

# Navigation in der Knieendoprothetik

■ Björn Gunnar Ochs, Christian Bahrs, Ulrich Stöckle, Peter Marten de Zwart

## Zusammenfassung

Das Langzeitergebnis nach KTP-Implantation wird entscheidend von der exakten 3-dimensionalen Positionierung der Komponenten, der Wiederherstellung normaler Achsenverhältnisse und dem Ausgleich einer präoperativen kapsuloligamentären Dysbalance beeinflusst. Computerassistierte Navigationssysteme können mit hoher Präzision die individuellen anatomischen Gegebenheiten eines Patienten mit der intraoperativen Position von chirurgischen Instrumenten (z.B. Resektionslehren) verknüpfen. Die derzeitigen Navigationssysteme erlauben eine differenzierte Messung der Bandspannung in Streckung und Beugung und bieten so dem Operateur beim schrittweisen Weichteilrelease eine wesentliche Hilfestellung. Dargestellt werden die prinzipiellen Operationsziele bei der konventionellen KTP-Implantation sowie die computerassistierte navigierte Operationstechnik am Beispiel des Orthopilot® (B. Braun-Aesculap, Tuttlingen).

## Computer-Aided Surgery in Total Knee Arthroplasty

The long-term outcome after total knee arthroplasty depends mainly on the three-dimensional positioning of the implanted components, the reconstruction of a normal mechanical axis and the balancing of the preoperative capsular and ligamentous imbalance. Computer-assisted navigation systems are able to address individual anatomic characteristics and the intraoperative positioning of instruments such as resection aids with high precision. Current navigation systems determine the ligamentous tension both in flexion and extension and offer the surgeon an important stepwise aid during soft-tissue release. Here we discuss the general surgical procedure in conventional total knee arthroplasty and the computer-assisted navigation technique using the Orthopilot® (B. Braun-Aesculap, Tuttlingen).

nach KTP-Implantation wird die Standzeit (Zeitraum bis zur Lockerung der Prothese) bewertet. Die Auswertungen der Schwedenstudie ergeben Standzeiten im 10-Jahres-Verlauf von über 90% [25]. Die Langzeitergebnisse werden maßgeblich von der exakten 3-dimensionalen Positionierung der Komponenten, der Wiederherstellung normaler Achsenverhältnisse und dem Ausgleich einer präoperativen kapsuloligamentären Dysbalance beeinflusst.

Als wesentliche Gründe für das Versagen der KTP sind Infektionen, Achsfehlstellungen ( $> 3^\circ$  Varus- oder Valgusabweichung), Polyäthylenabrieb oder verbliebene Gelenkinstabilitäten zu nennen [10]. Durch den Einsatz der Navigation

in der Knieendoprothetik konnten bislang eine exaktere Prothesenimplantation mit Reduktion der Achsabweichung und ein besseres Weichteilbalancing gezeigt werden [6, 15, 26, 27]. Im Gegensatz dazu stehen die längeren Operationszeiten, das für dieses Verfahren notwendige Training der Operateure und derzeit noch fehlende Langzeitergebnisse [4, 7] (Tab. 1).

Die Navigation ermöglicht eine exakte Prothesenimplantation.

## Operationsziele bei der KTP-Implantation

Grundsätzliche Operationsziele im Rahmen der KTP-Implantation sind die Wiederherstellung einer geraden Beinachse, eines in Streckung und Beugung stabilen Kniegelenks und ein nahezu physiologisches Bewegungsausmaß. Dementsprechend ist die Korrektur knöcherner Fehlstellungen als auch kapsuloligamentärer Dysbalancen erforderlich.

## Knochenresektionen

Bei der Korrektur knöcherner Störungen soll eine Varus- oder Valgusfehlstellung ausgeglichen und eine neutrale Beinachse in der Frontalebene, bei der die Lastlinie des Beines (Mikulicz-Linie) zentral durch das Kniegelenk läuft, wiederhergestellt werden. In der klassischen Planung wird hierzu jeweils ein Winkel von  $90^\circ$  von distalem Femur- und proximalem Tibiaschnitt zur Lastachse geplant. Dies ergibt einen Knieaußenwinkel zwischen Femurschaftachse und Tibiaachse von  $174^\circ$  bei einem femoralen Valguswinkel von  $6^\circ$ . Die physiologische Varusstellung der tibialen Gelenklinie von  $3^\circ$  (medialer proximaler Tibiawinkel =  $87^\circ$ ) wird somit aufgehoben. Präoperativ sollte der Winkel zwischen der anatomischen und der mechanischen Femurachse ermittelt und intraoperativ auf das femorale Ausrichtinstrumentarium zur Anlage des distalen Schnittes über-

## Einleitung

Bei der fortgeschrittenen Gonarthrose ist die Implantation der Knieendoprothese (KTP) nach Ausschöpfung der konservativen therapeutischen Maßnahmen ein Standardverfahren. Nach der Hüfttotalendoprothese (HTP) ist die KTP die zweithäufigste endoprothetische Versorgung in Deutschland (BQS Qualitätsreport Fachgruppe Orthopädie und Unfallchirurgie 2008: 146051 Primärimplantationen und 10387 Wechseloperationen). Als entscheidendes Erfolgskriterium

**Tab. 1** Vor- und Nachteile der computerassistierten, navigierten KTP-Implantation.

Vorteile	Nachteile
reproduzierbare Wiederherstellung der Beinachse [3, 16, 26]	in der Lernkurve erhöhter Zeitbedarf [11, 12]
durch Planungsmodus gute Anpassung der erforderlichen Knochenpräparation auch in schwierigen Situationen, z. B. posttraumatische Veränderungen [9]	Schraubenverankerung der Infrarotreflektoren kann zu Komplikationen wie Fraktur, Hitzenekrose oder verlängerter Sekretion/Nachblutung führen
Überprüfung jedes operativen Schrittes mit der Möglichkeit zu Nachkorrekturen und Anpassungen	erhöhte Kosten durch das Implementieren des Navigationssystems [8, 16, 21]
reproduzierbares Weichteilbalancing durch intraoperativen Planungsmodus	
verringertes Risiko eines Malalignments der Patella	
geringerer Blutverlust als bei der konventionellen Technik, da keine Markräume eröffnet werden müssen [9, 14, 27]	
Wiederherstellung der Gelenklinie in der Revisionsendoprothetik	

tragen werden. Dementsprechend sind in der konventionellen Technik Abweichungen über 20° Varus oder Valgus bei Achsfehlstellungen und Veränderungen des Schenkelhalswinkels trotz großer Erfahrung des Operateurs möglich [22, 24].

Die distale Femurresektion und die proximale Tibiaresektion ergeben den Extensionsspalt. Diese Resektionen sollen den Höhen der einzusetzenden Implantatkomponenten entsprechen. Die physiologische Höhe der Gelenklinie (joint line) muss hierbei wiederhergestellt bzw. erhalten werden. Die Resektionshöhe wird somit jeweils an dem weniger destruierten Gelenkabschnitt referenziert. Die Höhe der Gelenklinie hat Einfluss auf die Spannung der kapsuloligamentären Strukturen, insbesondere des hinteren Kreuzbands (PCL), sowie der Stellung der Patella (Patella alta, Patella baja) und ist somit ein wesentlicher Faktor für das Balancing der Kniegelenkstabilität [18]. Die posteriore Femurresektion und die proximale Tibiaresektion bilden den Flexionsspalt.

Der Abstand zwischen anteriorem und posteriorem Femurschnitt bestimmt die Größe der femoralen Prothesenkomponente. In der Sagittalebene ist femoral eine Implantation in Hyperflexion oder Hyperextension zu vermeiden. Tibial wird in der Sagittalebene ein posteriorer Slope von 4–7° gewählt, welcher durch den Sägeschnitt oder eine entsprechende Form der tibialen Komponenten vorgegeben wird. Die Größe des Slopes hat wiederum Einfluss auf die Größe von Ex-

tensions- und Flexionsspalt sowie die kapsuloligamentäre Stabilität [13].

Im Rahmen der Primärendoprothetik besteht daher in begrenztem Maße die Möglichkeit, eine Imbalance zwischen Extensions- und Flexionsspalthöhe durch knöcherne Nachresektionen, Veränderung des tibialen Slopes, Verschiebung und Größenänderung der femoralen Komponente oder Änderung der PE-Inlay-Höhe auszugleichen [5, 13]. Jedoch müssen die Folgen solcher Korrekturen für die kapsuloligamentäre Stabilität und das Weichteilmanagement berücksichtigt werden.

Neben der Ausrichtung der Achsverhältnisse in der Frontal- und Sagittalebene spielt die Rotation der Komponenten um die Longitudinalachse eine wesentliche Rolle. Für die intraoperative Orientierung ist es daher sinnvoll, die Querachse der Tibiakomponente senkrecht zu einer antero-posterioren (a.-p.) Linie, die den Mittelpunkt des PCL mit dem medialen Rand der Tuberositas tibiae verbindet, auszurichten. Eine vermehrte Innenrotation der tibialen Komponente führt zu einer Patellalateralisation sowie zu einer posterolateralen Subluxation in Flexion [19]. Ebenfalls ist zu beachten, dass eine tibiale Fehlrotation durch den tibialen Slope Veränderungen von Streck- und Beugespalt nach sich zieht. Die Rotation der femoralen Komponente hat ebenso einen Einfluss auf die Symmetrie des Beugespalts und die Kongruenz im Femoropatellargelenk. Es wird eine Außenrotationsstellung von 3° empfohlen,

wodurch die rechtwinklige Tibiaosteotomie auch im Beugespalt kompensiert wird [17]. Diese Position kann intraoperativ z. B. parallel zur epikondylären Achse oder in 3° Außenrotation zur posterioren Kondylenlinie eingestellt werden. Die alleinige Referenzierung an den posterioren Kondylen ist bei knöchernen Destruktionen jedoch unsicher. Eine Innenrotation der femoralen Komponente führt zu einer Patellalateralisation und zu einer medialen Verengung des Beugespalts.

Um eine neutrale Beinachse wiederherzustellen müssen knöcherne Störungen korrigiert werden.

### Weichteilmanagement

Bei einer kontrakten Gelenkfehlstellung ist in der Regel von einer kapsuloligamentären Kontraktur auf der konkaven und einer Insuffizienz bzw. Überdehnung auf der konvexen Seite auszugehen. Zur Lösung kontrakter Strukturen wird überwiegend ein subperiostales Ablösen oder eine scharfe, knochen-nahe Ablösung unter Erhalt der kapsulo-ligamentären Kontinuität empfohlen [28]. Die Analyse einer etwaigen Weichteildysbalance erfolgt bei der konventionellen „Tibia first“-Technik nach Resektion der proximalen Tibia und des distalen Femurs sowie nach vollständiger Abtragung aller erreichbaren Osteophyten [20]. Durch das schrittweise Release der Weichteile wird zunächst der Streckspalt in der Frontalebene ausbalanciert. Dann wird das Kniegelenk in 90° Beugung eingestellt und die Resektion der dorsalen Femurkondylen in Abhängigkeit der erforderlichen a.-p. Größe der femoralen Komponente geplant. Die Rotationsausrichtung der Femurkomponente wird durch die ligamentäre Führung bestimmt.

Für die Korrektur von Weichteildysbalancen wurden sowohl standardisierte Release-Reihenfolgen für das Varus- und Valgusknie [5] als auch individuelle Vorgehensweisen, bei denen zunächst in Flexion und Extension die jeweilig kontrakten Strukturen identifiziert und schrittweise gelöst werden [28], beschrieben. Das individuelle Vorgehen setzt dabei die Kenntnis der stabilisierenden Funktion der jeweiligen Struktur über den gesamten Flexionsbogen des Kniegelenks voraus (**Tab. 2** und **3**).

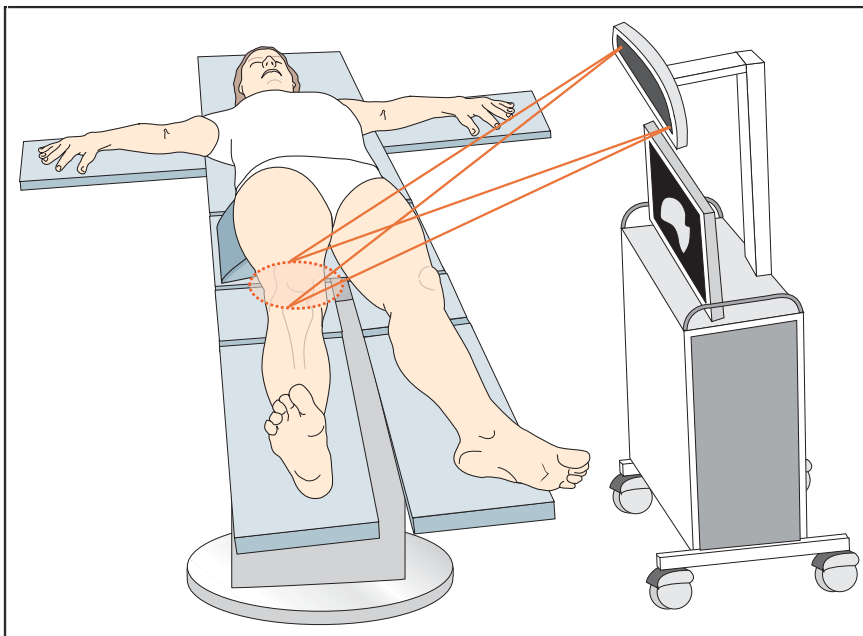
Eine Weichteildysbalance muss durch ein entsprechendes Release ausgeglichen werden.

**Tab. 2** Laterale kapsuloligamentäre Stabilisation (nach [28]).

Struktur	Laterale Stabilisation
Tractus iliotibialis	Extension
laterales Kollateralband (LCL)	Flexion $\geq$ Extension
M. popliteus	Flexion > Extension
posterolaterale Kapselecke	Extension > Flexion
posteriore laterale Kapsel	Extension
hinteres Kreuzband (PCL)	sekundärer Stabilisator in Flexion

**Tab. 3** Mediale kapsuloligamentäre Stabilisation (nach [28]).

Struktur	Mediale Stabilisation
Pes anserinus	Extension
mediales Kollateralband (MCL)	Flexion $\geq$ Extension anteriöer Anteil: Flexion > Extension posteriöer Anteil: Extension > Flexion
posteriore mediale Kapsel	Extension, sekundärer Stabilisator in 90° Flexion
hinteres Kreuzband (PCL)	sekundärer Stabilisator in Flexion



**Abb. 1** Lagerung des Patienten und Aufbau des Navigationsturms [1]. Der Orthopilot® sollte so aufgestellt werden, dass der Operierende klare und unbehinderte Sicht auf den Bildschirm hat. Die Kamera sollte auf der Seite des Patienten, an der nicht operiert wird, in etwa 1,8–2,2 m Abstand vom zu operierenden Knie aufgestellt werden. In den meisten Fällen empfiehlt sich eine Positionierung auf Schulterhöhe des Patienten.

**Operationstechnik der navigierten KTP-Implantation**

Erst die Kombination aus einem optimalen Alignment der Komponenten in der Frontal- (Varus/Valgus), Sagittal- (Slope) und Transversalebene (Rotation) und einem adäquaten Weichteilmanagement ermöglichen ein über den gesamten Flexionsbogen ausbalanciertes Knie. Die modernen Navigationssysteme erlauben eine differenzierte Messung der Bandspannung in Streckung und Beugung und bieten so dem Operateur beim schrittweisen Weichteilrelease neben einer millimeter- und gradgenauen 3-di-

mensionalen Knochenresektion eine wesentliche Hilfestellung bei der Implantatpositionierung. Daher soll nachfolgend die computerassistierte navigierte „Tibia first“-Operationstechnik am Beispiel des Orthopilot® (B. Braun-Aesculap, Tuttlingen) dargestellt werden.

**Zugang**

Nach Lagerung des Patienten und Aufbau des Navigationsturms (**Abb. 1**) Hautdesinfektion des gesamten Beines und steriles Abdecken einschließlich des Fußes. Längsförmiger Hautschnitt in der Mittellinie über die Patella in Richtung auf den

medialen Rand der Tuberositas tibiae ziehend. Sodann subfasziale Präparation nach medial und medial parapatellare Arthrotomie. Nach distaler Präparation der Gelenkkapsel und Darstellen des Tibiakopfs Schnitterweiterung nach proximal mittig der Quadrizepssehne. Anschließend subtotale Resektion des Hoffa-Fettkörpers, des vorderen Kreuzbands und der Meniskusreste, ggf. Synovektomie. Über Zusatzinzisionen Einbringen der selbstbohrenden und -schneidenden bikortikalen 4,5-mm-Kortikalisschrauben der Infrarotreflektoren am distalen Femur (roter Reflektorkopf) und an der proximalen Tibia (blauer Reflektorkopf) im Winkel von ca. 45° zur Sagittalebene von medial. Der Abstand zur Gelenklinie sollte jeweils ca. 8 cm betragen, um nachfolgend nicht mit dem Femurschild bzw. dem Distraktor zu kollidieren. Am aufgestellten Kniegelenk, zweckmäßigerweise mit evertierter Patella, wird dann die Lage des anatomischen Kniegelenks distal in der Trochlea mit dem Pointer (gelber Reflektorkopf) dokumentiert.

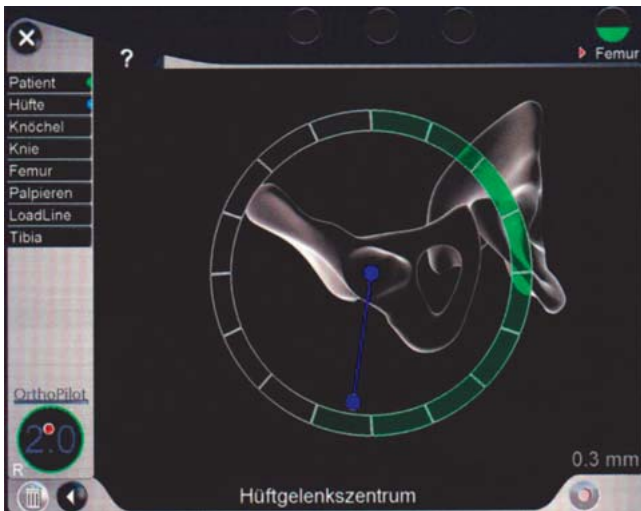
**Kinematische Bestimmung des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkzentrums**

Das Hüftkopffzentrum wird durch eine gleichmäßige kreisförmige Bewegung des Femurs erfasst (kinematische Hüftgelenkbestimmung; **Abb. 2**). Dabei ist sicherzustellen, dass das Becken des Patienten während der Aufnahme der Bewegungsdaten möglichst nicht bewegt wird. Die mechanische Femurachse wird mithilfe des femoralen Ausrichtblocks ohne Fußplatte erfasst. Hierzu werden der Ausrichtblock (möglichst ohne Slope) angelegt und die Femurgeelenklinie und der distale laterale Femurgeelenkwinkel bestimmt.

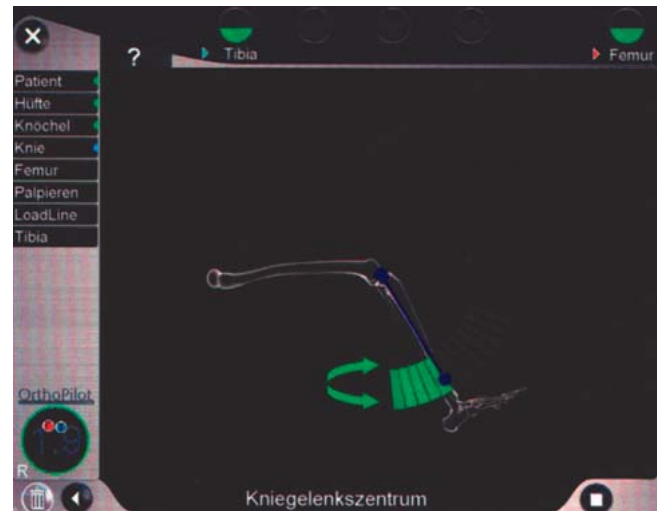
Die kinematischen Daten des Sprunggelenks zur Bestimmung des Sprunggelenkzentrums werden mit der Fußplatte erfasst. Der mobile Infrarotreflektor (gelb) und der tibiale Reflektor (blau) müssen während der erforderlichen Flexions-Extensions-Bewegung im Sprunggelenk jederzeit überlagerungsfrei von der Infrarotkamera erkannt werden.

Es schließt sich die kinematische Bestimmung des Kniegelenkzentrums (**Abb. 3**) an, indem zunächst im 90° gebeugten Kniegelenk die Rotation der Tibia gegen das Femur und dann die allmähliche Bewegung in Streckung erfasst wird.

In den nächsten Schritten werden die nachfolgenden anatomischen Landmar-



**Abb. 2** Kinematische Hüftgelenkbestimmung [1]. Bei der Bestimmung des Hüftkopfzentrums wird das Femur so bewegt, dass sich der blaue Punkt über die im Kreis angeordneten Felder bewegt. Dabei ist Sichtbarkeit des Infrarotreflektors am distalen Femur während des gesamten Bewegungsablaufs erforderlich. Zudem sind jegliche Beckenbewegungen sowie Hüftbeugewinkel  $> 45^\circ$  zu vermeiden.



**Abb. 3** Kinematische Kniegelenkbestimmung [1]. Das Zentrum des Kniegelenks wird bestimmt, indem das Verhältnis des Infrarotsenders am Femur im Verhältnis zum Sender an der Tibia verfolgt wird. Zunächst sollte bei einer Kniebeugung von  $90^\circ$  die Tibiarotation erfasst werden; sodann wird das Knie aus der Beuge- in die Streckstellung gebracht. Die Messdaten werden automatisch vom Orthopilot® erfasst.

ken mit der Pointerspitze berührt und vom Orthopilot® erkannt:

- mediales und laterales Tibiaplateau (in der Regel in Höhe der Gelenklinie am Anstieg zum Kreuzbandhöcker),
- Zentrum des Kreuzbandhöckers,
- Mitte des dorsalen medialen und dorsalen lateralen Femurkondylus (Bestimmung der dorsalen Kondylenlinie),
- Kortikalis am anterolateralen Endpunkt des vorderen Femurschids,
- Innen- und Außenknöchel und
- vorderer Sprunggelenkspunkt (Palpationspunkt liegt auf der Verlängerung der Tibiamittelachse unmittelbar zum Sprunggelenkszentrum, d.h. dieser Palpationspunkt entspricht nicht dem Mittelpunkt zwischen den beiden Malleoli).

Anschließend wird vom Orthopilot® die mechanische Beinachse dargestellt. Der Operateur hat nun die Möglichkeit, die Beinachse bzw. die Achsenfehler über den gesamten Flexionsbogen während des Durchbewegens des Kniegelenks zu analysieren und somit die Einmessung klinisch zu validieren (**Abb. 4**).

#### Knochenresektionen

Es schließt sich die Ausrichtung des Tibiasägeblocks an. Dieser wird mit dem aufgesetzten mobilen Reflektor (gelb) so positioniert, dass die Varus-/Valgusausrichtung als auch die Anterior-/Poste-

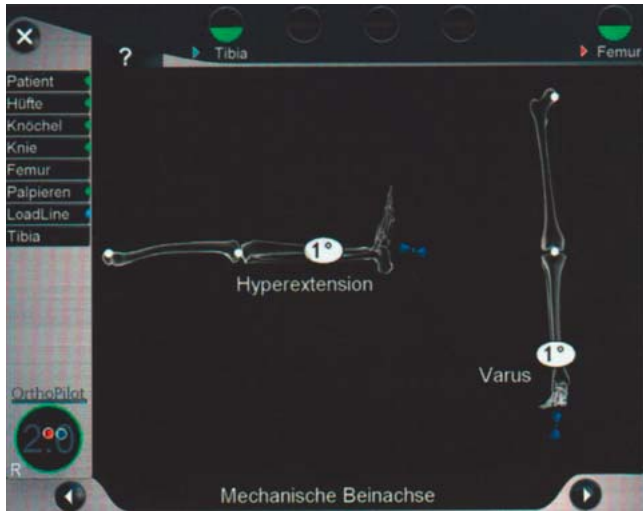
rior-Slope-Ausrichtung  $0^\circ$  betragen. Die Resektionshöhe wird normalerweise 1–2 mm unterhalb des tiefsten Punktes der stärker beschädigten Seite eingestellt (Cave: Valgusgonarthrose). Zur Resektion werden Hohmann-Reaktoren zum Schutz der Seitenbänder und des hinteren Kreuzbands eingesetzt und die Infrarotreflektoren abgenommen bzw. mit ausgezogenen Kompressen bedeckt. Nach Entnahme des Resektats wird die Tibiaresektion mit der Kontrollplatte überprüft und ggf. nachreseziert.

Nun erfolgt die Erfassung der distalen und posterioren Kondylen mithilfe des femoralen Ausrichtblocks mit Fußplatte. Der 4-Punkt-Kontakt am distalen Femur wird mit einer Slope-Ausrichtung von  $0^\circ$  bestätigt. Der Orthopilot® zeigt jetzt bereits einen Vorschlag für die femorale Implantatgröße an. Mit dem Pointer wird der ventrale Kortikalispunkt optimiert, indem an der ventralen lateralen Femurkortikalis langsam auf- und abgefahren wird, bis die beiden angezeigten Zahlen (sagittale und frontale Implantatgröße) nahezu gleiche Werte anzeigen.

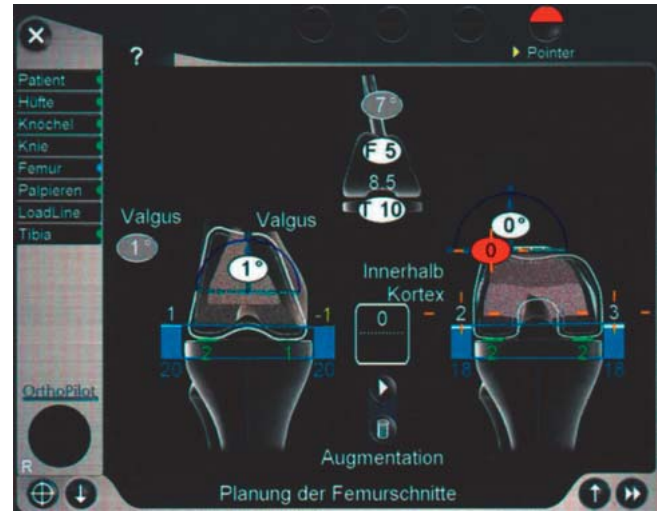
Im nächsten Operationsschritt werden die Osteophyten entfernt, damit bei der Messung des Streck- und Beugespalts die Kapsel- und Bandspannung nicht durch Osteophyten beeinflusst wird. Sodann wird das Kniegelenk in voller Streckung mit dem Distraktor und der Sprezzange medial und lateral mit glei-

chem Kraftaufwand distrahiert. Die ermittelten Werte werden gespeichert, der Distraktor entfernt und das Knie  $90^\circ$  aufgestellt und der Distractionsvorgang zur Ermittlung der Bandspannung in Beugstellung wiederholt. Sind die Spalte zu klein, um das tibiale Implantat samt 10-mm-PE-Inlay aufzunehmen, kann erforderlichenfalls tibial nachreseziert werden. Ebenso können bei kapsuloligamentären Dysbalancen die jeweilig kontrakten Strukturen in Streckung und Beugung identifiziert und schrittweise gelöst [28] und anschließend die Bandspannung in Streckung und Beugung erneut bestimmt werden. So können vor der femoralen Resektion weichteilbedingte Deformitäten in Abhängigkeit von der gemessenen Achsabweichung durch ein schrittweises Weichteilrelease behoben werden.

Im nächsten Programmpunkt erfolgt die virtuelle Planung der Femurresektion (**Abb. 5**). Dabei ist durch die Anpassung der Implantatgröße, der Inlaydicke und der Außenrotationsstellung der Femurkomponente der Streck- und Beugespalt zu balancieren. Anschließend wird der mit dem mobilen Reflektor (gelb) sichtbare Schneideblock für die distale Femurresektion angelegt und in der exakt gewünschten Resektionshöhe fixiert. Der Sägeschnitt wird nach Einsetzen von Retraktoren und einer Schutzplatte für die Tibia durchgeführt. Die Resektion wird mit dem Ausrichtblock ohne Fuß-



**Abb. 4** Mechanische Beinachse [1]. Die registrierten Achsverhältnisse werden in koronarer und sagittaler Darstellung angezeigt. Die Anzeige erfolgt dynamisch unter Berechnung der momentanen Achsverhältnisse zwischen mechanischer Tibiaachse und mechanischer Femurachse zueinander. Damit ermöglicht das System eine dynamische Goniometrie des Kniegelenks unter Angabe der jeweiligen Achsabweichung. Dieser Schritt kann sowohl zur Plausibilitätskontrolle der Achsfehlstellung sowie zur Beurteilung der Bandsituation unter Aufbringen von Varus- und Valgusstress dienen.



**Abb. 5** Planung der Femurschnitte [1]. Das Ziel der virtuellen Planung der Femurresektion ist ein ausbalancierter Streck- und Beugespalt. Diese Optimierung ist durch Anpassung der Implantatgröße, der Inlaydicke und durch die Wahl der Außenrotation der Femurkomponente (normalerweise zwischen 0–3°) und durch Vermeidung des Unter- oder Überschneidens der ventralen Kortikalis zu erzielen. Ist die gewünschte Einstellung erreicht, wird mit dem virtuellen Zeiger die weiße Pfeilspitze auf dem Bildschirm angesteuert und die Planung bestätigt.

platte überprüft. Sodann wird der Ausrichtblock in der geplanten Außenrotationsposition angelegt und die für die gewählte Implantatgröße (S = Femurgröße 2 und 3; M = Femurgröße 4–6; L = 7 und 8) erforderlichen Bohrungen mit dem 3,2-mm-Schraubenstift gesetzt. In diesen Bohrungen wird zur Vervollständigung der Femurresektion die 4-in-1-Sägeschablone eingeschlagen und mittels Schraubenstiften mit Kopf fixiert. Vor der Resektion werden die auszuführenden Knochenschnitte nochmals mit der Schnitttiefenlehre (v.a. anterior) geprüft. Nach dem Sägevorgang werden die Resektate sowie Meniskusreste und freie Gelenkkörper im dorsalen Gelenkspalt entfernt und ggf. Osteophyten am distalen dorsalen Femur abgetragen. Abschließend werden die Probeimplantate eingesetzt und vom Orthopilot® automatisch nochmals die Achsverhältnisse angezeigt. Der Operateur hat hierbei nochmals die Möglichkeit, die erzielten Achsverhältnisse in Extension und Flexion sowie die jeweilige Bandspannung medial und lateral zu prüfen.

Die restlichen Operationsschritte (Bohrung der Femurverankerungszapfen, Präparation der Tibia, definitive Implantation der Endprothesenkomponenten, ggf. Patellapräparation, Wundverschluss) entsprechen der konventionellen Operationstechnik.

Die jeweils individuelle Anatomie wird bei der Navigation zunächst erfasst und bei der Knochenreaktion und dem Weichteilbalancing entsprechend berücksichtigt.

### Bisherige Ergebnisse der navigierten KTP-Implantation

Der Einfluss der Achsausrichtung auf die Funktion und die Standzeit von Knieendoprothesen wurde mehrfach in der Literatur beschrieben. Novak et al. konnten unter Zugrundelegung von Metaanalysen berechnen, dass das Revisionsrisiko einer KTP innerhalb von 15 Jahren bei 4,7% liegt, wenn die Prothese innerhalb der sicheren Zone (postoperative Beinachse  $\pm 3^\circ$ -Abweichung von der  $0^\circ$ -Achse) implantiert wurde. Weicht die Beinachse postoperativ von diesem Zielkorridor ab, so steigt das Revisionsrisiko auf 54% an [21]. In einer Metaanalyse von 13 Studien wurden insgesamt 1784 KTP-Implantationen im Hinblick auf die postoperative Beinachse untersucht. Im konventionellen Kollektiv konnten die Knieendoprothesen in 75,6% (684/865) und im navigierten Kollektiv in 93,9% (863/919) signifikant häufiger innerhalb der sicheren Zone implantiert werden [2]. Zum jetzigen Zeitpunkt stehen jedoch Langzeitstudien, die zeigen, ob die navigationsbedingt exaktere Ausrichtung der Prothesen mit verminderter Lockerungsraten und verbesserter Langzeitfunktion einhergeht, noch aus.

### Kostenanalyse der navigierten KTP-Implantation

Die Höhe der finanziellen Mehrbelastung durch die computerassistierte Navigation hängt hauptsächlich vom jährlichen Operationsvolumen und der verlängerten Operationszeit (durchschnittlich 14 min/Operation [8]) ab. Im Vergleich zur konventionellen Implantation müssen die Anschaffungs- und Betriebskosten eines Navigationsgeräts inkl. navigationsspezifischer Instrumente und Software, die Kosten für Wartung und Software-Updates sowie der navigationsspezifischen Verbrauchsmaterialien (z.B. passive Infrarotsensoren) berücksichtigt werden. Bei 100 navigierten KTP-Implantationen/Jahr und einer Abschreibung der Investitionskosten über 10 Jahre betragen die Zusatzkosten je nach Navigationssystem 300–395 €/Operation [8]. Aus ökonomischen Gesichtspunkten ist daher eine Mindestanzahl von 50 navigierten KTP-Implantationen/Jahr sinnvoll [8]. In vielen Einrichtungen werden die Navigationsgeräte nicht ausschließlich für die KTP-Implantation, sondern auch bei anderen orthopädisch-unfallchirurgischen Eingriffen (z.B. hohe Tibiakopfumstellungsosteotomie) eingesetzt. Dazu sind zwar gesonderte Softwarepakete erforderlich, die Anschaffungskosten für das System verteilen sich jedoch auf ein höheres Operationsvolumen und reduzieren so die Kosten pro Operation.



**Abb. 6a bis f** Fallbeispiel: Die heute 58-jährige Patientin hatte sich im Alter von 22 Jahren im Rahmen einer komplexen Kniegelenksbinnenschädigung u. a. eine vordere Kreuzbandruptur (VKB) zugezogen. Die VKB-Ruptur war damals mit einer VKB-Ersatzplastik versorgt worden. Bei verbliebener ligamentärer Insuffizienz hatte sich eine posttraumatische Gonarthrose mit varischer Beinachse entwickelt. Die Ganzbeinaufnahme (a) sowie die Röntgenuntersuchung des Kniegelenks (b a.-p.; c seitlich) zeigen die Gonarthrose mit posteromedialer Defektsituation des Tibiaplateaus. Intraoperativ konnte aufgrund der Restinstabilität keine Oberflächenersatzprothese implantiert werden. Somit war die computerassistierte navigierte Implantation einer achsgeführten Knie totalendoprothese (Aesculap EnduRo Revisionsystem) erfolgt. Intraoperativ fand sich eine Beweglichkeit von 0–0–120° für Extension/Flexion. Die postoperative Röntgenkontrolle zeigt eine gerade Beinachse (d) sowie eine regelrecht rekonstruierte Gelenklinie (e, f).

### Aktueller Stellenwert der navigierten KTP-Implantation

Derzeit werden in Deutschland etwa 29% der primären KTP-Implantationen, 4% der Schlittenprothesenimplantationen und 7% der Wechseloperationen computerassistiert navigiert durchgeführt [23]. Im Rahmen einer aktuellen Umfrage an 194 orthopädischen und unfallchirurgischen Kliniken in Deutschland wurde die navigationsunterstützte Operationstechnik von 65% der Kliniken als sinnvoll betrachtet und 77% sahen eine höhere Präzision durch die Navigation in der Knieendoprothetik als erwiesen an [23]. Im eigenen Vorgehen werden jede primäre KTP-Implantation und Revisionseingriffe (z. B. KTP-Wechseloperationen auf Aesculap EnduRo Revisionsystem) zunehmend navigiert implantiert (Abb. 6 Fallbeispiel).

### Schlussfolgerung

Neben einer Optimierung der Komponentenposition und einer exakten Ausrichtung der Beinachse ermöglichen die modernen Navigationssysteme eine differenzierte Messung der Bandspannung in Streckung und Beugung. Somit ist es dem Operateur möglich, weichteilbedingte Deformitäten in Abhängigkeit von der gemessenen Achsabweichung durch ein schrittweises Weichteilrelease zu beheben. Vom Einsatz der Navigation profitieren insbesondere Patienten mit ausgeprägten Achsabweichungen, unfallbedingten Knochendeformitäten oder posttraumatischen Instabilitäten bzw. Kontrakturen der Gelenkkapsel und des Bandapparats. Die Navigation besitzt in Deutschland sowohl in der primären Knieendoprothetik als auch zunehmend in der Revisionsendoprothetik einen hohen Stellenwert. Langzeitstudien werden zeigen, ob die navigationsbedingt exaktere Ausrichtung der Prothesensysteme mit verminderten Lockerungsraten

und verbesserten Langzeitfunktionen einhergehen.

### Literatur

- <sup>1</sup> Aesculap. Aesculap Orthopaedics OrthoPilot. KneeSuite-TKR (Operationsanleitung). Im Internet: <http://www.bbaur.de/cps/rde/xchg/bbraun-de/hs.xml/knieendoprothetik.html>
- <sup>2</sup> Bathis H, Shafizadeh S, Paffrath T et al. [Are computer assisted total knee replacements more accurately placed? A meta-analysis of comparative studies]. *Orthopade* 2006; 35: 1056–1065
- <sup>3</sup> Bertsch C, Holz U, Konrad G et al. [Early clinical outcome after navigated total knee arthroplasty. Comparison with conventional implantation in TKA: a controlled and prospective analysis]. *Orthopade* 2007; 36: 739–745
- <sup>4</sup> Bonutti PM, Dethmers D, Ulrich SD et al. Computer navigation-assisted versus minimally invasive TKA: benefits and drawbacks. *Clin Orthop Relat Res* 2008; 466: 2756–2762
- <sup>5</sup> Bottros J, Gad B, Krebs V, Barsoum WK. Gap balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 11–15
- <sup>6</sup> Brin YS, Nikolaou VS, Joseph L et al. Imageless computer assisted versus conventional total knee replacement. A Bayesian meta-analysis of 23 comparative studies. *Int Orthop* 2011; 35: 331–339
- <sup>7</sup> Callaghan JJ, Liu SS, Warth LC. Computer-assisted surgery: a wine before its time: in the affirmative. *J Arthroplasty* 2006; 21: 27–28
- <sup>8</sup> Cerha O, Kirschner S, Gunther KP et al. [Cost analysis for navigation in knee endoprosthetics]. *Orthopade* 2009; 38: 1235–1240
- <sup>9</sup> Fehring TK, Mason JB, Moskal J et al. When computer-assisted knee replacement is the best alternative. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 452: 132–136
- <sup>10</sup> Fehring TK, Odum S, Griffin WL et al. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 392: 315–318
- <sup>11</sup> Haaker RG, Stockheim M, Kamp M et al. Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 433: 152–159
- <sup>12</sup> Jenny JY, Miehle RK, Giurea A. Learning curve in navigated total knee replacement. A multi-centre study comparing experienced and beginner centres. *Knee* 2008; 15: 80–84
- <sup>13</sup> Jojima H, Whiteside LA, Ogata K. Effect of tibial slope or posterior cruciate ligament release on knee kinematics. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 426: 194–198
- <sup>14</sup> Kalairajah Y, Simpson D, Cossey AJ et al. Blood loss after total knee replacement: effects of computer-assisted surgery. *J Bone Joint Surg [Br]* 2005; 87: 1480–1482
- <sup>15</sup> Kamat YD, Aurakzai KM, Adhikari AR et al. Does computer navigation in total knee arthroplasty improve patient outcome at mid-term follow-up? *Int Orthop* 2009; 33: 1567–1570
- <sup>16</sup> König DP, Michael JW, Eysel P et al. [Computer-assisted joint replacement surgery. Financial and clinical impact for a specialised orthopaedic hospital]. *Z Orthop Unfall* 2009; 147: 669–674
- <sup>17</sup> Laskin RS. Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995; 10: 657–660
- <sup>18</sup> Martin JW, Whiteside LA. The influence of joint line position on knee stability after condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1990; 259: 146–156
- <sup>19</sup> Meyer RP, Gächter A. *Kniechirurgie in der Praxis*. Berlin: Springer; 2002

- <sup>20</sup> Miyasaka KC, Ranawat CS, Mullaji A. 10- to 20-year followup of total knee arthroplasty for valgus deformities. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 345: 29–37
- <sup>21</sup> Novak EJ, Silverstein MD, Bozic KJ. The cost-effectiveness of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 2007; 89: 2389–2397
- <sup>22</sup> Ranawat CS, Flynn jr. WF, Saddler S et al. Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 286: 94–102
- <sup>23</sup> Rath B, Springorum HR, Beckmann J et al. [Importance of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty – results of a nationwide survey in Germany]. *Z Orthop Unfall* 2011; 149: 173–177
- <sup>24</sup> Ritter MA, Faris PM, Keating EM et al. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 299: 153–156
- <sup>25</sup> Robertsson O, Ranstam J, Lidgren L. Variation in outcome and ranking of hospitals: an analysis from the Swedish knee arthroplasty register. *Acta Orthop* 2006; 77: 487–493
- <sup>26</sup> Tingart M, Luring C, Bathis H et al. Computer-assisted total knee arthroplasty versus the conventional technique: how precise is navigation in clinical routine? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008; 16: 44–50
- <sup>27</sup> Weng YJ, Hsu RW, Hsu WH. Comparison of computer-assisted navigation and conventional instrumentation for bilateral total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2009; 24: 668–673
- <sup>28</sup> Whiteside LA. *Ligament Balancing. Weichteilmanagement in der Knieendoprothetik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 2004

**Priv.-Doz. Dr. med. Björn Gunnar Ochs**  
 Oberarzt Sektion Endoprothetik  
**Priv.-Doz. Dr. med. Christian Bahrs**  
 Oberarzt Sektion Septische Chirurgie  
**Prof. Dr. med. Ulrich Stöckle**  
 Ärztlicher Direktor  
**Dr. med. Peter Marten de Zwart**  
 Leitender Arzt Sektion Endoprothetik

Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik  
 Klinik für Unfall- und  
 Wiederherstellungschirurgie an der  
 Eberhard-Karls-Universität Tübingen  
 Schnarrenbergstraße 95  
 72076 Tübingen

gochs@bgu-tuebingen.de