

Orthopäde

<https://doi.org/10.1007/s00132-020-03925-5>

© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2020



Max Ettinger<sup>1</sup> · Spiros Tsmassiotis<sup>1</sup> · Alexander J. Nedopil<sup>2</sup> · Stephen M. Howell<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Klinik für Orthopädie im Annastift, Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

<sup>2</sup>Department of Orthopaedic Surgery, Sacramento, USA

# Messschablontentechnik des kinematischen Alignments

## Einleitung

Die natürliche Konstitution der Beine ist in den meisten Fällen nicht neutral [1], sodass bei Korrektur der Extremität zur mechanischen Achse während einer Knie totalendoprothese (KTEP) ein z. T. ausgiebiges Weichteilbalancing benötigt wird [2].

Das kinematische Alignment (KA) stellt eine mögliche Alternative zum klassischen mechanischen Alignment dar. Die biomechanischen Grundprinzipien des KA basieren auf Hollisters Erkenntnissen über die Drehachsen des Knies [3] und Eckoffs Erkenntnissen über die dreidimensionale Morphologie und Kinematik des distalen Femurs [4]. Hierauf basierend wurden drei kinematische Achsen definiert: Die erste Achse ist die primäre Flexions-Extensions-Achse, um die sich die Tibia beugt und streckt. Diese liegt in den distalen Femurkondylen und wird durch deren Form definiert. Geometrisch wird sie durch die Achse eines Zylinders definiert, der der posterioren und distalen Gelenkoberfläche der Kondylen anliegt. Um die zweite Achse dreht

sich die Tibia nach außen und innen. Dabei liegt diese Achse senkrecht zur ersten Achse (femorotibiale Flexions-Extensions-Achse). Um das femorale Zurückrollen („femoral rollback“) und das tibiale Schwenken („tibial pivoting“) zu gewährleisten, muss sich die tibiale Rotationsachse über die gesamte „range of motion“ (ROM) des Knies dynamisch verhalten. In-vivo-Studien konnten zeigen, dass bei unterschiedlichen motorischen Aufgaben und Belastungsbedingungen eine Positionsveränderung dieser tibialen Rotationsachse erfolgt und untermauern den o.g. Sachverhalt [5, 6]. Die Patellarotationsachse liegt anteroproximal der Femurachse, verläuft parallel zu dieser und wird beim KA als die dritte Achse definiert. Insgesamt gesehen führt das Weichteilgewebe die Kniebewegung, die durch die femorale Oberflächenanatomie bestimmt wird. Insbesondere steuert der Weichteilmantel die Rotationskinematik und das femorale Zurückrollen des Knies.

Das kinematische Alignment basiert auf den o.g. biomechanischen Grundprinzipien. Die KTEP soll die gesunde

bzw. präarthrotische Kniegelenksanatomie unter Berücksichtigung der physiologischen Ausrichtung der Gelenklinie rekonstruieren. Die Komponenten orientieren sich dabei an der posterioren und distalen Form des Femurs. Dadurch erreicht man, dass sich der Flexionsradius der femoralen Komponente an der physiologischen primären Flexions-Extensions-Achse ausrichtet. Somit wird die isometrische Stabilität des medialen Kniegelenkkompartiments wiederhergestellt.

Da die Patellarotationsachse parallel zur primären Flexions-Extensions-Achse verläuft, wird durch Rekonstruktion der primären Flexions-Extensions-Achse der Trochlearadius automatisch der Patellarotationsachse angepasst. Durch Parallelausrichtung der tibialen Komponente zum Femur wird auch die senkrechte Tibiarotationsachse wiederhergestellt. Wesentlicher Bestandteil des KA ist die Rekonstruktion der patientenindividuellen präarthrotischen Gelenkoberflächenverhältnisse. Um die präarthrotischen Gelenkverhältnisse mit der KTEP so genau wie möglich zu rekonstruieren, muss der individuelle Gelenkverschleiß analysiert werden.

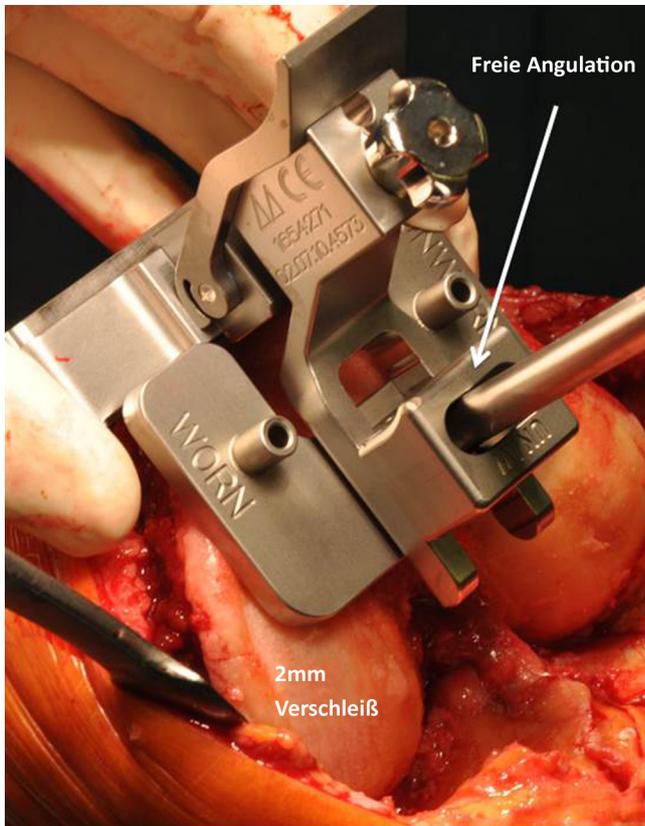
Weichteilbalancing kann beim KA erheblich reduziert oder sogar gänzlich vermieden werden indem man durch Parallelausrichtung der Komponenten zur Gelenklinie eine anatomische Implantatpositionierung anstrebt [7].



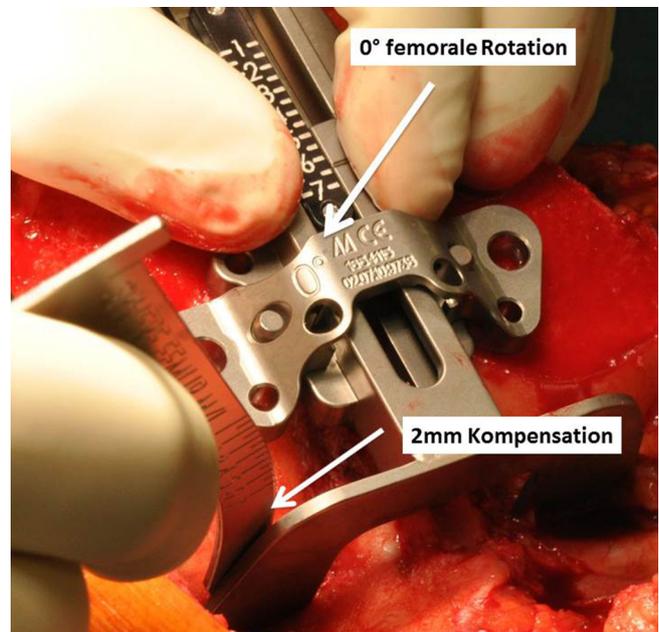
**Abb. 1** ▲ Um unterschiedliche Verschleißmuster am distalen Femur auszugleichen, stehen drei verschiedene Resektionslehren mit unterschiedlicher Position des Spacer-Blocks zur Verfügung: abgenutzt/unabgenutzt für einen isolierten medialen oder lateralen Verschleiß und abgenutzt/abgenutzt für einen kompletten Verschleiß medial und lateral

## Abkürzungen

KA	Kinematisches Alignment
KTEP	Knie totalendoprothese
ROM	„Range of motion“



**Abb. 2** ▲ Die distale Resektion folgt dem natürlichen Valguswinkel des distalen Femurs nach Kompensation des Verschleißes. Zu sehen ist ein verschlissener distaler medialer und ein nichtverschlissener distaler lateraler Kondylus. Am Schneideblock ist kein vordefinierter Valguswinkel einstellbar. Die Angulation ist frei



**Abb. 3** ▲ Die Rotation wird auf 0° unter Beachtung der posterioren Kondylenlinie eingestellt, nachdem ein möglicher posteriorer Verschleiß ausgeglichen wird. Dies geschieht, um die natürliche Flexions-Extensions-Achse des Knies zu rekonstruieren



**Abb. 4** ▲ Alle Knochenschnitte müssen mit einem Messschieber überprüft werden. Die Dicke des Sägeblatts sowie der Verschleiß sind bei der Messung der Schnitthöhen zu berücksichtigen. Addiert sollten die Dicken des Verschleißes, des Sägeblatts und des abgeschnittenen Knochens der Dicke der Femurkomponente entsprechen

## Operationsverfahren

### Allgemeines

Das primäre Ziel des KA ist es, die physiologische bzw. präarthrotische Gelenkflächenoberfläche des distalen und posterioren Femurs wiederherzustellen. Dabei ist die Durchführung einer sog. „true measured resection technique“ zwingend erforderlich, d. h. die resezierte Knochen- und Knorpeldicke muss exakt der Implantatdicke entsprechen. Dabei gilt es, den vorhandenen Oberflächenverschleiß bezogen auf die präarthrotische Situation zu berücksichtigen und während der Operation auszugleichen. Mehrere Studien berichten über Daten zur durchschnittlichen Knorpeldicke und zu typischen Verschleißmustern bei Kniearthrose [8, 9] sowie zur Elastizität von Knorpel und Meniskus, und zeigen, dass die Elastizität etwa 20–25% des Volumens ausmacht [10]. Sowohl die Dicke als

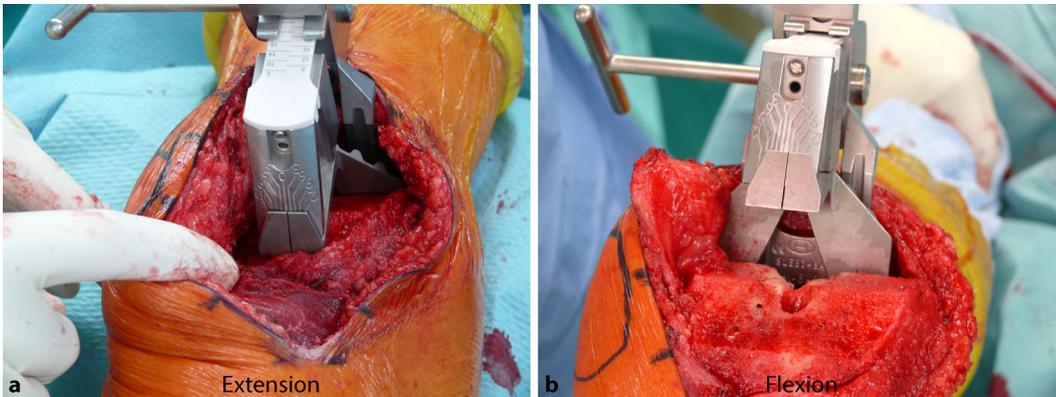
auch die Elastizität müssen bei der Verschleißberechnung berücksichtigt werden, da das Implantat über keinerlei Elastizität verfügt. Aus dieser Überlegung heraus haben sich 2 mm als guter Durchschnittswert für den gesamten Knorpelverschleiß etabliert.

### MessschablONENTEchnik nach Stephen Howell

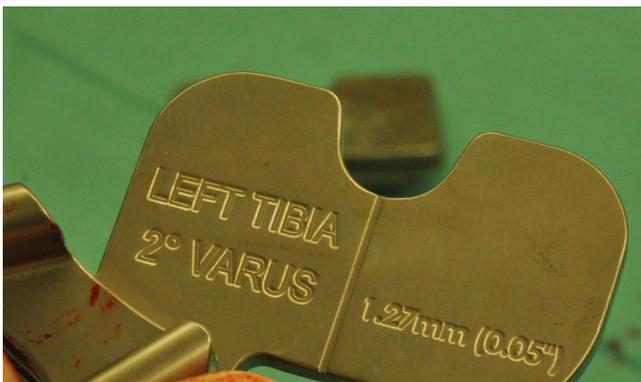
Nach Bestimmung des Verschleißes wird dieser, durch die Verwendung von 2 mm dicken, in die distale Resektionslehre integrierten Spacer-Blöcken, ausgeglichen. Um unterschiedliche Verschleißmuster ausgleichen zu können, stehen verschiedene Varianten der distalen Resektionslehre zur Verfügung (▣ Abb. 1).

Die Orientierung des distalen Schnittes wird nicht an der mechanischen Achse, sondern an der physiologischen Gelenklinie ausgerichtet (▣ Abb. 2).

Die Femurrotation ist auf die posteriore Kondylenlinie bei 0° Außenrotation ausgerichtet. Bei der „true measured resection technique“ ist eine strikte posteriore Referenzierung für die Position und Größe der Komponente zwingend erforderlich (▣ Abb. 3).



**Abb. 5** ◀ Die Gelenkbalance und -kinematik wird durch den Einsatz von Balancern evaluiert, **a** Extension, **b** Flexion



**Abb. 6** ◀ Das Alignment kann durch tibiale Korrekturblöcke mit hoher Präzision angepasst werden

Damit sind bereits vier von sechs Freiheitsgraden zur Positionierung der Femurkomponente definiert. Die verbleibenden Parameter sind die mediolaterale Ausrichtung der Komponente (die biomechanisch nur geringe Relevanz hat) und die femorale Flexion. Die femorale Flexion sollte sich an der physiologischen Flexion des distalen Femurs orientieren (distal  $\frac{1}{4}$ ), da diese das Patellatracking und die Komponentengröße beeinflusst [11]. Um dies zu erreichen, ist eine intramedulläre Ausrichtung in Bezug auf das distale Femur als eine zuverlässige Technik beschrieben worden [12]. Standardmäßig wird ein 10 cm langer Markraumstab durch ein a.-p. und mediolateral zentriertes Eingangsloch eingeführt, um die femorale Flexion festzulegen.

Die Resektionshöhe der Schnitte wird mit einem Messschieber gemessen. Dabei wird auch die Sägeblattstärke berücksichtigt, sodass die typische Resektion ca. 7 mm ohne vorhandenen Verschleiß und 5 mm mit komplettem Knorpelabrieb (bei einer 8 mm dicken femoralen Komponente) beträgt (Abb. 4).

Der Tibiaschnitt folgt nun dem Femur mit dem Ziel, einen symmetrisch balancierten Extensionsspalt zu schaffen und eine isometrische Balance im medialen Kompartiment über das gesamte Bewegungsausmaß hinaus zu erreichen. Dementsprechend wird die natürlich vorhandene Laxizität in Flexion im lateralen Kompartiment ebenso akzeptiert. Da nun die natürliche Femuroberfläche wiederhergestellt ist, entsteht keine Diskrepanz zwischen dem Flexions- und Extensionsspalt und die physiologische Isometrie des medialen Kompartiments kann rekonstruiert werden.

Zur Ausrichtung der Tibia wird in erster Linie die femorale Probekomponente verwendet. Nach Resektion relevanter Osteophyten wird sie auf das Femur aufgesetzt und das Knie in Extension gebracht. Mithilfe von Spacer-Blöcken, analog der unikompartimentalen Knieendoprothetik, kann nun der Verschleiß tibiaseitig beurteilt und das Weichgewebe auf seine natürliche Länge und Spannung gebracht werden. Dieser Schritt bestimmt die mediolaterale Resektionshöhe sowie die Varus-Valgus-Orientierung

der Tibia, da der Schnitt parallel zum distalen Femur verläuft. Der initiale Tibiaschnitt sollte hinsichtlich der Dicke und des Slopes zunächst zurückhaltend gesetzt werden. Außerdem sollte sich der Anfangsschnitt am tibialen Varus orientieren.

» Das physiologische Rollback sollte durch die Prothese rekonstruiert werden

Des Weiteren sollte das physiologische Rollback durch die Prothese rekonstruiert werden. Sollte das Knie bei der Probereposition ein pathologisches Rollback aufweisen, muss der Slope angepasst werden (bei übermäßigem Rollback) oder die Prothese auf ein posterior stabilisiertes System umgestellt werden (im Falle eines paradoxen vorderen Kontaktpunktes). In der Regel sollte der native Slope in erster Linie reproduziert werden.

Der tibiale Schnitt wird, basierend auf diesen Parametern bei einliegender femoraler Probekomponente, ausgerichtet und durchgeführt. Die Varusorientierung kann mit einem extramedullären Ausrichtstab und einem Goniometer kontrolliert werden. Danach wird die Gelenkbalancierung mithilfe eines Balancers bestimmt (Abb. 5). Liegt ein Ungleichgewicht vor, wird der tibiale Schnitt entsprechend angepasst.

Die Anpassung des Tibiaschnitts kann mithilfe von Korrekturblöcken erfolgen. Es stehen verschiedene Korrekturblöcke zur Verfügung, um den Schnitt zu variieren, zu valgusieren oder um den Slope präzise zu verändern (Abb. 6).

## Fazit für die Praxis

- Im Allgemeinen kann die beschriebene Technik mit Standardinstrumenten für eine Knie totalendoprothese durchgeführt werden, unabhängig vom Prothesendesign oder dem Hersteller.
- Folgende Grundvoraussetzungen müssen erfüllt sein:
  - Die Möglichkeit zur Einstellung des femoralen Valguswinkels unabhängig von der intramedullären Führung.
  - Eine strikte posteriore Referenzierung der Femurgröße und -rotation.
  - Eine extramedulläre Ausrichtung der Tibia, um den Varus und den Slope unabhängig von der anatomischen Achse wieder einstellen zu können.

## Korrespondenzadresse

### PD Dr. Max Ettinger

Klinik für Orthopädie im Annastift, Medizinische Hochschule Hannover  
 Anna von Borries Straße 1, 30625 Hannover, Deutschland  
 Max@ettinger.info

## Einhaltung ethischer Richtlinien

**Interessenkonflikt.** M. Ettinger weist auf folgende Beziehungen hin: Forschung und Lehre für Waldemar LINK GmbH; Smith and Nephew; Stryker; Medacta. A.J. Nedopil weist auf folgende Beziehungen hin: Forschung und Lehre für Medacta. S.M. Howell weist auf folgende Beziehungen hin: Forschung und Lehre für Medacta; Royalties von ZimmerBiomet. S. Tsmassiotis gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Für diesen Beitrag wurden von den Autoren keine Studien an Menschen oder Tieren durchgeführt. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

## Literatur

### Verwendete Literatur

1. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker H, Victor J (2012) The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res* 470(1):45–53
2. Peters CL, Jimenez C, Erickson J, Anderson MB, Pelt CE (2013) Lessons learned from selective soft-tissue release for gap balancing in primary total

- knee arthroplasty: an analysis of 1216 consecutive total knee arthroplasties: AAOS exhibit selection. *J Bone Joint Surg Am* 95(20):e152
3. Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG (1993) The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 290:259–268
4. Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD, Bagur MM, Baldini TH et al (2003) Three-dimensional morphology and kinematics of the distal part of the femur viewed in virtual reality. Part II. *J Bone Joint Surg Am* 85–A(Suppl 4):97–104
5. Murakami K, Hamai S, Okazaki K, Ikebe S, Shimoto T, Hara D et al (2016) In vivo kinematics of healthy male knees during squat and golf swing using image-matching techniques. *Knee* 23(2):221–226
6. Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 82(8):1196–1198
7. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik KT, Hull ML (2013) Accurate alignment and high function after kinematically aligned TKA performed with generic instruments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(10):2271–2280
8. Nam D, Lin KM, Howell SM, Hull ML (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(12):2975–2981
9. Williams TG, Holmes AP, Bowes M, Vincent G, Hutchinson CE, Waterton JC et al (2010) Measurement and visualisation of focal cartilage thickness change by MRI in a study of knee osteoarthritis using a novel image analysis tool. *Br J Radiol* 83(995):940–948
10. Hosseini A, Van de Velde SK, Kozanek M, Gill TJ, Grodzinsky AJ, Rubash HE et al (2010) In-vivo time-dependent articular cartilage contact behavior of the tibiofemoral joint. *Osteoarthritis Cartilage* 18(7):909–916
11. Nedopil AJ, Howell SM, Hull ML (2017) What clinical characteristics and radiographic parameters are associated with patellofemoral instability after kinematically aligned total knee arthroplasty? *Int Orthop* 41(2):283–291
12. Ettinger M, Calliess T, Howell SM (2017) Does a positioning rod or a patient-specific guide result in more natural femoral flexion in the concept of kinematically aligned total knee arthroplasty? *Arch Orthop Trauma Surg* 137(1):105–110

## Weiterführende Literatur

13. Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ (2007) The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. Data from the National Joint Registry for England and Wales. *J Bone Joint Surg Br* 89(7):893–900
14. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD (2010) Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res* 468(1):57–63
15. Dossett HG, Swartz GJ, Estrada NA, LeFevre GW, Kwasman BG (2012) Kinematically versus mechanically aligned total knee arthroplasty. *Orthopedics* 35(2):e160–e169