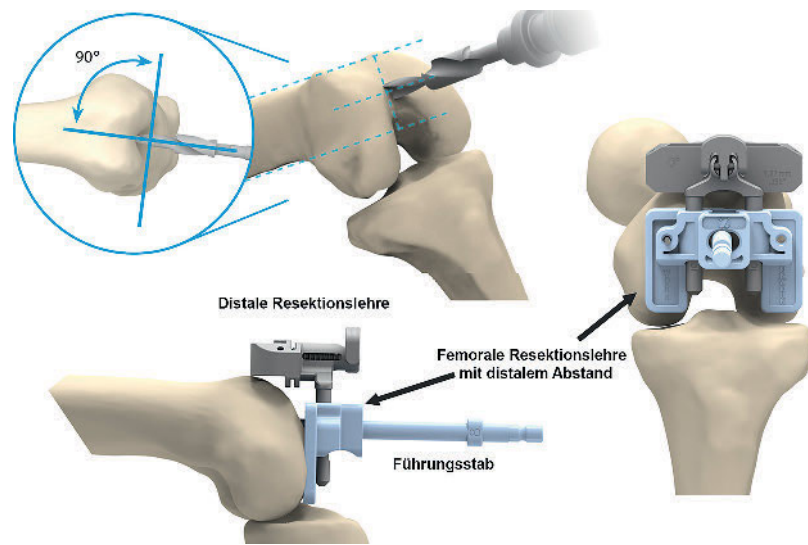


Abbildung 5 Diese Abbildung zeigt die Technik zur Festlegung der Flexion-Extension, des Varus-Valgus sowie der proximal-distalen Translation der kinematisch ausgerichteten femoralen Komponente. Der femorale Führungsstab wird parallel zur Vorderseite des Femurs und senkrecht zur distalen Gelenkfläche 8–10 cm in das Femur eingebracht. Die distale Resektionslehre, welche für 2 mm Knorpelverlust auf der arthrotischen Seite kompensiert, wird über den Führungsstab an das distale Femur angelegt.

stimmt. Hierbei werden bei vorhandener medialer Knorpelglatze in einem varischen Knie distal-medial und bei vorhandener lateraler Knorpelglatze in einem valgischen Knie distal-lateral 2 mm weniger reseziert. Innen- und Außenrotation sowie antero-posteriore Translation werden durch posteriore Referenzierung bestimmt. Eine posteriore Rotationslehre wird mit 0° an die hinteren Femurkondylen angelegt (Abb. 6). Die Position des Schneideblocks bedarf selten einer Anpassung, da in den meisten varischen oder valgischen Kniegelenken selten ein höher gradiger Knorpeldefekt besteht. So gut wie nie muss Knochenverlust im Bereich von 0–90° Flexion korrigiert werden [15, 20].

Die intraoperative Bestätigung, dass die femorale Komponente kinematisch eingesetzt und dass die natürliche Gelenklinie wiederhergestellt wurden, bedarf eines weiteren chirurgischen Schritts. Dieser Schritt bestätigt, dass die Dicke der Knochenresektate der distalen und posterioren Femurkondylen – nach Kompensation für Knorpelverlust und Dicke des Sägeblatts – der Dicke der Kondylen der femoralen Komponente entsprechen (Abb. 6). Weder die mechanische Achse des Femurs noch der intramedulläre Kanal, die transepikondyläre

Achse oder die Whiteside-Linie werden für die kinematische Ausrichtung der femoralen Komponente zur Orientierung herangezogen [6, 7, 9].

Technik der kinematischen Ausrichtung der tibialen Komponente

Die kinematische Knieendoprothetik positioniert die tibiale Komponente in natürlicher Innen-Außenrotation, Flexion-Extension und proximal-distaler Translation sowie natürlichem Varus-Valgus (Abb. 7 und 8) [15, 23].

Als Erstes wird die Innen-Außenrotation der tibialen Komponente bestimmt. Die Achse der elliptischen Form der lateralen tibialen Gelenkfläche wird identifiziert und eingezeichnet (Abb. 7). Mithilfe einer Schablone werden dann 2 Bohrlöcher parallel zur gezeichneten Achse in das mediale, tibiale Plateau gebohrt. Nach der Tibiaresektion wird die antero-posteriore Achse der tibialen Komponente parallel zu diesen Bohrlöchern ausgerichtet. Im Gegenteil zur mechanischen Knieendoprothetik wird bei der kinematischen Knieendoprothetik die mediale Grenze oder das mediale Drittel der Tuberositas tibiae nicht zur

Orientierung genützt, da die Ausrichtung der tibialen Komponente anhand der medialen Grenze oder anhand des mittleren Drittels der Tuberositas tibiae die tibiale Komponente in 70 % bzw. 86 % der Patienten um mindestens 5° abweichend von der Flexions-Extensions-Ebene implantiert hätte [11].

Die Reproduzierbarkeit der innen- und außenrotatorischen Ausrichtung mittels Achse der elliptisch geformten lateralen tibialen Gelenkfläche wurde in 77 Patienten, die mit kinematischer Knieendoprothetik behandelt wurden, untersucht. Die Untersuchung zeigte, dass die antero-posteriore Achse der tibialen Komponente um 1° (Standardabweichung 5,4°) von der Flexions-Extensions-Ebene des Kniegelenks innenrotiert war [22].

Als Nächstes wird eine extramedulläre, tibiale Sägelehre am Sprunggelenk fixiert und eine Resektionssichel in den Sägeschlitz eingebracht (Abb. 8). Varus-Valgus der tibialen Komponente wird durch Änderung des Schiebers am Sprunggelenk eingestellt, bis der Sägeschlitz parallel zur Gelenkfläche ist. Visuell wird Knochen- und Knorpelverlust kompensiert. Der Slope der tibialen Komponente wird durch Änderung des Sägeschlitzes eingestellt, bis die Resektionssichel parallel zum Slope der medialen Gelenkfläche ist.

Unter Schutz des hinteren Kreuzbands wird eine konservative Tibia-Resektion durchgeführt. Die Resektion sollte so konservativ wie möglich sein, um die anschließende Balancierung mit möglicher weiterer Tibia-Resektion zu ermöglichen.

Die intraoperative Bestätigung, dass die tibiale Komponente kinematisch ausgerichtet ist und die natürliche tibiale Gelenklinie wiederhergestellt wurde, erfordert 4 Schritte. Im 1. Schritt gilt es zu bestätigen, dass alle femoralen und tibialen Osteophyten entfernt wurden, damit die Ruhespannung der Bänder wiederhergestellt ist. Im 2. Schritt muss bestätigt werden, dass die antero-posteriore Achse der tibialen Komponente parallel zur Achse der elliptisch geformten lateralen, tibialen Gelenkfläche liegt. Der 3. Schritt ist die Anwendung von Probekomponenten und Streckung des Kniegelenks. In Streckung wird bestätigt, dass das Kniegelenk medial und lateral stabil ist und visuell die natürliche Gelenklinie und

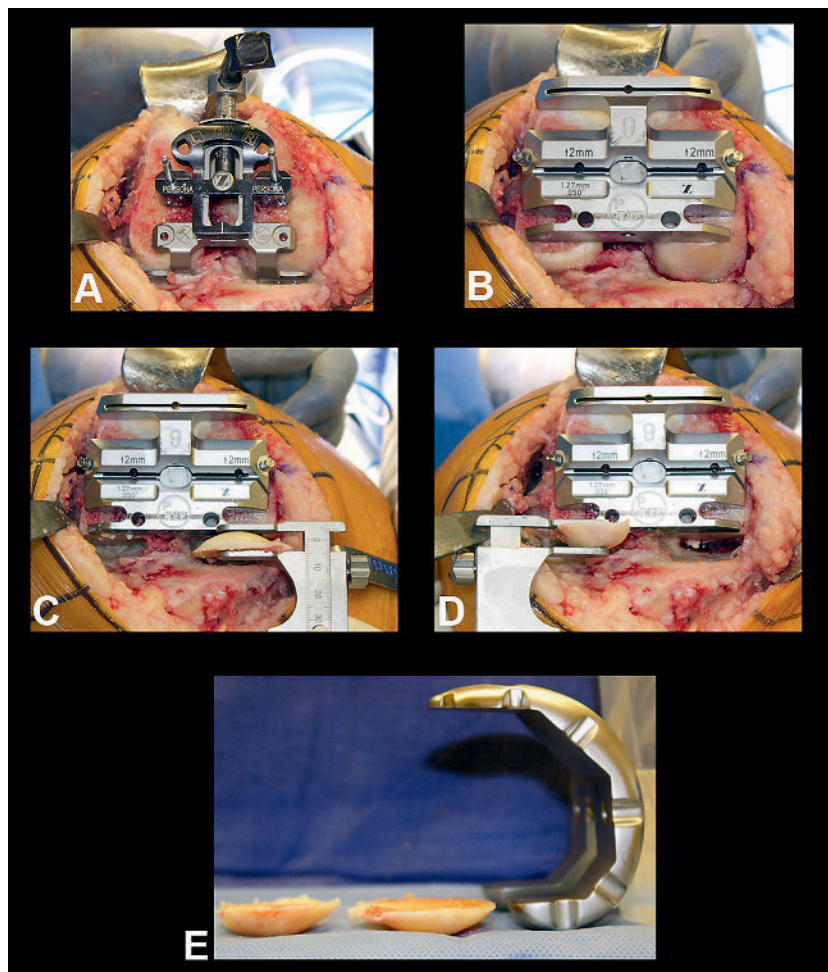


Abbildung 6a–e Abbildung eines rechten Kniegelenks mit Varusgonarthrose zeigt die kinematische Ausrichtung der femoralen Komponente in 90° Flexion. Eine 0° posteriore Rotationslehre wird an die posterioren Kondylen angelegt und fixiert **a**). Ein 4-in-1-Block wird in der richtigen Größe an den distalen Femur fixiert **b**). Messung der Dicke der postero-medialen **c**) und postero-lateralen **d**) Resektion. Diese Schritte bestimmen Innen- und Außenrotation sowie antero-posterior Translation der femoralen Komponente **e**).

Beinachse wiederhergestellt wurde. Der 4. Schritt ist die Flexion des Kniegelenks auf 90°, um zu bestätigen, dass der Abstand vom Vorderrand der Tibia zur distalen, medialen Femurkondyle mit Probekomponenten dem Abstand gleicht, der bei der Eröffnung des Kniegelenks gemessen wurde, und dass der visuell gemessene innen- und außenrotatorische Bewegungsumfang ungefähr 14° beträgt (Abb. 4) [15, 23].

Wenn eine dieser Bedingungen nicht erfüllt ist, sollte der in Abbildung 9 aufgeführte Algorithmus schrittweise angewandt werden. Das grundlegende Prinzip dieses Algorithmus ist die präzise Änderung der Schnittführung der Tibia und nicht des Femurs [9, 11, 15, 23].

Ähnlichkeiten und Unterschiede zwischen mechanischer und kinematischer Knieendoprothetik

Eine Multicenter-Studie zeigte, dass die mechanische Knieendoprothetik mit patientenspezifischem und konventionellem Instrumentarium mehr Patienten mit varischer Abweichung von der mechanischen Beinachse hatten als die kinematische Knieendoprothetik mit patientenspezifischem Instrumentarium [25]. Eine Level 1 randomisierte Studie zeigte, dass der mechanische femoro-tibiale Winkel (Differenz 0,3°; $p = 0,693$) und der anatomische femoro-tibiale Winkel (Differenz 0,8°; $p = 0,131$) zwischen mechanischer und

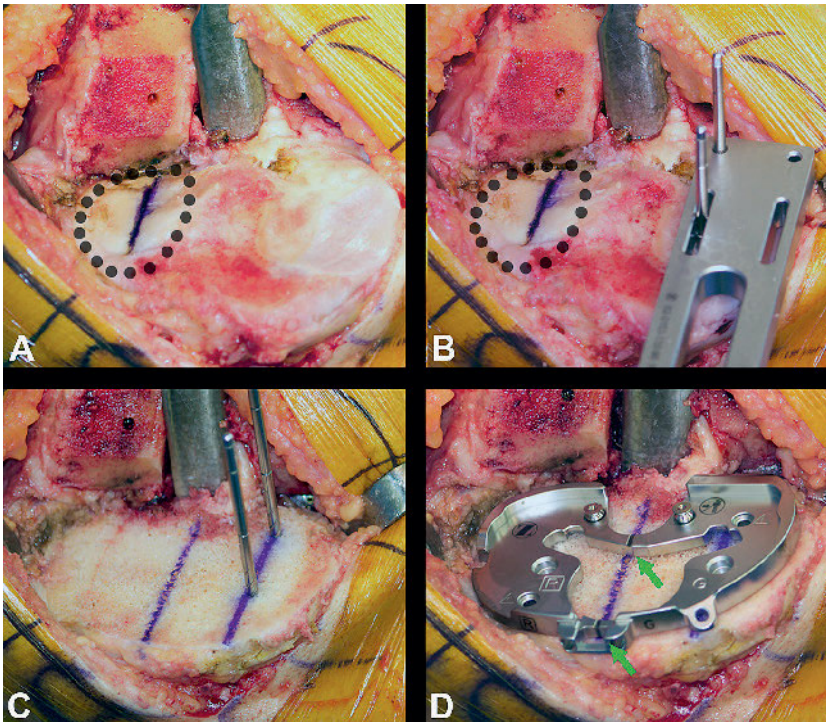


Abbildung 7a–d Abbildung des rechten Kniegelenks zeigt die Hauptachse (blaue Linie) der elliptisch, lateralen tibialen Gelenkfläche (schwarze Punkte) **a**). Mithilfe einer Schablone werden 2 Löcher parallel zur blauen Linie in das mediale tibiale Plateau gebohrt **b**). Die tibiale Gelenkfläche wird reseziert und zwei Linien parallel zu den Bohrlöchern auf die Resektionsfläche eingezeichnet **c**). Die antero-posteriore Achse der tibialen Komponente (grüne Pfeile) wird parallel zu den eingezeichneten Linien ausgerichtet **d**).

kinematischer Knieendoprothetik ähnlich waren. In der Patientengruppe, behandelt mit kinematischer Knieendoprothetik, wurde die femorale Komponente im Vergleich zur Patienten-

gruppe, behandelt mit mechanischer Knieendoprothetik, in $2,4^\circ$ mehr valgus ($p < 0,0001$) und die tibiale Komponente in $2,3^\circ$ mehr varus ($p < 0,0001$) eingesetzt [5].

Zahlreiche Studien schlagen vor, dass die durchschnittlichen 2° Varus (7° varus bis 7° Valgus) der kinematisch implantierten tibialen Komponente keinen Einfluss auf die Langlebigkeit der Prothese haben. Eine Studie über mechanische Knieendoprothetik berichtet, dass ein durchschnittlich 3 -gradiger Varus ($> 7^\circ$ varus bis 5° Valgus) mit einer hohen Überlebensrate von 96% 10 Jahre postoperativ verbunden war [19]. 2 Fallstudien mit je über 200 Patienten, behandelt mit kinematischen Knieendoprothetik, zeigen eine geringe Revisionsrate 3 und 6 Jahre postoperativ sowie eine hohe postoperative Funktion, gemessen mittels Oxford-Knee-Score. Nach 3 und 6 Jahren waren 75% und 80% der tibialen Komponenten, 33% und 31% der Kniegelenke sowie 6% und 7% der Beinachsen im Varus. Die Revisionsrate nach 3 und 6 Jahren betrug 0% und $0,5\%$. Der gemessene Oxford-Knee-Score (48 Punkte ist die maximal beste Punktzahl) lag im Durchschnitt bei 42 und 43 Punkten [9, 13]. Eine andere Studie postuliert, dass der Grund für die gute Überlebensrate der Implantate nach kinematischer Knieendoprothetik die Ausrichtung von 89% der Implantate innerhalb von 3° parallel zum Boden sei. Die Messung der Parallelität wurde an stehenden Ganzbeinaufnahmen im Einbeinstand durchgeführt, was die funktionelle Belastung der Prothese simuliert [16]. Eine weitere Studie zeigt, dass die Ausrichtung der Komponenten nach kinematischer Knie-

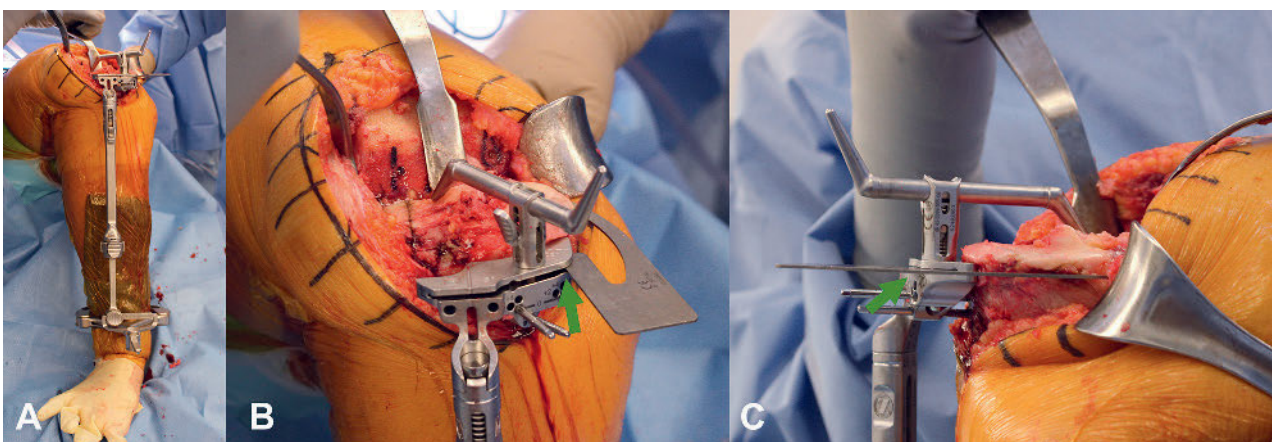


Abbildung 8a–c Abbildung des rechten Kniegelenks zeigt die kinematische Ausrichtung der tibialen Komponente. Eine konventionelle extramedulläre Tibialehre mit einem 10 mm Tibia-Messfühler (lila Pfeil) wird an die Tibia angelegt und eine Resektionssichel (grüner Pfeil) durch den Schlitz der Resektionslehre geführt (**a** und **b**). Varus-Valgus der tibialen Resektion wird durch Änderung des Schiebers am Sprunggelenk eingestellt, bis der Sägeschlitz parallel zur Gelenkfläche ist. Knorpel- oder Knochenverlust werden visuell kompensiert. Die Neigung der Resektionssichel wird parallel zum Slope der medialen Gelenkfläche eingestellt **c**). Die proximale Tibiaresektion erfolgt konservativ.

endoprothetik in 97 % die natürliche, pre-arthrotische Gelenklinie der Tibia, in 97 % die natürliche pre-arthrotische Gelenklinie des Femurs und in 95 % die natürliche Beinachse wiederherstellt [24]. Des Weiteren wurde gezeigt, dass die varische Ausrichtung der tibialen Komponente und der Beinachse nicht zu erhöhten Kraftereinwirkungen im medialen Gelenkspalt führt [29]. Die Befürchtung, dass die kinematische Knieendoprothetik zu einer hohen Revisionsrate führt und die Funktion negativ beeinflusst, konnte bisher nicht bestätigt werden [13]. Weitere Studien mit längerem Follow-up sind jedoch notwendig, um einen definitiven Vergleich der Überlebensrate zwischen mechanischer und kinematischer Knieendoprothetik zu ermöglichen.

Zusammenfassung

Kinematische Knieendoprothetik resultiert in unseren Händen in einer besseren Funktion und vergleichbaren Überlebensraten wie mechanische Knieendoprothetik nach 3 und 6 Jahren. Die Messung und Anpassung der Dicke der distalen und posterioren, femoralen Kondylenresektion mit Inbezugnahme des Knorpeldefekts und der Dicke des Sägebatts an die Dicke der distalen und posterioren Kondylen der femoralen Komponente bestätigt, dass die femorale Komponente kinematisch implantiert wurde.

Die folgenden 3 Punkte stellen die natürliche Gelenklinie sowie die normale Spannung der Weichteilstrukturen wieder her:

Schema der Balanzierung der kinematischen Knieendoprothetik

Enger Beuge- und Streckspalt	Enger Streckspalt	Enger Beugespalt	Enger medialer Gelenkspalt	Enger lateraler Gelenkspalt
Zusätzliche Resektion der Tibia	Entfernung von posterioren Osteophyten Lösen der hinteren Kapsel Reduktion des posterioren Slopes	Erhöhung des posterioren Slopes	Resektion von medialen Osteophyten Resektion der Tibia in mehr Varus Lateralisierung der Tibiakomponente	Resektion von lateralen Osteophyten Resektion der Tibia in mehr Valgus Medialisierung der Tibiakomponente

Abbildung 9 Die Tabelle zeigt das Schema der Balanzierung der kinematischen Knieendoprothetik. Die obere Zeile zählt 6 Probleme auf und die untere Reihe die jeweilige Korrektur. Wichtig ist die präzise Änderung der Schnittführung der Tibia und nicht des Femurs.

1. Ausrichtung der tibialen Komponente parallel zur Längsachse der lateralen tibialen Gelenkfläche
2. Anpassung des Varus-Valgus-Winkels der tibialen Schnittfläche sowie Anpassung der Dicke der tibialen Komponente bis das Kniegelenk in Streckung medial und lateral stabil ist
3. Beugung des Kniegelenks auf 90° und Anpassung des Slopes und der Dicke der tibialen Komponente bis der Abstand vom Vorderrand der Tibia zur distalen, medialen Femurkondyle mit Probekomponenten dem Abstand gleicht, der bei der Eröffnung des Kniegelenks gemessen wurde, und bis der innen- und außenrotatorische Bewegungsumfang ungefähr 14° beträgt.

Die kinematische Orientierung der femoralen und tibialen Komponente, die Entfernung der Osteophyten und die

Beibehaltung der natürlichen Länge und Spannung der Seitenbänder und des hinteren Kreuzbands stellen die natürliche tibio-femorale Gelenklinie sowie die natürliche Beinachse mit natürlicher Balance der Bänder wieder her. OUP

Interessenkonflikt: ML Hull: Studienunterstützung durch Zimmer Biomet und Think Surgical; SM Howell: Beratungstätigkeiten für Medacta, Reisekostenübernahmen durch Medacta.

Korrespondenzadresse

Alexander J. Nedopil, MD
Department of Orthopaedics
University of California, Davis
4860 Y Street, Suite 3800
Sacramento, California 95817
nedopil@ucdavis.edu

Literatur

1. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker H, Victor J: The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res.* 2012; 470: 45–53
2. Coughlin KM, Incavo SJ, Churchill DL, Beynnon BD: Tibial axis and patellar position relative to the femoral epicondylar axis during squatting. *J Arthroplasty* 2003; 18: 1048–55
3. Delpont H, Labey L, Innocenti B, De Corte R, Vander Sloten J, Bellemans J: Restoration of constitutional alignment in TKA leads to more physiological strains in the collateral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015; 23: 2159–69
4. Dossett HG, Estrada NA, Swartz GJ, LeFevre GW, Kwasmann BG: A randomised controlled trial of kinematically and mechanically aligned total knee replacements: two-year clinical results. *Bone Joint J.* 2014; 96-B(7): 907–13
5. Dossett HG, Swartz GJ, Estrada NA, LeFevre GW, Kwasmann BG: Kinematically versus mechanically aligned total knee arthroplasty. *Orthopedics* 2012; 35: e160–9
6. Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L, Robinson M, Bach J: Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 2007; 461: 238–44
7. Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD, Bagur MM, Baldini TH, Flannery NM: Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87 Suppl 2: 71–80
8. Freeman MA, Pinskerova V: The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* 2005; 38: 19–208
9. Gu Y, Roth JD, Howell SM, Hull ML: How Frequently Do Four Methods for Mechanically Aligning a Total Knee Arthroplasty Cause Collateral Ligament Imbalance and Change Alignment

- from Normal in White Patients? *J Bone Joint Surg Am.* 2014; 96: e101
10. Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG: The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 259–68
 11. Howell SM, Chen J, Hull ML: Variability of the location of the tibial tubercle affects the rotational alignment of the tibial component in kinematically aligned total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013; 21: 2288–95
 12. 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
 13. Howell SM, Howell SJ, Kuznik KT, Cohen J, Hull ML: Does a kinematically aligned total knee arthroplasty restore function without failure regardless of alignment category? *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 471: 1000–7
 14. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik K, Ghaly LR, Hull ML: Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty? *Int Orthop.* 2015; 39: 2117–24
 15. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik KT, Hull ML: Accurate alignment and high function after kinematically aligned TKA performed with generic instruments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013; 21: 2271–80
 16. Hutt J, Masse V, Lavigne M, Vendittoli PA: Functional joint line obliquity after kinematic total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2016;40(1):29–34
 17. Iranpour F, Merican AM, Baena FR, Cobb JP, Amis AA: Patellofemoral joint kinematics: the circular path of the patella around the trochlear axis. *J Orthop Res.* 2010; 28: 589–94
 18. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA: Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2000; 82: 1189–95
 19. Malkani AL, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL: Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 1995; 77: 423–31
 20. Nam D, Lin KM, Howell SM, Hull ML: 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.* 2014; 22: 2975–81
 21. Nam D, Nunley RM, Barrack RL: Patient dissatisfaction following total knee replacement: a growing concern? *Bone Joint J.* 2014; 96-B (11 Supple A): 96–100
 22. Nedopil AJ, Howell SM, Hull ML: Does Malrotation of the Tibial and Femoral Components Compromise Function in Kinematically Aligned Total Knee Arthroplasty? *Orthop Clin North Am* 2016; 47: 41–50
 23. Nedopil AJ, Howell SM, Rudert M, Roth J, Hull ML: How Frequent Is Rotational Mismatch Within 0 ± 10 in Kinematically Aligned Total Knee Arthroplasty? *Orthopedics* 2013; 36: e1515–20
 24. Nedopil AJ, Singh AK, Howell SM, Hull ML: Does Calipered Kinematically Aligned TKA Restore Native Left to Right Symmetry of the Lower Limb and Improve Function? *J Arthroplasty* 2018; 33: 398–406
 25. Nunley RM, Ellison BS, Zhu J, Ruh EL, Howell SM, Barrack RL: Do patient-specific guides improve coronal alignment in total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470: 895–902
 26. Pinskerova V, Iwaki H, Freeman MA: The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Der Orthopäde* 2000; 29 Suppl 1: 3–5
 27. Roth JD, Howell SM, Hull ML: Native Knee Laxities at 0 degrees, 45 degrees, and 90 degrees of Flexion and Their Relationship to the Goal of the Gap-Balancing Alignment Method of Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2015; 97: 1678–84
 28. Roth JD, Hull ML, Howell SM: Rotational and translational limits of passive motion are both variable between and unrelated within normal tibiofemoral joints. *J Orthop Res.* 2015; 33: 1594–602
 29. Shelton TJ, Nedopil AJ, Howell SM, Hull ML: 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:1319–28
 30. Vanlommel L, Vanlommel J, Claes S, Bellemans J: Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013; 21: 2325–30
 31. Weber WE, Weber EFM: *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge.* Göttingen: Verlag der Dietrichschen Buchhandlung, 1836