

Carsten O. Tibesku, Tarik Ait Si-Selmi, Michel Bonnin

Rekonstruktion der originären Beinachse und Gelenklinie in der Knie totalendoprothetik

Zusammenfassung:

Konventionelle Knieprothesen verfolgen i.d.R. die Ziele der mechanischen Achsausrichtung (180°) und verändern die Gelenklinie zu 90° (klassische Ausrichtung). Versuche, die native Achse und Gelenklinie mit konventionellen Prothesen zu rekonstruieren (kinematisches Alignment), stoßen aufgrund der nicht anatomischen Form konventioneller Prothesen schnell an Grenzen. Die Implantation einer mechanisch ausgerichteten Prothese erzeugt ligamentäre Imbalance, veränderten Patellalauf und Steifigkeit. Diese Nachteile werden adressiert durch technisch-operative Tricks wie Band-Release, zusätzliche Außenrotation der femoralen Komponente und z.B. kinematisches Alignment, welche alle eine „palliative“ Lösung für die nicht anatomische Form der Prothesen und die Veränderung des nativen Alignments darstellen. Moderne Technologien, wie die neu entwickelte patientenspezifische Origin-Prothese, und die verbesserte Kenntnis über die für die Funktion und Kinematik des Kniegelenks wichtigen morphologischen Parameter ermöglichen die Rekonstruktion des arthrotischen Gelenks mit der originären Beinachse und Gelenklinie unter Vermeidung von Prothesenüberständen und Kompromissen oder technisch-operativen Tricks, die für eine Standardprothese stets notwendig sind. Diese mit der Origin-Prothese umgesetzten Ziele führen zu guten Frühergebnissen. Mittel- bis langfristige Ergebnisse und randomisierte Studien müssen dies noch bestätigen.

Schlüsselwörter:

Gonarthrose, operative Therapie, Knie-TEP, Knie totalendoprothese, patientenspezifisch, Individualprothese

Zitierweise:

Tibesku CO, Ait Si-Selm T, Bonnin M: Rekonstruktion der originären Beinachse und Gelenklinie in der Knie totalendoprothetik. OUP 2019, 8: 152–159

DOI 10.3238/oup.2019.0152–0159

Mit dem bevorstehenden 50. Geburtstag der modernen Knieendoprothetik machen neue Technologien und neue industrielle Prozesse die Herstellung vollständig patientenangepasster Prothesen möglich. Während dies als technologischer Durchbruch angesehen werden kann, der zahlreiche Beschränkungen der konventionellen Knieprothetik adressiert, muss noch diskutiert werden, ob diese kostenintensivere Technologie auch lohnend für den Patienten ist.

Patientenspezifisch hergestellte Custom-made-Implantate werden bereits seit vielen Jahren genutzt. Während diese Technologie anfänglich für

Patienten mit extremen anatomischen oder posttraumatischen Varianten verwendet wurde, wird sie zunehmend auch im primären Bereich eingesetzt. Bei der Implantation sog. konventioneller Implantate müssen stets operative Kompromisse geschlossen werden, z.B. bei der Wahl der ap- und ml-Dimension, der Veränderung der individuellen Gelenklinie auf 0°, der Rotation der femoralen Komponente usw. Neben den vorbeschriebenen, in den OP-Manualen bereits berücksichtigten Nachteilen konventioneller Implantate gibt es allerdings noch eine Fülle weiterer Unzulänglichkeiten, die eventuell für

Unzufriedenheit des Patienten verantwortlich sein können, wie z.B. der veränderte Patellalauf durch die medialisierte Trochlea, Überstände von femoraler und tibialer Komponente, kompromittierte Rotationseinstellung der Tibia durch nicht anatomische Implantate, Erhöhung der medialen und Erniedrigung der lateralen Gelenklinie, Mid-Flexion-Instabilität durch nicht patientenadaptierte femorale Krümmungsradien, Notwendigkeit von Band-Release aufgrund nicht anatomischer Rekonstruktion usw. Den vielen theoretischen Vorteilen steht gegenüber, dass die Datenlage zu diesen Implantaten

Reconstruction of the origin leg alignment and joint line obliquity in total knee replacement

Summary: Conventional TKA usually uses mechanical alignment (180°) and changes the joint line to 90° (classical alignment with orthogonal cuts). Attempts to reconstruct the native alignment and joint line with conventional implants (kinematic alignment) quickly encounter limitations due to the non-anatomical shape of conventional prostheses. Implantation of mechanically aligned TKA leads to ligamentous imbalance, patella maltracking and stiffness. The disadvantages are addressed by technical-surgical tricks, such as ligament releases, additional external rotation and kinematic alignment, all of which are „palliative“ solutions for the non-anatomical shape of prostheses and the changed native alignment. Modern technologies, as the newly developed custom Origin TKA, and the improved knowledge about the morphological parameters important for function and kinematics of the knee joint allow for the reconstruction of the arthritic joint with its origin alignment and joint line, thereby avoiding overhang and compromises of standard prostheses. These aims, facilitated by the Origin TKA, lead to good early results that still need to be verified by mid- and long-term results and randomized studies.

Keywords: oostoarthritis of the knee, surgical therapy, TKA, total knee arthroplasty, total knee replacement, patient-specific, custom, individualized, knee arthroplasty

Citation: Tibesku CO, Ait Si-Selm T, Bonnin M: Reconstruction of the origin leg alignment and joint line obliquity in total knee replacement.

OUP 2019, 8: 152–159 DOI 10.3238/oup.2019.0152–0159

momentan noch nicht sehr ausgeprägt ist, wenngleich die wenigen Studien sehr gute klinische Ergebnisse aufweisen [2, 23].

Kurzgeschichte der Knieprothetik

Während der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts probierten die Pioniere des Gelenkersatzes Operationen für arthrotische Kniegelenke, die als „resurfacing“ bezeichnet werden können, unter Verwendung von Weichgewebe oder Kobalt-Chrom-Interpositionsimplantaten [12]. Inspiriert vom Erfolg Smith-Petersens [22] mit Hüftgelenken aus Gussformen an der Hüfte, führten Campbell und Boyd die erste Alloarthroplastik des Kniegelenks durch [17]. Der Aufbruch der „modernen Knieprothetik“ in den frühen 1970er-Jahren war geprägt von Standardisierung, Präzision und Reproduzierbarkeit sowohl des Herstellungsprozesses als auch der Operationstechnik, verließ aber das Konzept der personalisierten Oberflächenerneuerung. Wegen der begrenzten Anzahl an verfügbaren Größen, während der ersten Dekade der total condylar knee arthroplasty existierte nur eine einzige Größe [16], war es sehr schwierig, eine optimale Pass-

form zu finden. Während der 1980er- und 1990er-Jahre wurde zwar die Anzahl der verfügbaren Größen erhöht, aber unter der Annahme, alle Kniegelenke hätten dieselbe Form, waren alle Größen proportional zum ursprünglichen Design. Erst in den frühen 2000er-Jahren wurde die morphologische Variabilität anhand der sog. aspect-ratio untersucht [13], und die Hersteller entwickelten schmalere Versionen der femoralen Komponenten, welche als Gender-Knieprothesen bekannt wurden.

Die Grenzen der modernen Knieprothetik

Heutzutage können Operateure zwar unter einer großen Spannweite von Komponenten wählen, inklusive Standardbreiten und schmalen Versionen, in manchen Systemen auch asymmetrische Tibiakomponenten. Allerdings sind die anatomischen Variationen nicht nur auf die Breiten beschränkt, sondern umfassen zahlreiche andere Faktoren wie die Trapezoidität des distalen Femurs [7], die Radien der beiden femoralen Condyle [14], die Schrägheit der Gelenkfläche [3] und der Form von Trochlea und Tibiaplateaus [8]. Die beschriebene Variabilität der Morphotypen spie-

gelt die Worte von John Insall wider, der davor warnte, dass man vorsichtig sein sollte zu beschreiben, was normal ist, da eine signifikante individuelle Variation bestehe, ebenso die von Werner Müller, der darauf hinwies, dass nichts so konstant sei wie die Variabilität der Anatomie. Daher können die Größen und Formvarianten der konventionellen Knieprothesen kaum die Variabilität des menschlichen Kniegelenks abdecken, und eine Überdimensionierung wurde in bis zu 76 % am Femur und bis zu 90 % an der Tibia beschrieben. Ebenso wurde gezeigt, dass ein Überhang der Implantate das Risiko von residuellem Schmerz und Steifigkeit erhöht und die funktionellen Ergebnisse negativ beeinflusst [9, 10, 18].

Da das periartikuläre Weichteilgewebe nicht elastisch ist, erzeugt die Implantation einer mechanisch ausgerichteten Prothese eine ligamentäre Imbalance, einen veränderten Patellaufschlag und Steifigkeit. Diese Nachteile werden adressiert durch technische Tricks wie Band-Release [24, 25], zusätzliche Außenrotation der femoralen Komponente [5, 4] und z.B. kinematisches Alignment [15], welche alle eine „palliative“ Lösung für die nicht anatomische Form der Pro-

thesen und die Veränderung des nativen Alignments darstellen. Es ist daher wichtig zu verstehen, dass Ausrichtung und Implantatdesign eng miteinander verknüpft sind und nicht einzeln betrachtet werden können.

Achsausrichtung in der Knie totalendoprothetik

In den frühen Tagen der Knieendoprothetik wurde die sog. mechanische Achsausrichtung bevorzugt (mechanical alignment, MA), welche auf eine gerade Beinachse von 180° abzielt (neutral alignment), erreicht durch orthogonal Knochnerschnitte in Beugung und Streckung. Ein perfekt gerades Bein von 180° spiegelt nicht die durchschnittliche natürliche Beinachse wider, wurde aber aus den Gründen der Reproduzierbarkeit und der Lastverteilung gewählt, um Polyethylenabrieb und Lockerungen zu minimieren [21]. Die durchschnittliche natürliche Schrägheit der Gelenkfläche (joint line obliquity, JLO) beträgt 3°, allerdings verbunden mit großen interindividuellen Variationen, ausgedrückt durch den mechanischen medialen distalen Femurwinkel (mMDFA), den mechanischen medialen proximalen Tibiawinkel (mMPTA) und die Gelenkflächenkonvergenz.

Die native Schrägheit der Gelenkfläche kann mit klassischen, orthogonalen Knochnerschnitten fast nie wiederhergestellt werden. Daher resultieren asymmetrische Knochnersresektionen und eine iatrogene Instabilität. Das anatomische Alignment (AA) zielt zwar immer noch auf eine gerade Beinachse (180°), versucht aber durch leicht schräge Knochnerschnitte (3°) die durchschnittliche Schrägheit der Gelenklinie wiederherzustellen.

Das später eingeführte kinematische Alignment (KA) adaptiert die Position der Implantate in der Frontalebene an die Weichteile und erhält dadurch das native Alignment der unteren Extremität. Hierbei unterscheidet sich die Orientierung der Komponenten (Varus-Valgus und Schrägheit der Gelenklinie) zwischen verschiedenen Patienten (patientenspezifische Positionierung), was bei Standardimplantaten eine Diskrepanz



Abbildung 1 Beispiel einer posterior-stabilisierten, patientenspezifischen Knieendoprothese, Typ Origin

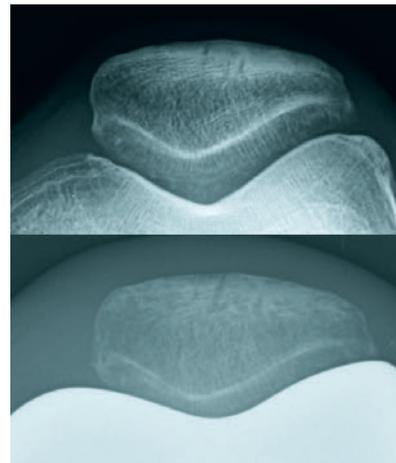


Abbildung 2 Beispiel für die Anpassung der prothetischen Trochlea an die Form der nativen Patella, prä- und postoperatives Röntgen Patella tangential



Abbildung 3 Beispiel für die Rekonstruktion der natürlichen Gelenklinie durch Verwendung einer patientenspezifischen Knieprothese

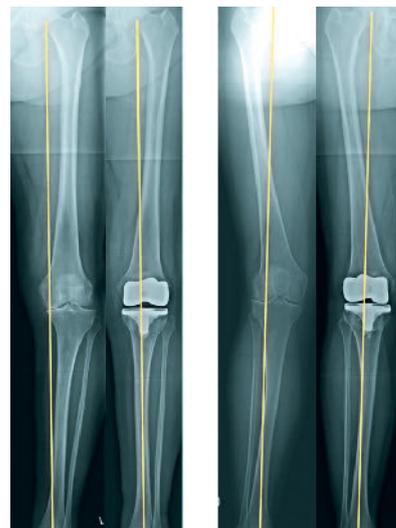


Abbildung 4 2 Beispiele für die Rekonstruktion der originären Beinachse mithilfe der Origin-Prothese: links ein originäres Varus-Alignment, rechts ein originäres Valgus-Alignment

zwischen Knochen und Implantat hervorruft. Dieses Konzept muss daher in irgendeiner Weise mit der patientenspezifischen Anpassung der Implantate verknüpft werden.

Patientenzufriedenheit mit der Standard-Knieprothese

Entgegen der zunehmenden Standzeit von Knieendoprothesen aufgrund von Innovationen im Material, Design und Operationstechniken verbleibt die Zufriedenheit der Patienten nach einer Knieprothese bei ca.

75–89 %, mit den 3 Haupteinflussfaktoren: residueller Schmerz, funktionelles Ergebnis und präoperative Erwartungen [1, 6, 11, 20]. In einer multizentrischen Analyse nicht selektierter Patienten mit verschiedenen Implantaten waren nur 62 % komplett schmerzfrei während des Gehens, nur 35 % während des Treppengehens, und 40 % hatten Schmerzen beim Laufen. Nur 48 % der Patienten waren „sehr zufrieden“ mit dem Eingriff, und 68 % empfanden ihr Knie als „normal für ihr Alter“.

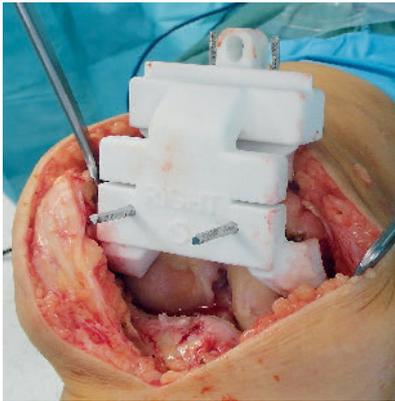


Abbildung 5 Der patientenspezifische, femorale Schnittblock wird nach Entknorpelung der randständigen Auflageflächen mit dem Elektrokauter durch Schraubpins fixiert.

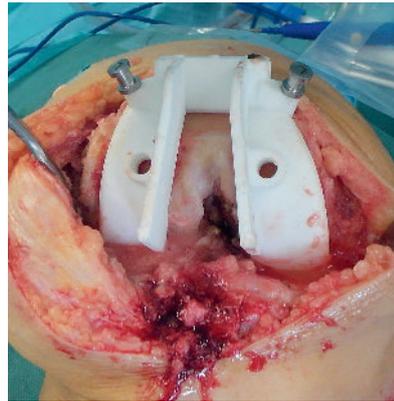


Abbildung 6 Die Präparation der PS-Notch wird durch einen patientenspezifischen Schnittblock vorgenommen.

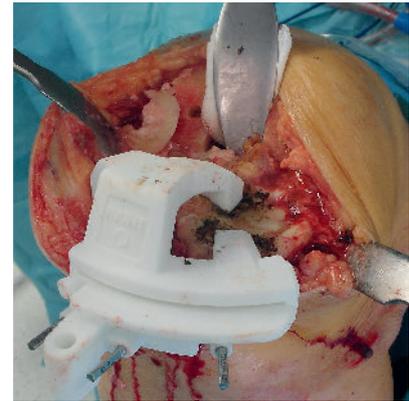


Abbildung 7 Der patientenspezifische, tibiale Schnittblock wird nach Entknorpelung der randständigen Auflageflächen mit dem Elektrokauter durch Schraubpins fixiert.

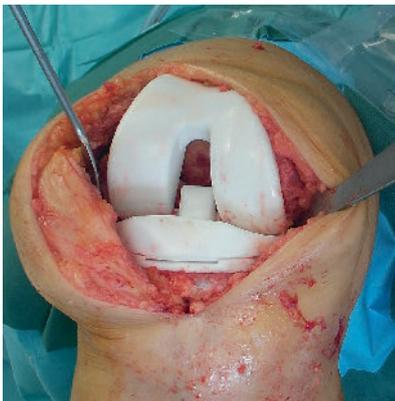


Abbildung 8 Mithilfe der patientenspezifischen Einmalprobeimplantate kann eine Probereposition zur Prüfung der Bandstabilität über den gesamten Bewegungsumfang und des Patellalaufs durchgeführt werden.



Abbildung 9 Vorbereitung des einzigen Instrumententischs mit Einmalinstrumenten und definitiven Implantaten

Entwicklung einer patientenspezifischen Prothese

Die patientenspezifische Origin-Knieendoprothese (Symbios, Yverdon-les-Bains, Schweiz) wurde zwischen 2012 und 2017 entwickelt und ist seit 2018 CE-zertifiziert (Abb. 1). Dieses System wurde designt, um die native, präarthrotische Anatomie des Kniegelenks wiederherzustellen, unter Verwendung einer patientenspezifischen Einmalinstrumentation. Die Hauptziele sind:

1. Optimierung der Passform, um Unter- oder Überhänge zu vermeiden

2. Verbesserung der Gelenkstabilität durch Vermeidung von iatrogenen Instabilitäten durch asymmetrische Knochenschnitte
3. Verbesserung der Mid-Flexion-Stabilität und Kinematik durch Erhalt der nativen Krümmungen beider Femurcondylen
4. Verbesserung des Patellalaufs durch Wiederherstellung der nativen femoralen Rotation und einer patientenspezifischen Trochleaform
5. Erhalt der individuellen, präarthrotischen Beinachse.

Design des Origin-Implantats

Die Origin-Knieprothese ist ein posterior-stabilisierter Oberflächenersatz mit einem proportionalen Cam-post-Mechanismus, welcher ab einer Flexion von 60° greift (Abb. 1). Der intercondyläre Kasten ist ebenfalls größenproportional, um den Knochenverlust zu minimieren. Zwischen 0° und 60° Beugung wird die anteroposteriore Stabilität durch die Form des Polyethyleninlays mit einer spezifischen anterioren Ultrakongruenz

gewährleistet. Die meisten der vorhandenen Prothesendesigns, egal ob das hintere Kreuzband erhaltend (CR) oder ersetzend (PS oder UCOR), stabilisieren die femorale Komponente nicht ausreichend während der zunehmenden Flexion und erlauben dadurch ein paradoxes, femorales Vorwärtsgleiten, welches den patellofemorale Druck erhöht und den Hebelarm des M. quadriceps verringert.

Die femorale Komponente reproduziert die Form des nativen Femurs, in Bezug auf die Konturen, die Radien der Krümmung und die Schräge der Gelenklinie. Da das femorale Implantat und die Instrumentation die natürliche Form des Femurs wiederherstellen, benötigt man keine zusätzliche femorale Rotation und das Design ist mit der Ausrichtung direkt verbunden. Daher werden keine intraoperativen Anpassungen von distalem Femurschnitt oder femoraler Rotation notwendig.

Das Design der prothetischen Trochlea entspricht der Form der nativen Patella und erhält das native Alignment von Trochlea und Patella. Die Kanten sind abgerundet, um patellafemorale Krepitus zu vermeiden (Abb. 2).

Die tibiale Komponente ist asymmetrisch und reproduziert die Konturen des nativen Tibiaplateaus auf Höhe des proximalen Sägeschnitts. Hierdurch wird direkt die Rotationspositionierung der tibialen Komponente vorgegeben. Die Rotation der Tibia entspricht der transversen Tibiaachse, definiert durch eine Linie, welche die Zentren des medialen und lateralen Tibiaplateaus verbindet. Der tibiale Slope wird zwischen 2° und 5° gehalten, um eine antero-posteriore Instabilität zu vermeiden. Der tibiale Zapfen wird medio-lateral anhand der Achse der tibialen Metaphyse ausgerichtet, welches nicht immer dem Zentrum der Basisplatte entspricht.

Herstellungsprozess

Der Design- und Herstellungsprozess der patientenspezifischen Origin-Knieendoprothese benötigt 6 Wochen und eine Kooperation zwischen Operateur und Ingenieur. Das Design basiert auf einer dreidimensionalen Analyse der knöchernen Anatomie, der arthrotischen Deformität und der

Achsausrichtung, basierend auf einer präoperativen Computertomografie von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Die Dicom-Bilder werden durch sichere Datenübertragung mittels einer sog. Symbios-Box gesammelt und an den Hersteller gesandt. Die 3D-Analyse wird mithilfe der firmeneigenen Knee-Plan-Software (Symbios, Yverdon-les-Bains, Schweiz) durchgeführt.

Zusätzliche klinische (Bewegungsumfang und Reduzierbarkeit der Deformität) und radiologische Informationen (dynamische Varus-Valgus-Stress-Aufnahmen und Ganzbeinstandaufnahmen) können hilfreich sein. Der technische Herstellungsprozess erfordert mehrere Schritte:

1. halbautomatisierte 3D-Rekonstruktion und Segmentation des distalen Femurs, der proximalen Tibia und der Patella.
2. Die Planung wird mithilfe der Knee-Plan-Software durchgeführt. Aus den Rohbildern werden die Ausrichtung und der Knochenabrieb analysiert und die native (präarthrotische) Ausrichtung hergeleitet. Die Strategie der prothetischen Achsausrichtung, inklusive der Höhen und Orientierungen der Knochen-schnitte, wird dann festgelegt. Das Ziel ist es, die originäre Ausrichtung (Origin-Alignment) wiederherzustellen, in einem Rahmen von $\pm 3^\circ$ von 180° und mit Rekonstruktion der Schräge der Gelenklinie in einem Rahmen von $\pm 5^\circ$.
3. Das Design der definitiven Implantate, Probeimplantate und patientenspezifischen Instrumente wird mithilfe der Solidwork-Software (Dassault System, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) vorgenommen.
4. Die Operationsplanung und das Implantatdesign werden online durch den Operateur validiert.
5. Die Herstellung der definitiven Implantate wird dann finalisiert unter Verwendung sog. Prä-Formen, im Vorfeld hergestellt im klassischen Gussverfahren aus Kobalt-Chrom für das Femur und aus Titan (Ta6V) für die Tibia. Von einer großen Auswahl von Prä-Formen wird die nächst Größere ausgewählt, und durch ein automatisiertes Schnellfräsverfahren wird die endgültige Anpassung auf die Form des präarthrotischen Gelenks durchgeführt.

6. Die patientenspezifischen Schnittblöcke werden durch additive Fertigung (3D-Druck-Verfahren) aus Polyamid (PA2200) hergestellt.

7. Die sterilisierten Implantate und Instrumente werden abschließend in einen einzigen Karton verpackt und direkt an das Krankenhaus versandt.

Alignment-Strategie

Das Origin-Alignment zielt darauf ab, sowohl die originäre (präarthrotische) Beinachse als auch die Schrägheit der Gelenklinie zu reproduzieren, basierend auf einer präoperativen Computertomografie mit 3D-Rekonstruktion von Hüfte, Knie und Sprunggelenk. Knöcherner Abrieb und arthrotische Deformität werden beurteilt und während der 3D-Rekonstruktion korrigiert. Der mechanische, mediale, distale Femurwinkel (mMDFa) wird durch Rekonstruktion der nativen femoralen Oberfläche wiederhergestellt. Der mechanische, mediale, proximale Tibiawinkel (mMPTA) wird gemessen und durch eine Kombination von Anpassung des Knochenschnitts (bis zu 3°) und einem asymmetrischen Polyethylen-Inlay (bis zu 2°) wiederhergestellt.

Das native oder konstitutionelle Alignment wird erstellt aus

- der Morphologie des Kniegelenks aus einer CT,
- klinischen Angaben, z.B. die Reduzierbarkeit der Fehlstellung, und
- der gewichtsbelasteten Achse aus einer Ganzbeinstandaufnahme.

Dieses sog. originäre Alignment (Origin-Alignment) versucht nicht, die Beinachse auf 180° zu verändern, sondern die native Achse wiederherzustellen (Abb. 3 und 4).

Zum aktuellen Zeitpunkt gibt es noch bestimmte Limitationen bei der Rekonstruktion des nativen Alignments und der Schrägheit der Gelenklinie. Es konnte gezeigt werden, dass die Wiederherstellung der nativen Schrägheit der Gelenklinie (joint line obliquity, JLO) bei Patienten mit einem konstitutionellen Varus zur Verminderung des maximalen Knieadduktionsmoments führt [19]. Das Origin-Alignment bleibt in den derzeit bekannten sicheren Zonen des mechanischen Abriebs, mit einer

Variationsbreite für die Schrägheit der Gelenklinie von $\pm 5^\circ$ und einer Variationsbreite für die postoperative Beinachse von $\pm 3^\circ$ um 180° . Unter der Annahme dieser Grenzen sind ca. 75 % der Gonarthrosepatienten für das Origin-Alignment geeignet.

Operationstechnik

Alle Instrumente sind patientenspezifische Einweginstrumente und werden in einem einzigen Karton von ca. 3 kg Gewicht angeliefert.

Femorale Präparation

Diese Technik beginnt mit der femoralen Präparation, weil die femorale Oberfläche einer der Hauptfaktoren für die Kinematik des Kniegelenks ist. Zunächst werden die Auflageflächen, randständige Gelenkflächen oder randständige Osteophyten mithilfe eines Elektrokauters, einer Kürette oder eines Skalpels von Knorpel befreit. Der femorale Schnittblock wird dann auf die entsprechenden Auflageflächen in einer stabilen und einzigartigen Position aufgesetzt und anschließend mit Pins fixiert (Abb. 5). Der distale Knochenschnitt wird durch diesen ersten Schnittblock durchgeführt. Die Durchführung eines zusätzlichen distalen Knochenschnitts ist nicht vorgesehen, da es hierdurch zu einer Verschiebung der Gelenklinie käme. Der femorale 4-in-1-Block wird auf die distalen Pins aufgesetzt, ohne eventuelle Anpassung von Größe oder Rotation. Das Konzept der femoralen Rotation findet hier keine Anwendung, da das femorale Implantat und das tibiale Inlay die originäre Schrägheit der Gelenklinie wiederherstellen. Die Präparation der intercondylären Notch wird durch den 3. patientenspezifischen Block geführt, der in seiner medio-lateralen Positionierung durch die Gelenkkontur vorgegeben wird (Abb. 6).

Tibiale Präparation

Nach Entfernen des Knorpels und der Bandresiduen von den knöchernen Auflageflächen der Tibia mithilfe des Elektrokauters wird der tibiale Schnittblock positioniert und mit Schraubpins fixiert (Abb. 7). Wahlweise kann eine extramedulläre Überprüfung der Achsausrichtung erfolgen.

Die Resektionshöhe, welche durch den patientenspezifischen, tibialen Schnittblock vorgegeben ist, entspricht einem Niveau -2 mm in Bezug zur Planung (Prä-Schnitt). In den meisten Fällen muss anschließend noch eine 2-mm-Nachresektion erfolgen, die dann der geplanten Resektion entspricht.

Die erzielte Bandstabilität kann wahlweise mithilfe der implantierten Probekomponenten oder mithilfe eines klassischen Spacers beurteilt werden. Der Spacer ist in 2 Dicken vorhanden, welche den 2 erhältlichen Inlaydicken entsprechen, 0 mm und $+2$ mm.

Falls erforderlich, kann mithilfe des universellen Nachschneideblocks eine weitere tibiale Resektion erfolgen. Dieser wird auf die 2 ventralen Pinschrauben aufgesetzt.

Einige Kniegelenke mit größerer Band-Laxizität erfordern nach dem Prä-Schnitt keine weitere tibiale Resektion, wenn die erzielte Stabilität der Spalten als ausreichend beurteilt wird. Andersherum benötigen einige relativ steife Kniegelenke eine zusätzliche Resektion von $+2$ mm ($+4$ mm in Bezug zum Prä-Schnitt). Alle Schnitte werden über denselben Schnittblock durchgeführt, während die ventralen Schraubpins belassen werden.

Nachdem ein balanciertes Kniegelenk mit einem guten Bewegungsumfang in der Probereposition (Abb. 8) erzielt wurde (geringe mediolaterale Laxizität von $1-2$ mm), kann die endgültige Tibiapräparation vorgenommen werden. Die patientenspezifische Tibiakomponente wird hierzu mit Pins fixiert und anschließend werden der kurze Schaft und die Finnen präpariert.

Präparation der Patella

Die Trochlea der Origin-Prothese ist patientenspezifisch designt, um der Form der nativen Patella zu entsprechen (anatomische Trochlea). Daher ist ein Patellarrückflächenersatz generell nicht notwendig. Lediglich in Fällen schwerer Patellofemoralarthrose ist ein Rückflächenersatz empfohlen. In Fällen ausgeprägter Dysplasie wird die prothetische Trochlea als eine Standardtrochlea designt.

Endgültige Implantation

Nachdem alle Knochenflächen präpariert wurden, erfolgt die Zementierung der Implantate, beginnend mit der tibialen Komponente. Kapsel- und Wundverschluss folgen.

Postoperative Nachbehandlung

Die Nachbehandlung von Patienten mit einem patientenspezifischen Oberflächenersatz unterscheidet sich nicht von denen mit einer konventionellen Prothese. Sie ist in erster Linie von der Art des operativen Zugangs bestimmt, z.B. medialer Standardzugang oder minder invasiver Mid-Vastus-Zugang. Sämtliche Nachbehandlungsschemata mit beschleunigter Mobilisation und verkürztem stationären Aufenthalt, rapid recovery, fast track u.ä., können uneingeschränkt angewendet werden.

Bisherige Ergebnisse

Die Origin-Prothese erhielt die CE-Zertifizierung im August 2018. Bis zum Zeitpunkt der Zwischenauswertung am 1. Dezember 2018 wurden insgesamt 139 Patienten im Rahmen einer Post-market-Studie prospektiv erfasst. Hiervon waren 47 % männlich und 53 % weiblich. Die Indikationen verteilten sich wie folgt: 81 % primäre Gonarthrose, 12 % sekundäre Gonarthrose nach VKB-Ruptur, 3 % rheumatoide Arthritis, 3 % posttraumatische Gonarthrose und 1 % postinfektiöse Gonarthrose. Das durchschnittliche Alter war 69 Jahre (St.-abw. 9,5; Min. 40; Max. 92). Die durchschnittliche Körpergröße war 170 cm (St.-abw. 10; Min. 144; Max. 197). Das durchschnittliche Gewicht war 86 kg (St.-abw. 18; Min. 38; Max. 140). Der durchschnittliche BMI war 29 kg/m^2 (St.-abw. 5; Min. 18; Max. 44). Die Komplikationsanalyse zeigte in 2 Patienten Bewegungseinschränkungen, welche durch eine arthroskopische Arthrolyse zufriedenstellend behoben werden konnten, sowie in einem Patienten heterotope Ossifikationen, welche als nicht behandlungswürdig eingestuft wurden.

Die Patientenzufriedenheit zum Zeitpunkt 3 Monate postoperativ ergab 89 % zufriedene bis sehr zufriedene Patienten, 8 % unentschlossene und 3 % unzufriedene. Kein Patient

war sehr unzufrieden. Die Frage, ob sie sich der Operation noch einmal unterziehen würden, beantworteten 81 % mit Ja, 3 % mit Nein, 16 % waren unentschieden.

Der Forgotten-joint-Score verbesserte sich von präoperativ durchschnittlich 12,5 auf durchschnittlich 42 nach 3 Monaten. Der Oxford-Score verbesserte sich von präoperativ 23 auf 35 nach 3 Monaten. Der Funktionsscore des KSS verbesserte sich von präoperativ 52 auf 94 nach 3 Monaten. Der Kniescore des KSS verbesserte sich von präoperativ durchschnittlich 33 auf 93 nach 3 Monaten.

Präoperativ hatten 25 % der Patienten eine Beugekontraktur von mehr als 5°, nach 3 Monaten nur noch 11 %. Der durchschnittliche Bewegungsumfang betrug präoperativ 120°, nach 3 Monaten 121°.

Es erfolgte eine radiologische Untersuchung mithilfe von postoperativen Ganzbeinaufnahmen. Hier wurden die Prothesenpositionierungen in der Frontalebene getrennt für die femorale und tibiale Komponente gemessen und die Messwerte der zweidimensionalen Röntgenaufnahmen in Bezug zur präoperativen dreidimensionalen Planung gesetzt. Abweichungen von mehr als 3° wurden als Ausreißer definiert. Diese Analyse zeigte, dass lediglich 6 % der femoralen Komponenten und 8 % der tibialen Komponenten mehr als 3° von der Planung abwichen.

Aufgrund des noch jungen Implantats kann naturgemäß nur über frühe Ergebnisse berichtet werden. Diese Studie wird weiter fortgeführt.

Potenzielle Vorteile der patientenspezifischen Knieprothetik

Vorteile für den Patienten

Diese Technologie basiert auf der Theorie, dass viele nicht zufriedenstellende Ergebnisse nach Knieprothesen oder auch residueller Schmerz auf der nicht anatomischen Rekonstruktion des Kniegelenks fußen, die durch eine medizinische, postoperative Untersuchung kaum festgestellt werden kann. Residueller Schmerz, Steifigkeit oder Instabilität sind häufig die sekundären Effekte einer inkorrekten Größenwahl [10,

18] oder einer Fehlrotation [4]. Darüber hinaus rufen die asymmetrischen Knochenresektionen aufgrund der bekannten Alignmentstrategien und/oder der nicht anatomischen Prothesenformen iatrogene Instabilitäten oder Steifigkeiten hervor. Die Autoren sind der Meinung, dass eine optimale Rekonstruktion der nativen Anatomie, inklusive der nativen Beinachse, die klinischen Ergebnisse nach Knieprothesen verbessern kann. Durch die patientenspezifische Planung werden außerdem dünnere Knochenresektionen und auch dünnere und leichtere Prothesen möglich.

An dieser Stelle sollte erwähnt werden, dass Schnittblocksysteme, Navigation oder auch Robotik in Verbindung mit Standardimplantaten nicht in der Lage waren, die klinischen Ergebnisse oder Patientenzufriedenheit zu verbessern. Diese Systeme mögen reproduzierbarer und genauer sein, werden aber nicht die schwerwiegenden Nachteile eines nicht anatomischen Prothesendesigns lösen können. Die Autoren sind der Meinung, dass die Knieprothetik Verbesserungen in allen 3 Hauptsäulen benötigt:

- Definition eines personalisierten Alignments
- Verbesserung der chirurgischen Präzision mittels neuer Technologien (Schnittblöcke, Robotik) und
- Erhalt/Reonstruktion der nativen Anatomie des Kniegelenks mittels patientenspezifischer Implantate.

Vorteile für den Operateur

Die patientenspezifische Knieprothetik bietet sehr viele Vorteile für den Operateur.

1. Die eigentliche Prozedur ist leichter, da der Erhalt oder die Rekonstruktion der nativen Anatomie automatisch mehrere chirurgische Schwierigkeiten adressiert:
 - Die femorale und tibiale Rotation werden schon während des Designprozesses festgelegt, und es sind keine intraoperativen Anpassungen notwendig.
 - Die Bandbalancierung ist einfacher, speziell in Mid-Flexion, da die nativen condylären Radien und die native Schrägheit der Gelenklinie erhalten werden.

– Es sind keinerlei Größenanpassungen notwendig, da die Passform optimiert wurde.

2. Die Planung in Bezug auf das Alignment und die Implantatpositionierung wird bereits präoperativ durchgeführt, was sowohl eine Arbeitserleichterung als auch einen Gewinn an rechtlicher Sicherheit für den Operateur bedeutet.
3. Diese Technologie kann in bestimmten schwierigen Fällen hilfreich sein, wie etwa bei
 - Patienten mit posttraumatischen extra-artikulären Fehlstellungen,
 - Patienten mit nicht entfernbaren Osteosynthesen/Schrauben nah am Gelenk, in denen die Instrumente so geplant werden, dass ein Impingement verhindert wird,
 - Patienten mit mehrfach voroperierten oder vormals infizierten Knochen, da keine Eröffnung der Markräume notwendig ist und
 - Patienten mit extremer Anatomie, in denen eine konventionelle Knieprothese nur schwer zu implantieren ist.

Vorteile für das Krankenhaus

Diese Technologie ist wertvoll für das Krankenhausmanagement, da es die Abläufe im OP durch Verwendung eines einzigen Kartons vereinfacht, der alle bereits sterilisierten Implantate und Instrumente enthält (Abb. 9). Sie beseitigt die Notwendigkeit eines großen Lagers für Implantate und Instrumentensiebe. Darüber hinaus verringert diese Technologie dramatisch den Bedarf an Sterilisation, was sowohl enorme ökonomische (Kostenreduktion) als auch enorme ökologische (Wasser- und Energieverbrauch) Auswirkungen mit sich bringt.

Fazit

Moderne Technologien und die verbesserte Kenntnis über die für die Funktion und Kinematik des Kniegelenks wichtigen morphologischen Parameter ermöglichen die Rekonstruktion des arthrotischen Gelenks mit der originären Beinachse und Gelenklinie unter Vermeidung von Prothesenüberständen und Kompromissen oder technisch-operativen Tricks, die für eine Standardprothese stets

notwendig sind. Diese mit der neu entwickelten patientenspezifischen Origin-Prothese umgesetzten Ziele führen zu guten Frühergebnissen. Mittel- bis langfristige Ergebnisse und randomisierte Studien müssen dies noch bestätigen.

Interessenkonflikt:

Der Autor erhielt in den vergangenen 5 Jahren Vortragshonorare oder Reisekostenzuschüsse oder Finanzierung von klinischen Studien von den Firmen Smith & Nephew, Zimmer Biomet, Lima und Symbios.

Literatur

1. Becker R, Bonnin M, Hofmann S: The painful knee after total knee arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2011; 19: 1409–10
2. Beckmann J, Steinert A, Zilkens C, Zeh A, Schnurr C, Schmitt-Sody M et al.: Patientenspezifische Instrumente und Implantate beim Teilgelenkersatz des Kniegelenkes (ConforMIS iUni, iDuo). *Der Orthopade* 2016; 45: 322–30
3. Bellemans J, Colyn W, Vandenneucker H, Victor J: The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clinical orthopaedics and related research* 2012; 470: 45–53
4. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE: Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 1998; 356: 144–53
5. Berger RA, Rubash HE: Rotational instability and malrotation after total knee arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America* 2001; 32: 639–47
6. Bonnin M, Laurent JR, Parratte S, Zaidan F, Badet R, Bissery A: Can patients really do sport after TKA? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2010; 18: 853–62
7. Bonnin MP, Saffarini M, Bossard N, Dantony E, Victor J: Morphometric analysis of the distal femur in total knee arthroplasty and native knees. *The bone & joint journal* 2016; 98-B: 49–57
8. Bonnin MP, Saffarini M, Mercier PE, Laurent JR, Carrillon Y: Is the anterior tibial tuberosity a reliable rotational landmark for the tibial component in total knee arthroplasty? *The Journal of arthroplasty* 2011; 26: 260–7
9. Bonnin MP, Saffarini M, Shepherd D, Bossard N, Dantony E: Oversizing the tibial component in TKAs: incidence, consequences and risk factors. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2016; 24: 2532–40
10. Bonnin MP, Schmidt A, Basigliani L, Bossard N, Dantony E: Mediolateral oversizing influences pain, function, and flexion after TKA. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2013; 21: 2314–24
11. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD: Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clinical orthopaedics and related research* 2010; 468: 57–63
12. Campbell WC: The classic: Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee: preliminary report. 1940. *Clinical orthopaedics and related research* 2005; 440: 22–3
13. Hitt K, Shurman JR, 2nd, Greene K et al.: Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2003; 85-A Suppl 4: 115–22
14. Howell SM, Howell SJ, Hull ML: Assessment of the radii of the medial and lateral femoral condyles in varus and valgus knees with osteoarthritis. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2010; 92: 98–104
15. 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? *Clinical orthopaedics and related research* 2013; 471: 1000–7
16. Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ: The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1983; 65: 619–28
17. Jones WN: Mold arthroplasty of the knee joint. *Clinical orthopaedics and related research* 1969; 66: 82–9
18. Mahoney OM, Kinsey T: Overhang of the femoral component in total knee arthroplasty: risk factors and clinical consequences. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2010; 92: 1115–21
19. Niki Y, Nagura T, Nagai K, Kobayashi S, Harato K: Kinematically aligned total knee arthroplasty reduces knee adduction moment more than mechanically aligned total knee arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2018; 26: 1629–35
20. Noble PC, Conditt MA, Cook KF, Mathis KB: The John Insall Award: Patient expectations affect satisfaction with total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 2006; 452: 35–43
21. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ: Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2010; 92: 2143–9
22. Smith-Petersen MN: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1948; 30B: 59–75
23. Steinert AF, Holzapfel BM, Sefrin L, Arnholdt J, Hoberg M, Rudert M: Totalendoprothetischer Kniegelenkersatz. Patientenspezifische Instrumente und Implantate. *Der Orthopade* 2016; 45: 331–40
24. Whiteside LA: Ligament release and bone grafting in total arthroplasty of the varus knee. *Orthopedics* 1995; 18: 117–23
25. Whiteside LA: Selective ligament release in total knee arthroplasty of the knee in valgus. *Clinical orthopaedics and related research* 1999; 367: 130–40



Korrespondenzadresse
Prof. Dr. med. Carsten O. Tibesku
KniePraxis Prof. Dr. Tibesku
Bahnhofplatz 1
94315 Straubing
carsten@tibesku.de