

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

Weichteilorientierte Implantation medialer Schlittenprothesen unter Verwendung  
eines Bandspanners: Verbesserung der Ergebnisse durch Navigation?

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Holger J. Hoffmann

aus

Würzburg

Jahr

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Peter Müller
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Marcus Schmitt-Sody
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Patrick Weber
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr.h.c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	06.02.2014

## A) Einleitung

1. Die Gonarthrose – von der Krankheit zur operativen Therapie.....	- 3 -
2. Geschichtlicher Hintergrund der unikondylären Prothesen.....	- 6 -
3. Aktuelle Konzepte der unikondylären Prothesen.....	- 9 -
4. Die weichteilorientierte Operationstechnik.....	- 11 -
5. Zielsetzung der Studie.....	- 12 -

## B) Material und Methoden

1. Funktion des kalibrierten Ligamentspanners.....	- 13 -
2. Die Mathys BalanSys® UNI Schlittenprothese.....	- 13 -
3. Operationstechnik.....	- 16 -
4. Implantation mit Navigationssystem.....	- 22 -
5. Datenerhebung.....	- 22 -
6. Patientenkollektiv.....	- 33 -

7. Datenauswertung ..... - 35 -

C) Ergebnisse

1. Studie Ligamentspanner..... - 38 -

1.1 Nachuntersuchungszeitraum ..... - 38 -

1.2 Demographische Daten ..... - 38 -

1.3 Operationsspezifische Daten ..... - 38 -

1.4 Radiologische Auswertung der Lysesäume ..... - 41 -

1.5 Schmerzempfinden und Patientenzufriedenheit ..... - 41 -

1.6 Knee Score ..... - 41 -

1.7 Function Score ..... - 46 -

1.8 Total Knee Score ..... - 46 -

1.9 Maximale aktive und passive Kniebeugefähigkeit ..... - 47 -

2. Vergleichsstudie navigiert / konventionell ..... - 49 -

2.1 Nachuntersuchungszeitraum ..... - 49 -

2.2 Patientenkollektiv.....	- 49 -
2.3 Auswertung der Kniewinkel bei Prothesenimplantation .....	- 49 -
3. Komplikationen .....	- 49 -
D) Diskussion	
1. Zur Zielsetzung der Studie.....	- 55 -
2. Allgemeines zum Patientenkollektiv und den beiden Studiengruppen.....	- 55 -
3. Dokumentation der Vorspannung mit dem Ligamentspanner .....	- 56 -
4. Größenverteilung der Implantatkomponenten .....	- 57 -
5. Datenerfassung und Auswertung .....	- 57 -
6. Schmerzempfinden und Patientenzufriedenheit .....	- 58 -
7. Komplikationen .....	- 59 -
8. Ergebnisse der Weichteilorientierten-Operationstechnik Studie .....	- 60 -
9. Ergebnisse der Vergleichsstudie navigiert/konventionell .....	- 63 -
10. Schlußfolgerung .....	- 63 -

11. Zusammenfassung .....	- 63 -
E) Literaturverzeichnis .....	- A -
F) Tabellenverzeichnis.....	- I -
G) Abbildungsverzeichnis .....	- II -
H) Verzeichnis der Diagramme.....	- V -
I) Danksagung .....	- VI -

## EINLEITUNG

### 1. DIE GONARTHROSE – VON DER KRANKHEIT ZUR OPERATIVEN THERAPIE

Die Gonarthrose ist eine der häufigsten Gelenkerkrankungen des fortgeschrittenen Lebensalters mit einer Prävalenz von bis zu 45%. Etwa 25% der über 55-jährigen Patienten berichten über Knieschmerzen an mehreren Tagen im Monat. Hierbei zeigen sich bei etwa der Hälfte der betroffenen Personen radiologische Zeichen einer Gonarthrose. Die Inzidenz steigt mit dem Alter an, und ist bei Frauen höher als bei Männern. Ursachen für das Auftreten einer Gonarthrose können vielfältig sein, vor allem höheres Lebensalter sowie ein erhöhter BMI (>32) scheinen das Risiko zu erhöhen [25, 27, 59].

Die hohe Inzidenz der symptomatischen Gonarthrose zeigt die Wichtigkeit einer adäquaten Behandlung. Die konservative Behandlung der Gonarthrose ist insgesamt nur begrenzt erfolgreich und führt häufig nur zu einer vorübergehenden Schmerzlinderung beim Patienten und nicht zu einer Heilung. Sind alle konservativen Therapiemaßnahmen erschöpft, ist eine operative gelenkerhaltende Maßnahme oder eine endoprothetische Versorgung indiziert.

Das etablierte operative Verfahren ist hierbei die Implantation einer Totalendoprothese mit oder ohne retropatellarem Ersatz. Dieses wird mittlerweile in Deutschland etwa 140.000 mal pro Jahr durchgeführt [13].

In der anatomischen Betrachtung des Kniegelenks lässt sich dieses in drei Kompartimente einteilen: das mediale und das laterale femorotibiale, sowie das femoropatellare Kompartiment. Man spricht daher, abhängig vom Schädigungsgrad, von einer uni-, bi-, oder trikompartimentellen Gonarthrose.

Ist die Gonarthrose nur auf ein Kompartiment begrenzt, wie sie häufig auch schon beim jüngeren Patienten bei der posttraumatischen Gonarthrose sowie bei Arthrosen nach partieller oder totaler Meniskektomie auftritt, kann eine hohe tibiale oder femorale Umstellungsosteotomie durchgeführt, oder eine unikompartimentelle Schlittenprothese implantiert werden. Die Indikation zur Schlittenprothese wird vor allem beim jungen Patienten kontrovers diskutiert [67, 70].

Die Umstellungsosteotomie hingegen gilt vor allem beim jüngeren Patienten unter 60 Jahren mit intakten Kniegelenksbändern und einer überwiegend unikompartimentellen femorotibialen Gonarthrose als die ideale operative Versorgung. Hierbei sind durch verschiedene Osteotomiearten Korrekturen in frontaler, sagittaler und transversaler Ebene möglich. Je nach Befund kann eine mediale oder laterale additive bzw. subtraktive Osteotomie gewählt werden [48].

Die typische Indikation für eine unikompartimentelle Schlittenprothese ist die Gonarthrose des medialen femorotibialen Kompartiments beim über 60-jährigen Patienten. Bei der Indikationsstellung spielen vor allem das biologische Alter und der Aktivitätsgrad des Patienten eine wichtige Rolle. Auch bei der lateralen Gonarthrose

ist die Implantation einer Schlittenprothese möglich, hier werden Überlebensraten von über 90% nach 10 Jahren beschrieben [5]. Das Vorliegen einer asymptomatischen Retropatellararthrose ist hierbei keine Kontraindikation für die Implantation einer Schlittenprothese [38].

Die obere Altersgrenze für den unikompartimentellen Gelenkersatz wird zunehmend auch bis hin zu 80-jährigen ausgeweitet, mit überwiegend guten Ergebnissen [76]. Insgesamt hat in den letzten Jahren die Implantationshäufigkeit bei den verschiedenen unikompartimentellen Schlittenprothesen zugenommen und moderne OP-Techniken wie bildfreie Navigation und Robotik wurden für diese Prothesen entwickelt oder angepasst [18, 49, 68]. Die mediale unikompartimentelle Kniegelenksendoprothetik ist inzwischen ein Standardverfahren in vielen orthopädischen und unfallchirurgischen Abteilungen, und wird bei entsprechendem Befund als Alternative zur Kniegelenktotalendoprothese bei unikompartimenteller Arthrose eingesetzt [3, 73]. Auch in Hinblick auf eine kosteneffiziente Versorgung bietet die unikondyläre Schlittenprothese Vorteile: die Verweildauer postoperativ ist in der Regel kürzer als bei einem totalen Kniegelenkersatz, die Rehabilitation gelingt zumeist schneller und kann im ambulanten Umfeld erfolgen, die Lebensqualität wird somit angehoben [53]. Letzteres reduziert krankheitsassoziierte Folgekosten im Vergleich zur Kniegelenktotalendoprothese [78].

Bezüglich der Rehabilitation zeigt sich nach Implantation einer unikondylären Schlittenprothese in der Regel ein normales Gangbild mit deutlicher Verbesserung von Schrittgeschwindigkeit und Schrittlänge postoperativ [84].

Die heutigen Schlittenprothesen bauen im Design auf ihre Vorgänger auf und unterscheiden sich im Wesentlichen durch die Gestaltung des Polyäthyleninlays, welches entweder fest mit dem Tibiahalbplateau verbunden ist (fixed bearing) oder als bewegliches Teil zwischen tibialer und femoraler Komponente liegt (mobile bearing). Die Verankerung der Prothese erfolgt im Allgemeinen mit Knochenzement, ein minimalinvasives Instrumentarium ist für die meisten Prothesentypen verfügbar oder sogar alleinig vorgesehen. Als Verankerungshilfen sind die Prothesenteile überwiegend mit Verankerungstiften oder -finten ausgestattet, oder einer Kombination aus beidem. Für die navigierte Operationstechnik gibt es je nach Prothesentyp spezifische oder entsprechend angepasste Systeme.

## 2. GESCHICHTLICHER HINTERGRUND DER UNIKONDYLÄREN PROTHESEN

Die ersten Versuche einer Kniegelenksendoprothetik gehen auf den Berliner Chirurgen Themistokles Gluck im Jahr 1890 zurück. Das damalige Implantat war ein aus Elfenbein gefertigtes Scharniergelenk, die Verankerung erfolgte mittels vernickelter Schrauben und einem Gips-Kolophoniumkitt (Abb.1). Die Indikation für den Eingriff war eine Gelenktuberkulose, womit sich unter anderem auch die

schlechten Ergebnisse dieser ersten Prothesenimplantationen erklären lassen. Gluck kann somit als Pionier der Endoprothetik und als Erfinder des Knochenzementes gesehen werden [31, 85].

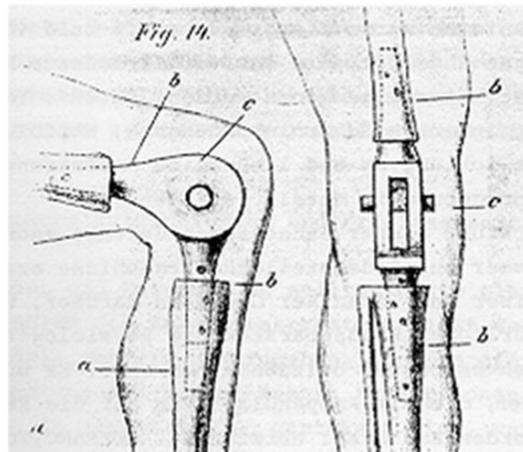


Abb.1: Zeichnung aus der Erstbeschreibung der Kniegelenksendoprothese

(T. Gluck, Berliner Klinische Wochenschrift. Band 27, 1890)

Die unikondylären Schlittenprothesen wurden zur Behandlung der monokompartimentellen medialen oder lateralen Arthrose geschaffen. 1952 beschrieb McKeever und Alliot eine unikondyläre Tibiaplateauprothese aus Metall mit tibialer Verankerungsnut. 1954 entwickelte McIntosh aus Toronto ein Implantat aus Vitallium, das in verschiedenen Stärken zur Verfügung stand. Auch hier erfolgte lediglich ein Ersatz des tibialen Defektes. Problematisch war vor allem die Luxationstendenz des Implantats. Gunston stellte 1968 eine Zweikomponenten-Schlittenprothese (Metall – Kunststoff), das Polycentric Knee, vor [35]. Bei dieser nach dem low-friction-Prinzip arbeitenden Prothese wurde im Bereich der

Femurkondylen eine halbkreisförmige Metallscheibe implantiert, die sich in einem entsprechend gemuldeten tibialen Polyäthylenblock bewegte. Kreuz- wie Kollateralbänder blieben bei dieser Technik erhalten, die Verankerung erfolgte mittels Knochenzement. Die Resultate waren jedoch unbefriedigend [36].

Das Prinzip der Schienenführung wurde durch die Weiterentwicklung von Engelbrecht 1969 verlassen [24]. Er entwickelte einen Metallschlitten, der im Bereich des Femurkondylus implantiert wurde und einen punktuellen Kontakt auf einem tibialen Polyäthylenblock aufwies. Hierbei handelte es sich um ein Modell mit drei Freiheitsgraden ohne Zwangsführung und mit minimalem Formschluss der Kontaktflächen. Da die tibiale Komponente nur in einer Größe und Stärke zur Verfügung stand, musste tibial oft eine ausgedehnte Knochenresektion erfolgen, was in der Folge zu einer Häufung von Stressfrakturen führte.

Diese Schwäche des ersten Modells dieser sogenannten St. Georgs-Prothese wurde durch eine Weiterentwicklung von Marmor im Jahre 1972 zum Teil ausgeglichen [10, 56]. Er entwarf ein modulares System mit echtem polyzentrischem Design und unterschiedlichen tibialen Implantaten. Hier ergaben sich materialbedingt vor allem Probleme bei den dünneren tibialen Implantaten.

In den folgenden Jahren erfolgte eine konstante Weiterentwicklung der St.-Georg- und der Marmor-Prothese mit Verbesserung der Prothesenstandzeit und Vereinfachung der Implantation [6, 24, 41, 50].

### 3. AKTUELLE KONZEPTE DER UNIKONDYLÄREN PROTHESEN

Zurzeit existiert eine Vielzahl unterschiedlicher, unikondylärer Prothesenmodelle auf dem Markt. Dabei entspricht die femorale Gleitfläche, mit einigen Ausnahmen, einer idealisierten Kondylenform. Unterschiede zeigen sich bei den Verankerungselementen am Femurteil, der Form der Tibiagleitfläche (plan oder konvex) und der Verankerungstechnik der Gelenkflächenkomponenten (zementiert in Inlay- oder Onlaytechnik, bzw. unzementiert). Weitere Unterschiede bestehen in der Ausführung des Tibiaplateaus, entweder als „all-poly“, entsprechend einem komplett aus Polyäthylen gefertigten Tibiaimplantat oder als „metal-backed“ mit einer zusätzlichen metallischen Trägerplatte. Unterschiede in den operativen Zugangswegen sind bedingt durch eine konventionelle oder minimal-invasive Einbringung der Prothese, eventuell noch mit zusätzlicher Instrumentation für die Navigation. Die metal-backed-Implantate benötigen tibialseitig regelhaft für eine sichere Verankerung eine oder mehrere Finnen und/oder Zapfen, während reine Polyäthylenkomponenten in der sogenannten Onlay-Technik tibial aufzementiert werden. Bezüglich des verwendeten Materials waren die größten Entwicklungsschritte im Bereich Herstellung, Verarbeitung und Sterilisation des Polyäthylens zu verzeichnen [32, 35, 41, 43, 77, 80, 86].

Einen Vorteil bezüglich Haltbarkeit und Verbesserung der Kinematik verspricht man sich von den sog. „mobile bearing“ oder auch meniskalen unikondylären Schlittenprothesen, bei denen zwischen tibialer und femoraler Komponente ein

bewegliches PE-Inlay eingebracht wird. Während einerseits eine verbesserte Beweglichkeit postoperativ beschrieben wird, sind die Prothesenstandzeit sowie die Komplikationsrate allenfalls ebenbürtig den Prothesen mit fixem PE-Inlay. Zusätzlich kommt die Komplikationsmöglichkeit der PE-Luxation hinzu, deren Häufigkeit je nach Studie schwankt [14, 29, 46, 50, 51].

Der unikondyläre Kniegelenkersatz hat gegenüber dem bikondylären Ersatz den Vorteil, dass sich die Patienten schneller erholen [72], die postoperativen Scores in der Regel besser sind [53], und dass die Patienten früher zu ihrem gewohnten Aktivitätsniveau zurückfinden [28]. In einer aktuellen Studie zeigt sich beispielsweise für die Oxford Phase 3 Prothese bei einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 24 Monaten ein postoperativer Knee Score von 97,5 und ein Function Score von 92,1 [65].

Diese Vorteile sind in erster Linie der minimal-invasiven Operationstechnik, ohne Notwendigkeit des Evertierens der Patella, zu verdanken [58]. Der Nachteil dieser anspruchsvolleren Operationstechnik ist die schlechtere Übersicht intraoperativ. In diesem Zusammenhang wurden auch erhöhte Revisionsraten beschrieben [81]. Neben den technischen Verbesserungen wirkt sich deshalb die Routine des Operateurs entscheidend auf das Ergebnis aus [75].

Die exakte Implantatpositionierung ist ein wichtiger Faktor für eine lange Standzeit der unikondylären Knieendoprothese, ebenso wie die korrekte Ausrichtung der

Beinachse [16, 40, 54]. Die zur Verfügung stehenden Instrumentarien tragen dem jedoch nicht immer Rechnung, und so liegt die Genauigkeit der Implantation oft zu großen Teilen in der Hand des Operateurs. Bei einer freihändigen Implantation ohne jegliche Positionierungshilfen werden bis zu 30% inakkurate Positionierungen berichtet [79]. Die intramedulläre femorale Ausrichtung führt zu einer Verbesserung der Ergebnisse, ohne jedoch eine reproduzierbare korrekte Implantation zu garantieren [4, 44].

#### 4. DIE WEICHTEILORIENTIERTE OPERATIONSTECHNIK

Die verwendeten Operationstechniken wurden kontinuierlich verbessert. Ein Ansatz ist die weichteilorientierte Operationstechnik unter Verwendung eines Ligamentspanners, um die Implantationstechnik unter Einhaltung der gewünschten Bandspannung im Kniegelenk zu standardisieren. Die Idee der weichteilorientierten Implantation und Erhaltung der physiologischen Kinematik des Kniegelenkes ist hierbei nichts Neues, insbesondere die wichtige Rolle des vorderen Kreuzbandes wurde mehrfach beschrieben [23, 26]. Auch die simultane Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bei der Implantation eines medialen Schlittens ist möglich [61]. Eine Wiederherstellung der normalen Kniekinematik ist hiermit im Gegensatz zur Knie totalendoprothese, bei der das vordere Kreuzband geopfert werden muss, möglich [66].

Eine Verbesserung der Implantationsgenauigkeit durch computergestützte Navigationssysteme wurde bereits mehrfach beschrieben, dennoch haben sich die Systeme bisher nicht auf breiter Basis durchsetzen können [2, 46]. In einem Vergleich sechs aktueller Studien bezüglich der Ausrichtung der Beinachse nach Implantation von Knie totalendoprothesen mit bzw. ohne Navigation zeigten sich für die navigiert operierten Fälle tendenziell bessere Ergebnisse. Die Fallzahlen reichten hierbei von 60 bis 240 Implantationen [55].

## 5. ZIELSETZUNG DER STUDIE

Ziel der Studie war es, festzustellen, ob eine weichteilorientierte Operationstechnik unter Verwendung eines kalibrierten Ligamentspanners eine sichere Implantation einer unikondylären „mobile bearing“-Prothese (balanSys® UNI der Firma Mathys AG, Bettlach, Schweiz) mit entsprechend guten klinischen Resultaten erlaubt. Als Maßstab soll hierfür ein gleichwertiges oder besseres Ergebnis zur etablierten unikondylären Oxford Schlittenprothese bezüglich des Knee Society Score (KSS) dienen. Patientenzufriedenheit und die Schmerzsymptomatik sollen sich in vergleichbarem Rahmen bewegen.

Nächstes Ziel der Arbeit war es, die Auswirkungen einer computernavigierten Implantationstechnik im Vergleich zu der konventionellen Operationstechnik

bezüglich der Beinachse sowie der a.p.- und lateralen Positionierung der Tibiakomponente zu evaluieren.

## MATERIAL UND METHODEN

### 1. FUNKTION DES KALIBRIERTEN LIGAMENTSPANNERS

Der kalibrierte Ligamentspanner ist integraler Bestandteil des balanSys® UNI Instrumentariums. Er ermöglicht die Erhaltung der physiologischen Bandspannung bei der Knochenresektion. Unterschiedliche PE-Inlay-Höhen können voreingestellt werden, um die jeweilige Bandspannung vor der Resektion zu simulieren (Abb.2a,b). Somit kann eine präzise Korrektur der Varusstellung im gewünschten Ausmaß vorgenommen werden. Der Flexions- und Extensionsspalt können exakt bestimmt werden, wodurch die chirurgische Genauigkeit entscheidend erhöht werden soll.

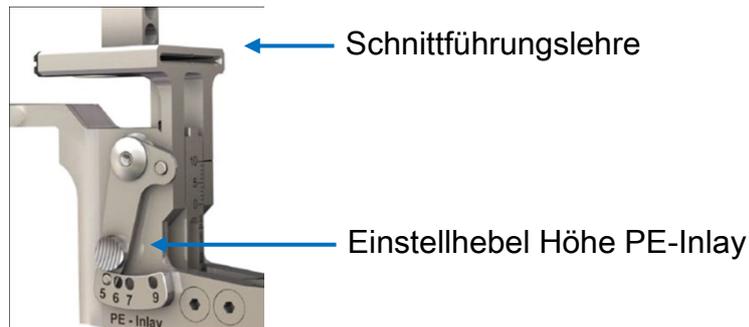


Abb.2a: Ligamentenspanner, Seitensicht mit PE-Einstellhebel und Schnittführung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

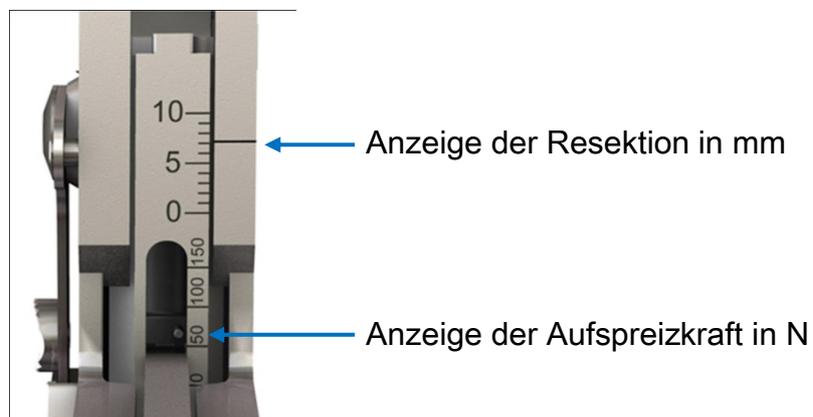


Abb.2b: Ligamentenspanner, hintere Ansicht mit Skala

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

## 2. DIE MATHYS BALANSYS® UNI SCHLITTENPROTHESE

Bei der balanSys® UNI Schlittenprothese (Firma Mathys AG, Bettlach, Schweiz) wurde bereits in der Entwicklung besonderes Augenmerk auf eine weichteilorientierte Implantationstechnik gerichtet. Bei diesem Prothesenmodell kann, wie im Abschnitt Operationstechnik beschrieben, die Bandspannung für das Kniegelenk sowohl in Extension als auch in Flexion eingestellt werden. Daraus ergibt sich die empfohlene

PE-Inlay Höhe. Da eine Versagenstendenz von unikondylären Schlittenprothesen mit relativ dünnem PE-Inlay beschrieben worden ist, wurde die Mindestdicke der verfügbaren PE-Inlays bereits in Hinblick auf dieses Problem entworfen [11, 74]. Diese balanSys® UNI Prothese gibt es sowohl in einer Ausführung für das mediale als auch für das laterale Kompartiment. Außerdem gibt es sowohl die Möglichkeit, ein bewegliches PE-Inlay (mobile-bearing), oder ein nicht bewegliches metal-backed PE-Inlay zu verwenden (fixed-bearing). Für beide Varianten sind Vor- und Nachteile beschrieben worden [14, 46, 51].

In beiden Studien kam das balanSys® UNI für den medialen Kniegelenksersatz mit einem mobile bearing zum Einsatz. Die femorale wie tibiale Komponente wurde jeweils einzementiert. Sowohl die femorale wie auch die tibiale Komponente können in verschiedenen Größen ausgewählt werden, die teilweise untereinander kombinierbar sind. Tibiales und femorales Implantat müssen also nicht dieselbe Größe aufweisen. Das tibiale Implantat liegt in 5 Größen vor, die von 1-5 durchnummeriert sind. Das femorale Implantat liegt ebenfalls in 5 Größen vor, als A-E bezeichnet. Das PE-Inlay liegt in 5 Größen, korrespondierend zur Größe der femoralen Komponente vor. Es gibt vier auswählbare Höhen für jede Größe des PE-Inlays: 5, 6, 7 und 9mm Höhe.

### 3. OPERATIONSTECHNIK

Wenn in den letzten 6 Monaten vor dem Eingriff keine Arthroskopie durchgeführt wurde, erfolgt diese in gleicher Narkose zur Beurteilung des kontralateralen Kompartiments und des Femoropatellargelenks. Eine asymptotische Chondromalazie im femoropatellaren Kompartiment wird nicht als Kontraindikation für einen unikompartimentellen Gelenkersatz angesehen [38]. Anhand der durchgeführten Röntgenaufnahmen wurde eine präoperative Größenplanung mittels prothesenspezifischer Schablonen durchgeführt und die Beinachse mit einem Goniometer auf der a.p.-Ganzbeinröntgenaufnahme bestimmt.

Liegen keine signifikanten Knorpel- oder Meniskusläsionen im lateralen Kompartiment vor, erfolgt ein anteromedialer Hautschnitt. Der Schnitt für den in minimalinvasiver Technik durchgeführten Eingriff beginnt 2 cm kranial der Patellaspitze und endet etwa 2 cm distal der Gelenkebene. Die Länge der Hautinzision beträgt abhängig von der Größe des Kniegelenks zwischen 5 und 10 cm. Nach proximal wird das mediale Retinaculum subkutan ca. 2-3 cm gespalten.

Wenn nötig wird der Hoffa'sche Fettkörper teilweise reseziert. Anschließend erfolgt die Resektion des kompletten Innenmeniskus mit Durchtrennung des Lig. meniscotibiale. Das mediale Kollateralband wird nicht, auch nicht teilweise, abgelöst.

Danach werden Osteophyten am medialen Femurkondylus entfernt. Falls vorhanden werden auch Osteophyten im Bereich der Fossa intercondylaris (Guillotine- oder Stalagmitosteophyt) abgetragen.

Nach Einstellen des Tibiakopfes mit zwei speziellen Hohmann-Hebeln (ein Hebel zwischen medialem Femurkondylus und hinterem Kreuzband, der zweite zwischen Tibiakopf und Innenband) erfolgt die sagittale Osteotomie medial des medialen Höckers der Eminentia intercondylaris mit der Stichsäge.

Danach wird die tibiale Referenz- und Sägelehre montiert, wobei diese entlang der Vorderkante der Tibia ausgerichtet wird. Ausgehend vom tiefsten Punkt des Knochendefektes an der medialen Tibia werden zunächst 5 mm der Tibia senkrecht zur Längsachse reseziert. In die Schnittlehre ist ein tibialer Slope von 5° eingearbeitet. Dieser kann aber individuell angepasst werden.

Wir verwendeten den voreingestellten Slope von 5°, bei einem radiologisch deutlich abweichenden Slope wurde die Einstellung nach den Erfahrungswerten des Operateurs angepasst. Als deutliche Abweichung wurde ein um  $\pm 5^\circ$  oder mehr abweichender Slope angesehen, hier wurde dann um maximal 4° in Richtung des idealisierten 5° Slope angeglichen.

Nach Resektion der medialen tibialen Gelenkfläche wird der kalibrierte Ligamentspanner (Abb.3) in 100° Kniebeugung in den Gelenkspalt eingebracht und mit 50 – 75 N aufgespreizt.

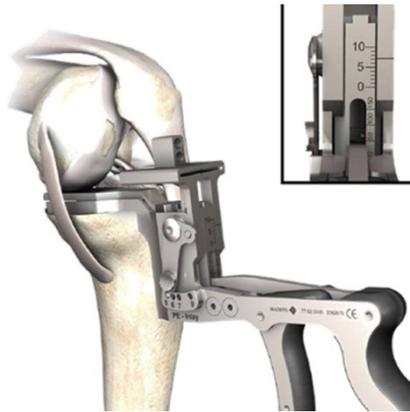


Abb.3: Bandvorspannung in Kniebeugung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Wir verwendeten 75 N Vorspannung bei Beugung des Knies mit Sohlenkontakt auf dem OP-Tisch. Am frei hängenden Knie sollte nur mit 50 N vorgespannt werden, um dem Eigengewicht des Unterschenkels Rechnung zu tragen. Alle diese Werte stellen Erfahrungswerte der Operateure dar, die auf vorhergehenden Implantationen mit Prothesensystemen ohne Ligamentspanner beruhen. Es wurde versucht die regelhaft vorbestehende Varusfehlstellung zu korrigieren, wobei auf eine Überkorrektur verzichtet wurde [34]. Angestrebt wurde eine Varuskorrektur auf einen 3-5° verminderten Varus, wobei letztlich der Bandspannung Vorzug vor der geplanten Varusstellung gegeben wurde.

Am Ligamentspanner kann wie erwähnt die gewünschte Polyäthylenhöhe eingestellt werden. Zu Beginn wird standardmäßig eine Höhe von 5 mm gewählt. Das am Ligamentspanner ablesbare Ausmaß der dorsalen femoralen Resektion sollte entsprechend der Implantatstärke 7 mm betragen. Würde die dorsale femorale

Resektion mehr als 7 mm betragen (z.B. 9 mm), muss an der Tibia nachreseziert werden (in diesem Fall 2 mm, um wieder auf die gewünschten 7 mm zu kommen). Ist die Dicke der femoralen Resektion geringer als 7 mm (z.B. 5 mm) muss das Polyäthylen entsprechend erhöht werden (also von 5 mm auf 7 mm). Danach wird der Ligamentspanner in Kniestreckung mit einer Aufspreizkraft von 75 – 100 N eingebracht (Abb. 4). Auch hier basieren die Angaben auf Erfahrungswerten der Operateure.

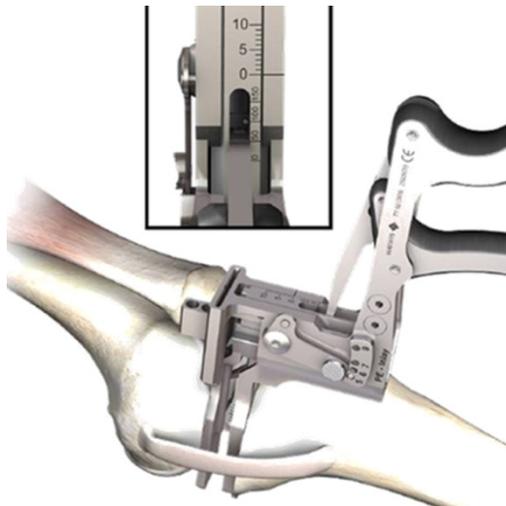


Abb.4: Überprüfung der Bandspannung in Streckung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Aufgrund der zunehmenden Stabilisierung des Kniegelenks in Streckung ist hier eine größere Aufspreizkraft als bei der Beugung vonnöten [1]. Die angezeigte distale Femurresektion beträgt infolge des Knochenverlustes durch die Arthrose überwiegend weniger als 7 mm.

Die distale Femurresektion wird durch den Sägeschlitz des Ligamentspanners mit der oszillierenden Säge durchgeführt. Nach der distalen Femurresektion wird das Knie wieder in Flexion gebracht. Eine am Ligamentspanner eingeführte Bohrlehre muss dabei parallel zum distalen Schnitt ausgerichtet sein. Mit Hilfe des Schrägschnittblockes der präoperativ festgelegten Größe werden die dorsale Osteotomie, anschließend dann die dorsale und ventrale Schrägosteotomie durchgeführt (Abb. 5).

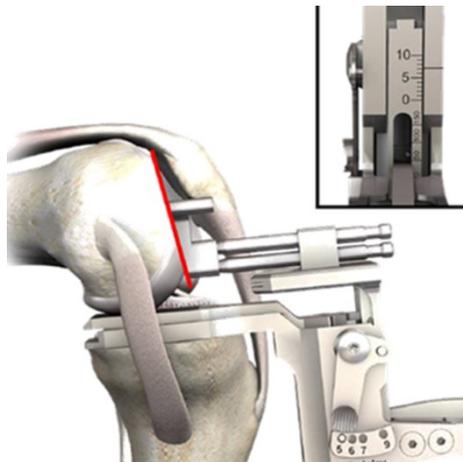


Abb.5: Schnittführung der dorsalen femoralen Resektion

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Es erfolgt dann die Größenbestimmung des tibialen Implantats, wobei darauf geachtet wird, dass die Metallverstärkung kortikal gut aufliegt, aber die mediale Tibiakante nicht überragt.

Mit Hilfe von Probeimplantaten wird dann die korrekte medio-laterale Ausrichtung der Femurkomponente festgelegt. Es werden die Achsausrichtung des Beines und die

Bandstabilität überprüft (Abb.6). Danach erfolgt die endgültige tibiale und femorale Präparation mit Anlage der Sägeschnitte für die tibiale und femorale Finne und des Bohrloches für den femoralen Zapfen.

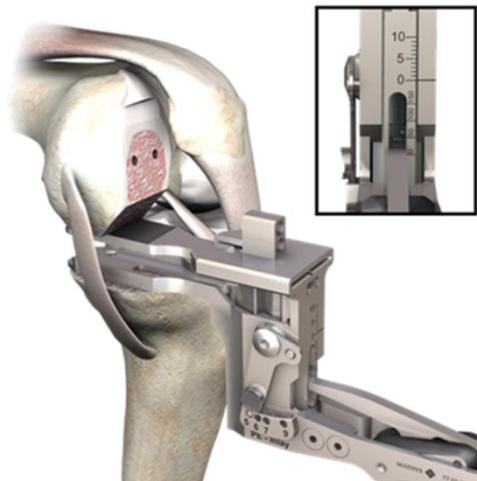


Abb.6: Verifizierung der Bandspannung  
(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Im Rahmen der Bestimmung der Höhe des PE-Inlays wird dann bei tendenziell eher laxen Bändern mit vermehrter medialer Aufklappbarkeit die Entscheidung für ein metal-backed-PE-Inlay ohne bewegliches PE („fixed-bearing“) anstatt des ansonsten standardmäßig verwendeten mobile-PE-Inlays mit beweglichem PE („mobile-bearing“) gefällt. Im Rahmen der Studie kamen jedoch ausschließlich die mobile-bearings zum Einsatz. Nach Reinigung des Knochens mittels einer intermittierend-pulsierenden Lavage werden zunächst die tibiale und danach die femorale

Komponente mit Knochenzement eingesetzt. Nach Aushärten des Zements wird dann das mobile oder fixe Polyäthylen eingeschoben.

Es erfolgt ein schichtweiser Wundverschluß unter Einlage einer intraartikulären Redondrainage.

#### 4. IMPLANTATION MIT NAVIGATIONSSYSTEM

Als Prothese fand erneut das Mathys BalanSys® UNI mit entsprechendem Instrumentarium Verwendung. Es ist sowohl ein Instrumentarium für die navigierte Implantation als auch für die konventionelle Operationstechnik verfügbar. Die Implantation erfolgte in der bereits beschriebenen Technik, mit den notwendigen Ergänzungen zur Nutzung der Navigation. Diese sind an entsprechender Stelle erwähnt. Die Navigation erfolgte mit dem Kneelogics® Navigationssystem der Firma Praxim Medivision (Grenoble, Frankreich). Es handelt sich um ein bildfreies System (d.h. ohne Nutzung einer radiologischen Planungsaufnahme) mit Infrarotemitter und Infrarotstereokamera. Vorteile des Systems sind die relative Herstellerunabhängigkeit, da das System für viele Prothesenhersteller angepasst werden kann und die Navigation mittels Referenzmarkern, die wie erwähnt zusätzliche Röntgen- bzw. CT-Aufnahmen überflüssig macht. Zusätzlich kann die Operation mit dem Navigationssystem in allen wichtigen Schritten durch Bildausdruck und Speicherung auf CD-ROM dokumentiert werden.

Der erste Schritt der Navigation ist das Eingeben der Patientendaten mit Angabe der zu operierenden Seite und des Kniegelenkkompartiments.

Danach wird die femorale Referenz am kontralateralen Femurkondylus (Epicondylus lateralis femoris des gleichen Beines) mit Schanz'schen Schrauben oder einem dreiseitigen Lamellennagel befestigt. Dabei ist es wichtig zu beachten, dass der tibiale Referenzmarker nicht den späteren Gebrauch des Ligamentspanners oder der tibialen Resektionslehre behindert.

Nach Durchführung der sagittalen Tibiaosteotomie wird das tibiale Referenzsystem mittels zweier perkutan eingebrachter ventrotibialer Schanzschrauben montiert. Danach erfolgt die Kalibrierung des sog. Pointers und der Navigations-Platte zur Überprüfung der durchgeführten Resektion. Es wird anschließend ein knöcherner femoraler und tibialer Konfidenzpunkt gewählt, wobei diese in Arealen festgelegt werden müssen, die keiner späteren Knochenresektion unterliegen (Abb.9a).

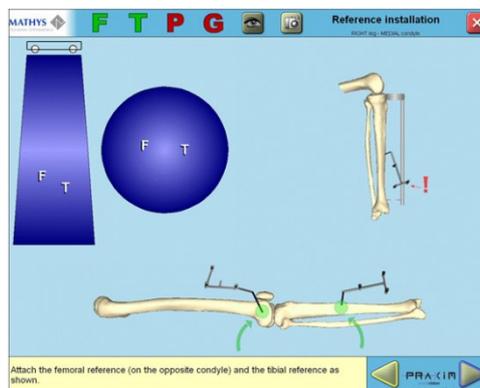


Abb. 9a: Referenzinstallation und Kalibrierung  
(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Als nächstes werden das Zentrum des Hüftgelenks (Abb.9b), das Zentrum der intercondylären Notch, die Mitte der Eminentia intercondylaris und das Sprunggelenkszentrum bestimmt. Hierbei wird das Bein des Pat. jeweils passiv gemäß den Anweisungen auf dem Bildschirm des Navigationsgerätes bewegt, bzw. der Pointer in die angezeigte Position gebracht und die Markierung bestätigt.

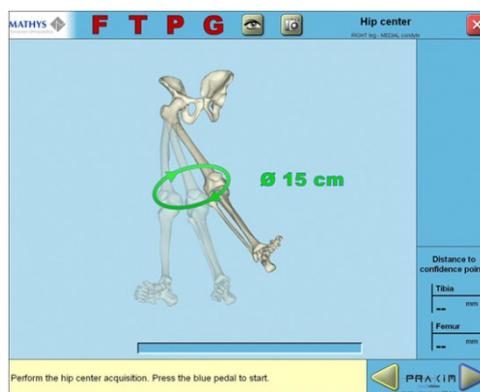


Abb. 9b: Bestimmung des Hüftgelenkszentrums

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Zur Evaluation der Kniegelenkskinematik und der Varus-/Valguslaxität wird dann eine Kniebewegung zwischen 0° und 20° Flexion unter Valgusstress in einem Varusknie und unter Varusstress in einem Valgusknie durchgeführt. Nachdem in dieser Studie nur Varusgonarthrosen untersucht wurden, erfolgte nur die Messung der Kinematik unter Valgusstress (Abb.9c).

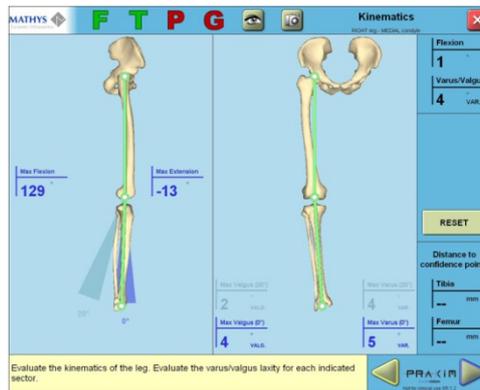


Abb. 9c: Überprüfung der Kniekinematik

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Mit einem Fühler wird der tiefste Punkt des tibialen Defektes festgelegt und danach die Resektionshöhe bestimmt. Vor Durchführung der horizontalen Osteotomie sind die Varus-/Valgusausrichtung des Schnittes, die Schnitthöhe und der Slope am Bildschirm sichtbar (Abb.9d).

Nach Resektion des Tibiaplateaus kann die Achsausrichtung mit der Navigationsplatte überprüft werden. Die Größenbestimmung des tibialen Implantats erfolgt mit dem Navigationssystem, ggf. unter Zuhilfenahme des Knochenresektats.

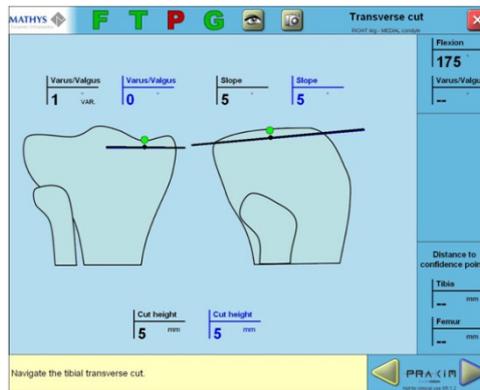


Abb. 9d: Tibiaplateauresektion

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Nachfolgend wird der Ligamentspanner eingebracht und die resultierende femorale Resektion in Flexion und Extension am Spanner abgelesen. Die applizierte Spannung ist dabei identisch wie bei der konventionellen Implantationstechnik ohne Navigationssystem. Nach Festlegung der gewünschten femoralen Resektion erfolgt zunächst die distale Resektion in Kniestreckung durch den Ligamentspanner. Die Resektion wird mit der Navigationsplatte überprüft.

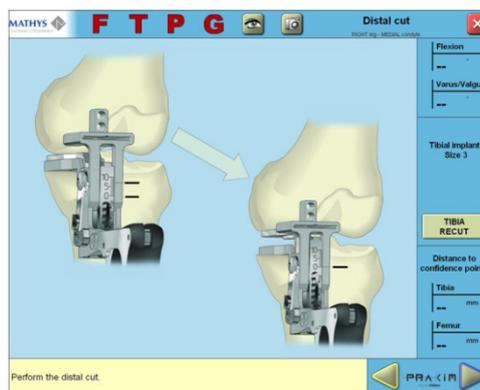


Abb. 9e: Durchführung der femoralen Resektion

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Dann wird der Ligamentspanner im korrekten Beugewinkel, der vom Navigationssystem vorgegeben wird, eingebracht und nach Anlage von 50–75 Nm Aufspreizkraft die Bohrlöcher für den Schrägschnittsägeblock geschaffen (Abb. 9e). Der posteriore femorale Schnitt wird ebenfalls durch den Ligamentspanner durchgeführt (Abb. 9f).

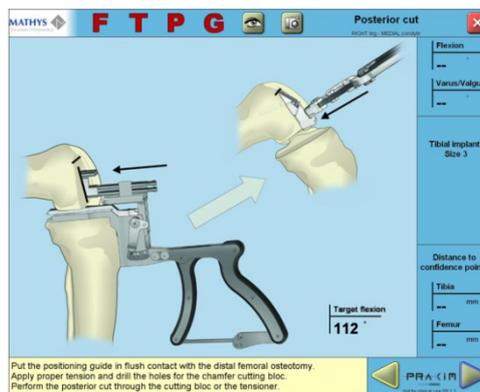


Abb.9f: Navigation des posterioren femoralen Schnittes

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Jetzt kann unter Zuhilfenahme des Pointers die Größenbestimmung der femoralen Komponente erfolgen (Abb.9g). Dann werden die Schrägschnittosteotomien durchgeführt. Jetzt können die Probekomponenten eingebracht werden. Hier ist eine Korrektur der medio-lateralen Ausrichtung der Femurkomponente, die entscheidenden Einfluss auf den Lauf des mobilen Polyäthylens hat noch möglich. Erst danach erfolgt die endgültige Präparation der Verankerung der femoralen und tibialen Komponente.

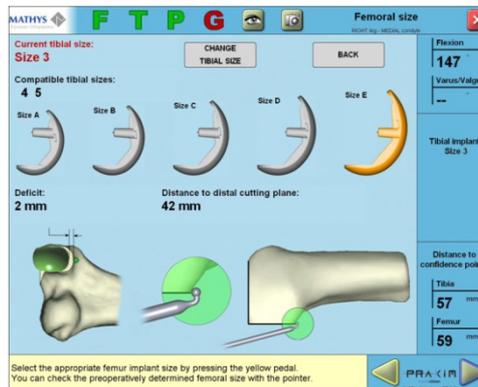


Abb. 9g: Größenbestimmung der femoralen Komponente

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Es erfolgt eine Überprüfung der Achsverhältnisse nach Probe-Prothesenimplantation und der Kinematik zwischen 0° und 20° Kniebeugung. Dies kann auch nach endgültiger Prothesen Implantation erneut erfolgen.

Der weitere Ablauf erfolgt analog zur konventionellen Implantation, ein zusätzlicher Schritt ist die Entfernung der Navigationsreferenzen am Ende des Eingriffs mit Wundverschluss durch Einzelknopfnah.

Die Navigation wurde jeweils mit dem integrierten Dokumentationssystem aufgezeichnet und auf CD-ROM gespeichert.

## 5. DATENERHEBUNG

Bei den Patienten der Studie zur weichteilorientierten Operationstechnik wurde präoperativ sowie postoperativ nach 6 Wochen, 6 Monaten, 12 Monaten und 24 Monaten der Knee Society Score (KSS) erhoben [7, 42]. Zusätzlich wurden aktueller

Schmerzzustand und die Patientenzufriedenheit mit Hilfe der visuellen Analogskala erfragt, die Werte wurden mit der numerischen Rating-Skala erfasst. Nach der postoperativen Röntgenkontrolle erfolgte 6, 12 und 24 Monate postoperativ eine radiologische Kontrolle des Prothesensitzes. Hierbei wurde eine a.p.- und eine gelenkspaltzentrierte laterale Aufnahme des operierten Kniegelenks angefertigt. Die angefertigten Röntgenaufnahmen wurden anhand eines Schemas standardisiert ausgewertet, hierbei wurde jeweils eine Positionsangabe etwaiger Lysesäume am tibialen und femoralen Implantat erfasst. Es wurden außerdem demographische Daten zu Gewicht, Alter und Größe erhoben, sowie operationsspezifische Details wie Implantatgröße und Höhe des Polyäthyleninlays (PE-Inlay).

In der Studie zur navigierten Implantation der Schlittenprothese wurde neben der Erhebung der demographischen Daten jeweils prä- und postoperativ eine Ganzbeinaufnahme im Stehen des betroffenen Beines mit einer zusätzlichen lateralen Kniegelenksaufnahme durchgeführt. Zusätzlich wurde eine axiale Patellaaufnahme in 60° Kniebeugung angefertigt. Zur Bestimmung des Vergrößerungsmaßstabes der Röntgenbilder wurde bei den lateralen Röntgenaufnahmen ein 10 cm langer Metallstab mit abgebildet (Abb.7). Der Stab wurde für diese Aufnahme im Verlauf der medialen Patellakante an der Haut mit Pflasterstreifen befestigt um keine artifizielle Maßstabsveränderung abzubilden.



Abb.7: Kniegelenk seitlich mit 10 cm Messstab

(Dr. F. Hoffmann, Rosenheim)

Für die Beurteilung der Kniegelenksgeometrie erfolgte radiologisch, in Anlehnung an Hellinger [39], die Messung unterschiedlicher Winkelgrade, die im folgenden erläutert werden (Abb.8 a und b).

Es wurde anhand der Röntgenaufnahmen der Winkel zwischen mechanischer Femurachse (mFA), definiert als Verbindungslinie zwischen Hüftkopfmittle und Kniegelenksmitte, und mechanischer Tibiaachse (mTA), definiert als Verbindungslinie der Mitte des Tibiaplateaus und der Sprunggelenksmitte, gemessen (Beinachse). Hierbei wurde der Winkel zwischen der Verlängerung der mechanischen Tibiaachse nach kranial und der mechanischen Femurachse für eine Varusstellung als positiver Wert, und für eine Valgusstellung als negativer Wert bezeichnet. Eine Neutralstellung ist somit bei  $0^\circ$  definiert.

In Anlehnung an vorhergehende Veröffentlichungen zur unikondylären Schlittenprothese wurden die Ergebnisse dieser Achsbestimmung in 3 Gruppen eingeteilt: neutral ( $0^\circ - 10^\circ$  Varus), varisch ( $> 10^\circ$  Varus) und valgisch ( $< 0^\circ$ ) [34, 40].

Weiters wurde der Winkel zwischen der Kondylentangente (KT), definiert als eine Tangente über medialen und lateralen Femurkondylus, und dem Tibiaplateau (TP), definiert als Waagrechte auf die mechanische Tibiaachse, bestimmt. Der von den beiden Linien eingeschlossene Winkel wurde als lateral offen definiert, d.h. für ein varisches Aufklappen ist der Wert positiv (Kniegelenkwinkel). Eine Verringerung des Winkels nach Implantation der Endoprothese als Korrelat zur Wiederherstellung der anatomischen Bandspannung wurde angenommen. Da keine Vergleichswerte in der Literatur vorliegen, definierten wir eine Verkleinerung des Winkels um  $1 - 3^\circ$  als angestrebtes Ziel.

Die Neigung des Tibiaplateaus in der lateralen Ansicht wurde in der langen lateralen Kniegelenksaufnahme bestimmt. Hierzu wurde die Tibiaachse anhand der vorderen, diaphysären Kortikalis definiert und anschließend der Winkel zwischen der Waagrechten auf die Tibiaachse und einer Tibiaplateautangente bestimmt. Der Winkel wurde als positive Gradzahl für ein von anterior nach posterior abfallendes Tibiaplateau gewählt. Der idealisierte Slope liegt gemäß der Operationsbeschreibung

bei 5°, Abweichungen wurden bis zu 4° toleriert. Ein negativer Slope oder ein Slope von 10° oder mehr sollte vermieden werden (tibialer Slope, Winkel  $\alpha$  in Abb.8b).

Alle Messungen wurden sowohl auf den prä- als auch den postoperativen Röntgenaufnahmen durchgeführt.

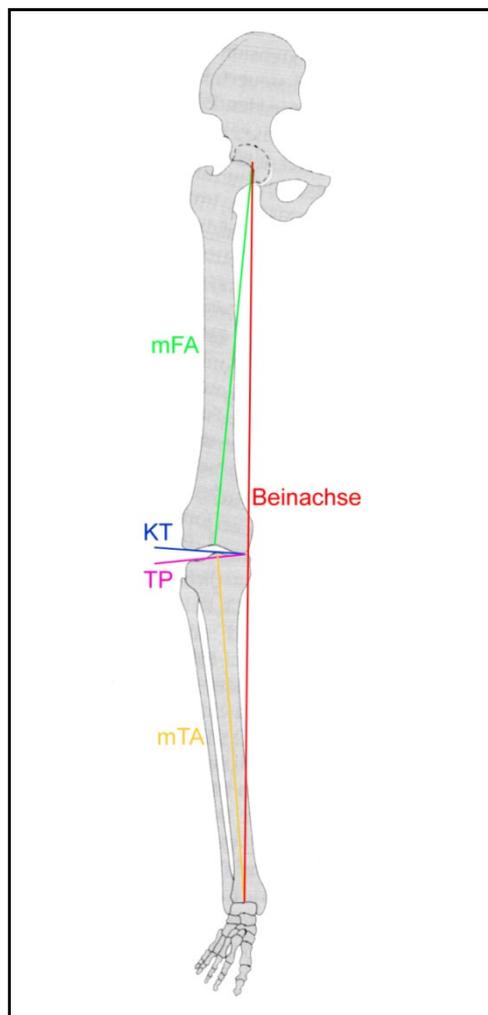


Abb. 8a: Definition der gemessenen Achsen

(H.J. Hoffmann, Rosenheim)



Abb. 8b: Vermessung des tibialen Slope  
(H.J. Hoffmann, Rosenheim)

Da alle Röntgenaufnahmen in digitaler Form Vorlagen, wurden die Messungen mit dem in der Bildbetrachtungssoftware integrierten Messmodul durchgeführt (Firma Siemens Healthcare AG in Erlangen, Deutschland)

## 6. PATIENTENKOLLEKTIV

Die Studie über die weichteilorientierte Implantationstechnik der medialen unikondylären Schlittenprothese wurde an insgesamt drei Kliniken als Multicenterstudie durchgeführt [15]. Beteiligt waren das Flinders Medical Center in Adelaide (Australien), das Zieglerspital in Bern (Schweiz) und die Abteilung für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum Rosenheim (Deutschland). Im Rahmen

dieser Arbeit werden nur die Daten des Klinikums Rosenheim verwendet. Es wurden insgesamt 53 Patienten in die Studie eingeschlossen, 20 Männer und 33 Frauen.

Für die Studie zu den Auswirkungen einer computernavigierten Implantationstechnik konnten in der Abteilung für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum Rosenheim (Deutschland) 38 Patienten in das Studienprotokoll eingeschlossen werden. Es handelte sich um 16 Männer und 22 Frauen. Die Zuweisung zum navigierten bzw. konventionellen Studienarm erfolgte abwechselnd.

Für beide Gruppen waren die Ein- und Ausschlusskriterien identisch.

In die Studien wurden Patienten mit einer medialen unikompartimentellen, posttraumatischen oder degenerativen, Arthrose bzw. Osteonekrose (Morbus Ahlbäck) bei jeweils intaktem Bandapparat aufgenommen. Alters- oder Geschlechtsspezifisch wurden keine Einschränkungen für den Studieneinschluß vorgenommen.

Als Kontraindikation für entweder den Eingriff oder den Studieneinschluß wurde eine ausgeprägte Adipositas mit einem Body-mass-Index (BMI)  $> 35$ , eine akute oder chronische lokale oder systemische Infektion, Insuffizienz des vorderen oder hinteren Kreuzbandes, eine vorhergegangene Umstellungsosteotomie, ein Streckdefizit von mehr als  $10^\circ$  oder eine klinische Varusfehlstellung von mehr als  $10^\circ$ , ein fortgeschrittener Befall der anderen Kompartimente, eine rheumatoide Arthritis, eine symptomatische retropatellare Arthrose und eine bekannte Überempfindlichkeit

gegenüber den verwendeten Werkstoffen wie Kobalt, Chrom, Nickel und anderen gewertet. Des Weiteren schlossen wir Patienten aus, bei denen ein anderes Verfahren Erfolg verspricht, die eine sonstige Begleiterkrankung haben, die die Funktion des Implantats gefährden würde und bei denen entweder die Knochensubstanz oder Knochenqualität eine stabile Verankerung des Implantats gefährden könnte. Patienten mit einer schweren Muskel-, Nerven- oder Gefäßerkrankung, die zu einer Gefährdung der betroffenen Extremität führen könnten, wurden ebenfalls von der Studie ausgeschlossen.

## 7. DATENAUSWERTUNG

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm SPSS 16 (Firma SPSS Inc. in Chicago, USA) sowie RExcel 3.2.7 (GNU Public License, Baier Thomas & Neuwirth Erich)[9] durchgeführt, die graphische Aufbereitung erfolgte mit R Version 2.11.1 (The R Foundation for Statistical Computing, GNU GPL). Zur Anwendung kamen der Chi-Quadrat-Test, der zweiseitige Wilcoxon-Mann-Whitney Test („U-Test“). Ein p-Wert von  $< 0,05$  wurde als statistisch signifikant festgelegt. Die für das Patientenkollektiv in der Weichteilorientierte-Operationstechnik-Studie erhobenen Daten wurden bezüglich der Ergebnisse in den klinischen Funktionstests prä- wie postoperativ statistisch ausgewertet. Bestimmt wurde jeweils der Mittelwert, der Median (Zentralwert), die Standardabweichung und die Spannweite für die

Schmerzempfindung, die Patientenzufriedenheit, den Knee Score, den Function Score und den Total Knee Society Score (KSS) zum Zeitpunkt präoperativ und jeweils 6 Wochen, 6 Monate, 12 Monate und 24 Monate postoperativ.

Die im Rahmen der Nachuntersuchung angefertigten Röntgenaufnahmen wurden nach einem standardisierten Schema ausgewertet. Hierzu wurde für die tibiale Komponente in der a.p.-Aufnahme ein Schema erstellt, um eventuelle Lysesäume standardisiert erfassen zu können. Die Zoneneinteilung für die Tibiakomponente wurden in Anlehnung an [62] von „Zone A, B, C“ auf die Zonen 1 – 5 erweitert, um eine bessere Differenzierung der Lyseareale zu erreichen (Abb. 10a).

Die Tibiakomponente wurde auch in der lateralen Röntgenkontrollaufnahme nach einem standardisierten Schema bezüglich aufgetretener Lysesäume beurteilt. Die Einteilung der Zonen ist in Abb. 10b dargestellt.

Femoralseitig wurde die Prothese in der lateralen Aufnahme auf eventuelle Lysesäume nach dem Schema aus Abb. 10c untersucht.

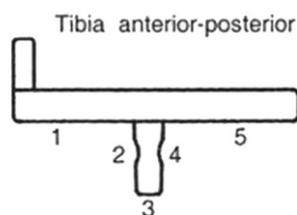


Abb. 10a: Schema zur Lysesaumbeurteilung an der Tibiakomponente, a.p.-Ansicht

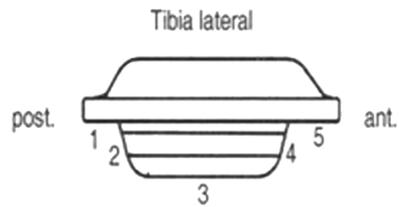


Abb. 10b: Schema zur Lysesaumbeurteilung an der Tibiakomponente,  
laterale Ansicht

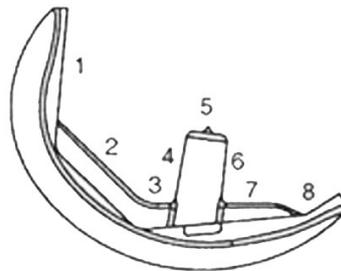


Abb. 10c: Schema zur Lysesaumbeurteilung an der Femurkomponente

Die zur jeweiligen Nachuntersuchung zur Verfügung stehende Patientenzahl ist ebenfalls aufgeführt. Gegebenenfalls wurde der Grund für eine nicht wahrgenommene Nachuntersuchung aufgeführt.

Stattgehabte Komplikationen intra- oder postoperativ wurden erfasst und sind im Einzelnen beschrieben.

## ERGEBNISSE

### 1. STUDIE LIGAMENTSPANNER

#### 1.1 NACHUNTERSUCHUNGSZEITRAUM

Die 53 Patienten der Studie wurden 1 bis 37 Monate nach der Operation nachuntersucht. Der mittlere Nachuntersuchungszeitpunkt lag bei 23 Monaten.

#### 1.2 DEMOGRAPHISCHE DATEN

Das Patientenkollektiv (n=53) wies einen mittleren Body-mass-Index (BMI) von 28,8 bei einem Durchschnittsalter von 70 Jahren zum Zeitpunkt der Operation auf.

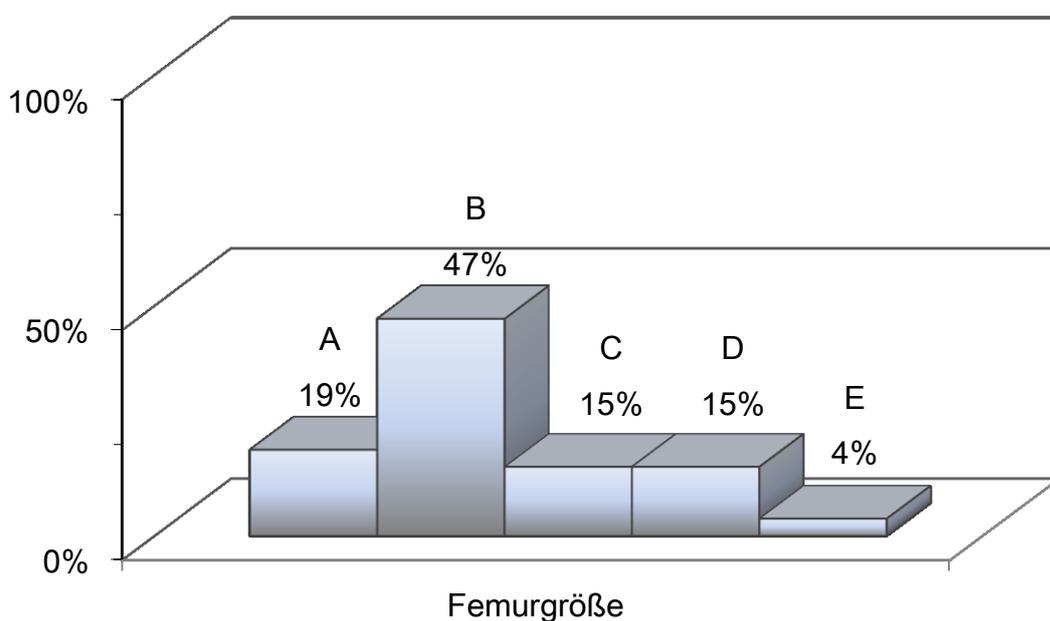
#### 1.3 OPERATIONSSPEZIFISCHE DATEN

Die intraoperative Bandspannung wurde im Rahmen der ersten Studie in 50 Fällen dokumentiert, in den ersten 3 Fällen war die Dokumentation nicht erfolgt. Ursächlich war eine Überarbeitung der Dokumentationsbögen, die die Erfassung der Aufspreizkraft jeweils in Flexion und Extension vorsahen. (Tab. 1).

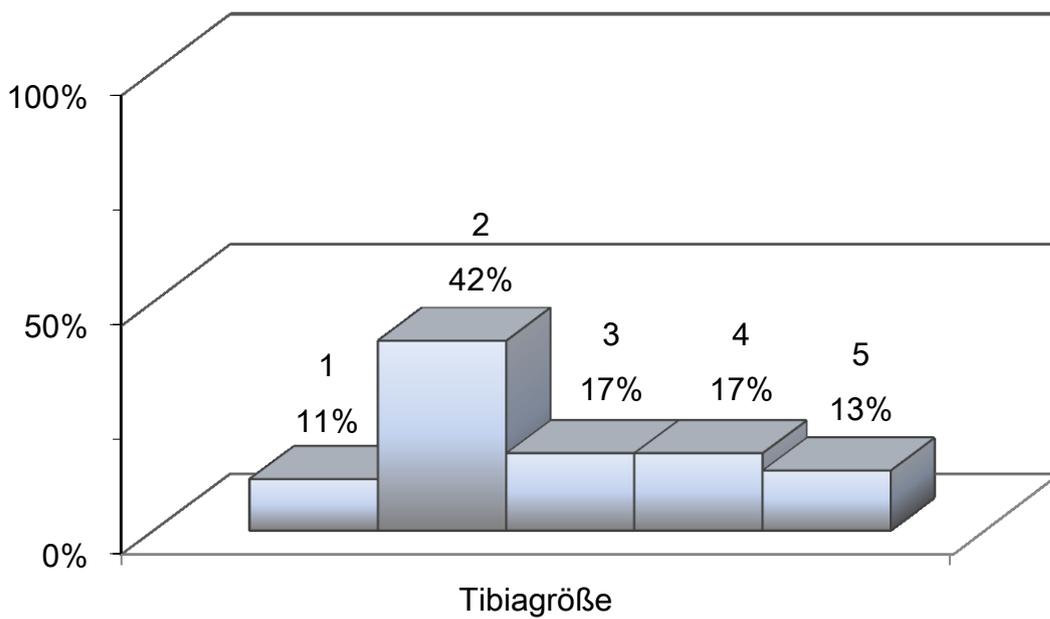
Aufspreizkraft in N	Anzahl Pat.	Mittelwert	Minimum	Maximum
Flexion	50	78	64	92
Extension	50	106	83	127

Tab. 1: Aufspreizkraft (N) mit dem Ligamentspanner in Extension und Flexion

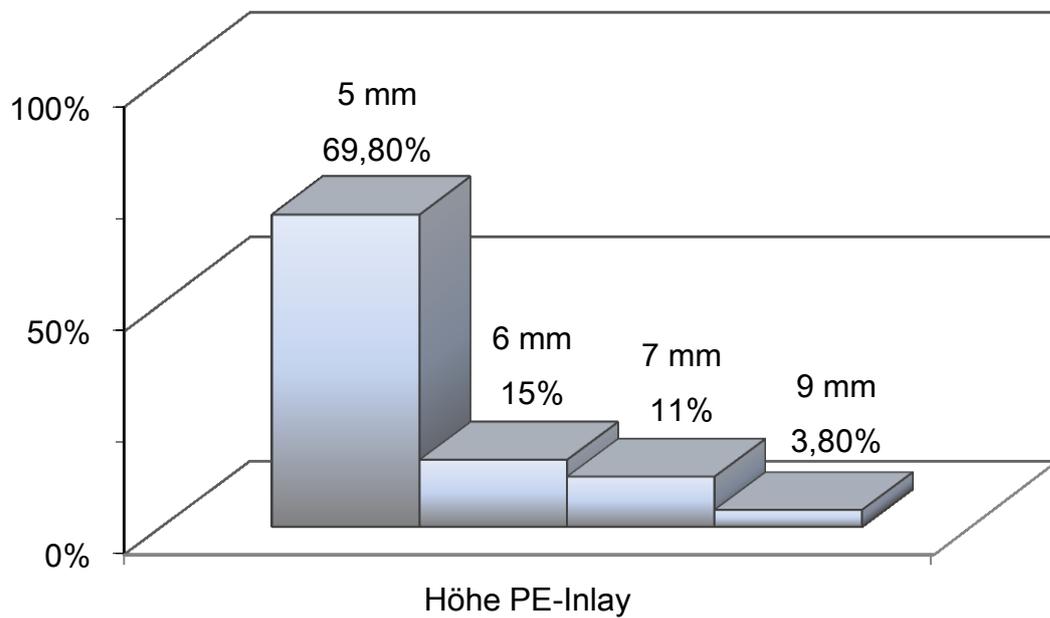
Die Verteilung der Implantatkomponentengrößen zeigte jeweils eine Häufung im Bereich der zweitkleinsten Komponente (Femur B und Tibia 2) mit einer Implantationshäufigkeit von über 40% (Tab. 2a + b). Beim PE-Inlay ist die geringste Höhe von 5mm die am häufigsten verwendete. Sie findet in fast 70% der Implantationen Verwendung (Tab. 2c).



Diag.1a: Prozentuale Größenverteilung der implantierten Femurkomponenten



Diag. 2b: Prozentuale Größenverteilung der implantierten Tibiakomponenten



Diag. 2c: Prozentuale Größenverteilung der implantierten PE-Inlays

#### 1.4 RADIOLOGISCHE AUSWERTUNG DER LYESÄUME

Die Auswertung der Lysesäume konnte nur an 44 Patienten durchgeführt werden. Von 6 Patienten lagen nur postoperative Röntgenaufnahmen 6 Wochen nach dem Eingriff vor, diese wurden in der Auswertung nicht berücksichtigt. Bei 3 weiteren Patienten konnten keine weiteren Röntgenaufnahmen durchgeführt werden, da sie nur für ein Telefoninterview zur Verfügung standen und einer radiologischen Kontrolle nicht zugänglich waren.

Die Ergebnisse zeigen im Bereich der Femurkomponente in insgesamt 8 Fällen einen Lysesaum, wobei niemals eine Kombination aus einem ventralen (Zone 1) und dorsalen (Zone 7 oder 8) Lysesaum auftrat. In den beiden Fällen mit einem positiven Befund in Zone 7 war immer auch die Zone 8 mit betroffen. Ein Lysesaum > 2 mm trat im Bereich der Femurkomponente niemals auf (Tab. 2a).

Femur lateral	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7	Zone 8
keiner	40	44	44	44	44	44	42	40
< 1mm	2	0	0	0	0	0	1	2
1 - 2mm	2	0	0	0	0	0	1	2
> 2mm	0	0	0	0	0	0	0	0

Tab. 2a: Radiologische Lysesaumbeurteilung der Femurkomponente von lateral nach  
Abb. 10c

Tibialseitig fanden sich in der a.p.-Aufnahme insgesamt 13 positive Befunde. Auch hier gab es Kombinationen der Lysesäume in unterschiedlichen Zonen. So war die Kombination aus Zone 1 und 2 zweimal vertreten, einmal war ein Lysesaum sowohl in Zone 1 und 3 zu sehen und einmal war ein positiver Befund in Zone 4 und 5 kombiniert. Niemals trat eine Kombination aus medialem (Zone 1) und lateralem (Zone 5) Lysesaum auf (Tab. 2b).

Tibia a.p.	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5
keiner	40	42	41	43	37
< 1mm	1	1	3	0	6
1 - 2mm	2	0	0	0	0
> 2mm	1	1	0	1	1

Tab. 2b: Radiologische Lysesaumbeurteilung der Tibiakomponente von a.p. nach Abb. 10a

In der lateralen Tibiaaufnahme waren insgesamt 11 Fälle mit einem radiologischen Lysesaum zu finden, wovon alle bis auf drei simultan auch einen positiven Befund in der a.p.-Aufnahme zeigten. Kombinationen verschiedener Zonen gab es nicht (Tab.2 c).

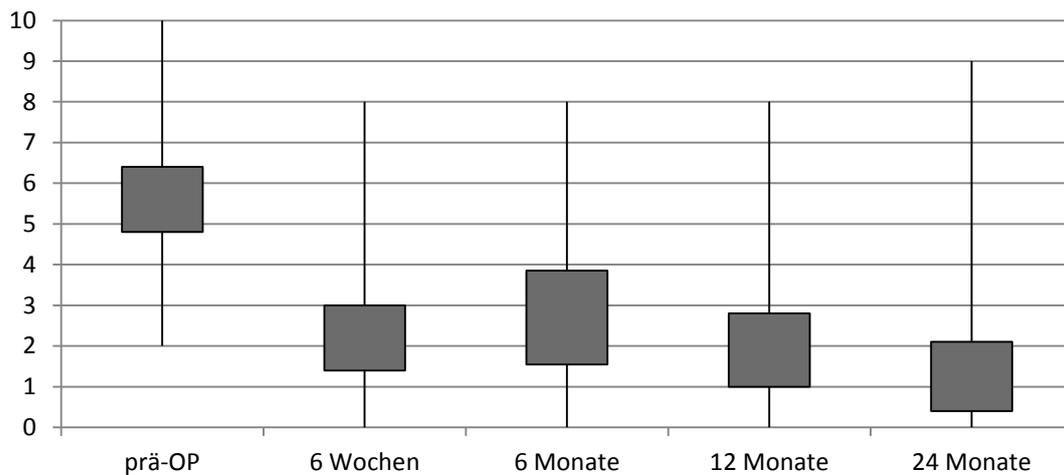
Tibia lateral	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5
keiner	41	44	44	44	36
< 1mm	3	0	0	0	6
1 - 2mm	0	0	0	0	1
> 2mm	0	0	0	0	1

Tab. 2c: Radiologische Lysesaumbeurteilung der Tibiakomponente von lateral (Schema nach Abb. 10b)

Keine der Prothesen zeigte bei der Nachuntersuchung klinische Lockerungszeichen im Sinne belastungsabhängiger Schmerzen, schmerzbedingter Belastungsunfähigkeit oder Instabilitätsgefühl.

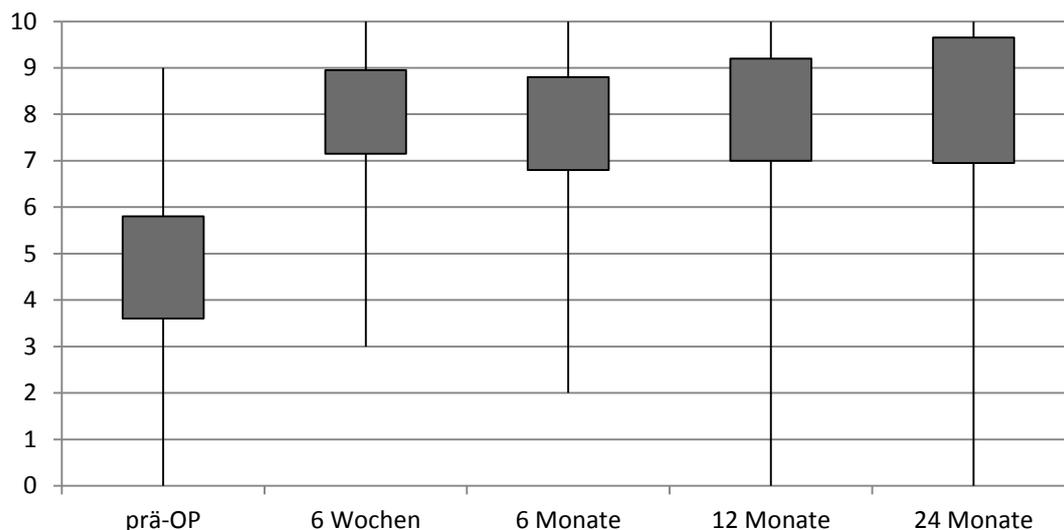
### 1.5 SCHMERZEMPFINDEN UND PATIENTENZUFRIEDENHEIT

Die Patienten der Weichteilorientierten-Operationstechnik-Studie zeigten präoperativ einen mittleren Wert von fast 6 für das Schmerzempfinden im betroffenen Kniegelenk. Die Bandbreite der angegebenen Schmerzen reichte hierbei von 2 bis 10. Im Verlauf nahm der durchschnittliche Schmerzwert immer weiter ab, mit einer Ausnahme bei der 6-Monate Nachuntersuchung; hier kam es zu einem geringfügigem Anstieg um durchschnittlich 0,5 Punkte bei einer zu allen anderen Erhebungszeitpunkten erhöhten Variabilität der Messwerte (Diag. 3).



Diag.3: Schmerzempfindung auf der visuellen Analogskala, numerische Auswertung (0=kein Schmerz)

In demselben Kollektiv zeigten die Werte für die Zufriedenheit mit dem betroffenen Kniegelenk einen Anstieg der durchschnittlichen Zufriedenheit von 5 auf 8. Interessant ist hier der kurzzeitige Rückgang der Zufriedenheit nach 6 Monaten. Die höchste Varianz weist die Zufriedenheit nach 24 Monaten auf (Diag. 4).

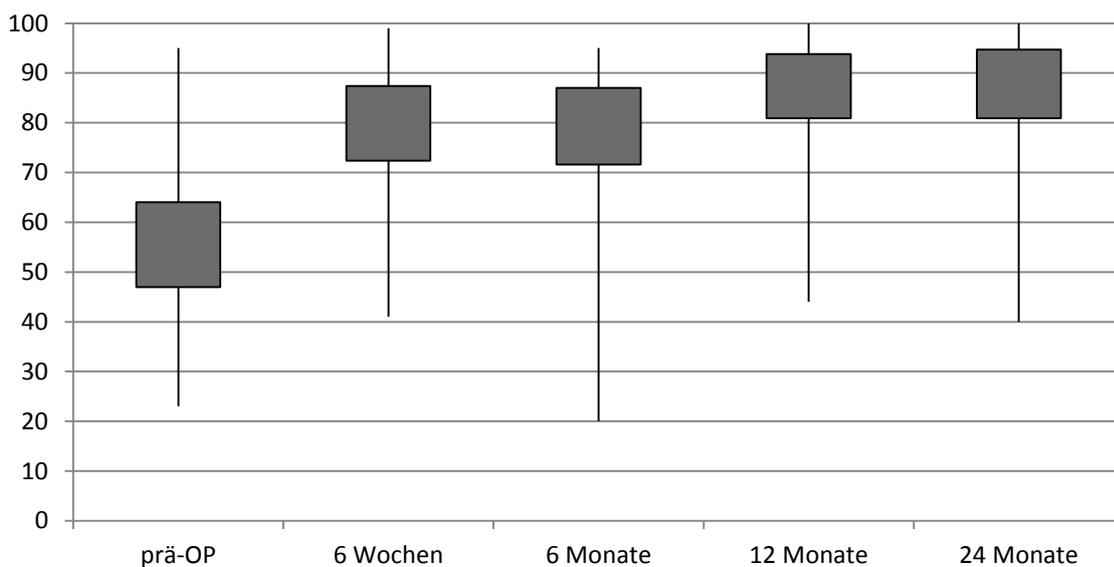


Diag. 4: Patientenzufriedenheit auf der visuellen Analogskala, numerische Auswertung (0=sehr unzufrieden)

## 1.6 KNEE SCORE

Für die Auswertung standen postoperativ nicht alle Patienten zur Verfügung. Initial wollten 6 Patienten ohne Angabe spezieller Gründe nicht mehr an dem Studienprotokoll teilnehmen, im Verlauf bis zur 1-Jahres Nachuntersuchung fielen weitere 5 Patienten für die Auswertung weg. Ursächlich waren ein Wohnortwechsel, zweimal der Wechsel des nachbehandelnden Arztes sowie zweimalige Nichtteilnahme ohne Angabe von Gründen. Zur 2-Jahres Nachuntersuchung wollten dann noch 37 Patienten bei der Studie mitwirken, die Nichtteilnehmer gaben keine spezifischen Gründe an.

Der Knee Score zeigte sowohl einen statistischen Anstieg von präoperativ durchschnittlich 55,7 ("poor") auf 80 Punkte nach 6 Wochen, als auch von präoperativ auf 88 Punkte ("excellent") nach 2 Jahren. (Diag. 5).

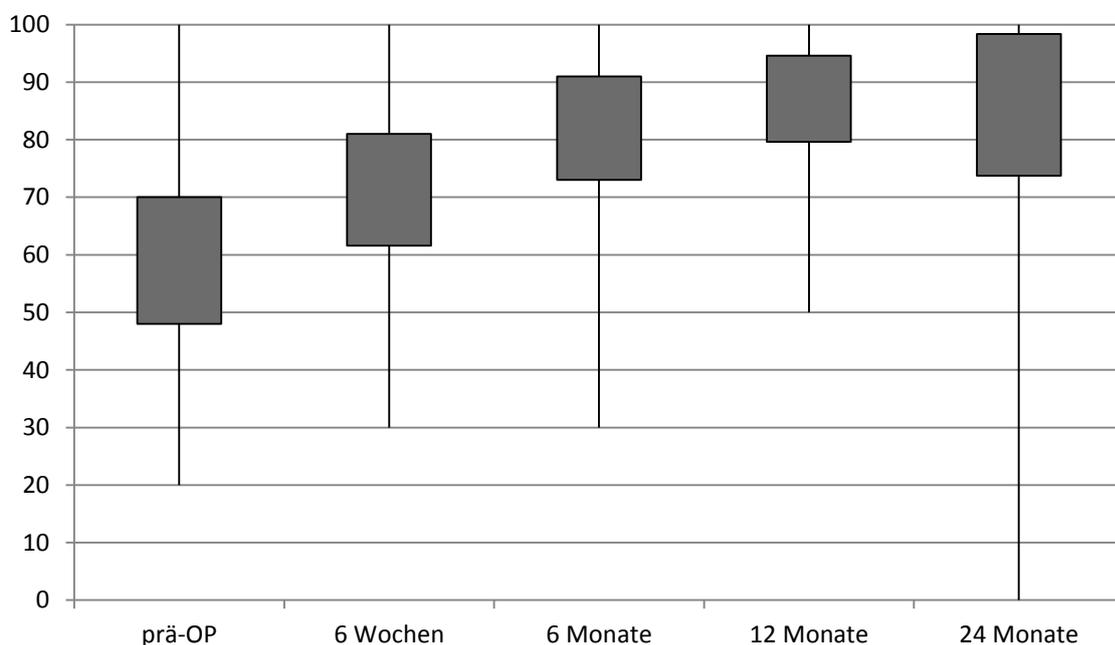


Diag. 5: Der Knee Score im Verlauf

## 1.7 FUNCTION SCORE

Bei der Auswertung des Function Score konnten 2 Patienten mehr im Vergleich zum Knee Score nachuntersucht werden. Die geschah mittels eines telefonischen Interviews.

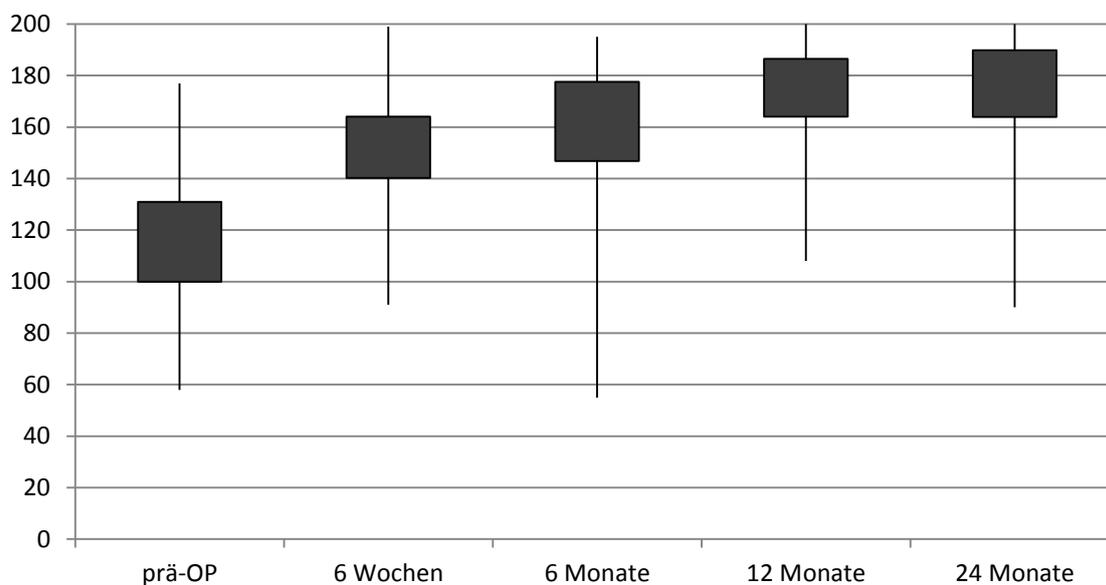
Der Function Score verbessert sich im Durchschnitt von 60 auf 86. Die Veränderungen von 60 prä-operativ auf 72 nach 6 Wochen ( $p=0,0027$ ) und von 82 nach 6 Monaten auf 87 nach einem Jahr ( $p=0,0201$ ) sind signifikant. Zwischen dem postoperativen 6 Wochen Score von 72 und dem Score nach 24 Monaten von 83 liegt ebenfalls eine signifikante Verbesserung vor. (Diag. 6).



Diag. 6: Der Function Score im Verlauf

## 1.8 TOTAL KNEE SCORE

Im Total Knee Score wurden nur dieselben Patienten wie im Knee Score berücksichtigt. Hier zeigt sich eine stetige Zunahme des durchschnittlichen Punktwertes von präoperativ 115 auf 177 nach 2 Jahren. Erwartungsgemäß sind die kumulierten signifikanten Steigerungen aus Knee- und Function-Score auch hier für prä-OP 115 zu 152 nach 6 Wochen und von 162 bei 6 Monaten auf 175 nach einem Jahr signifikant (Diag. 7).

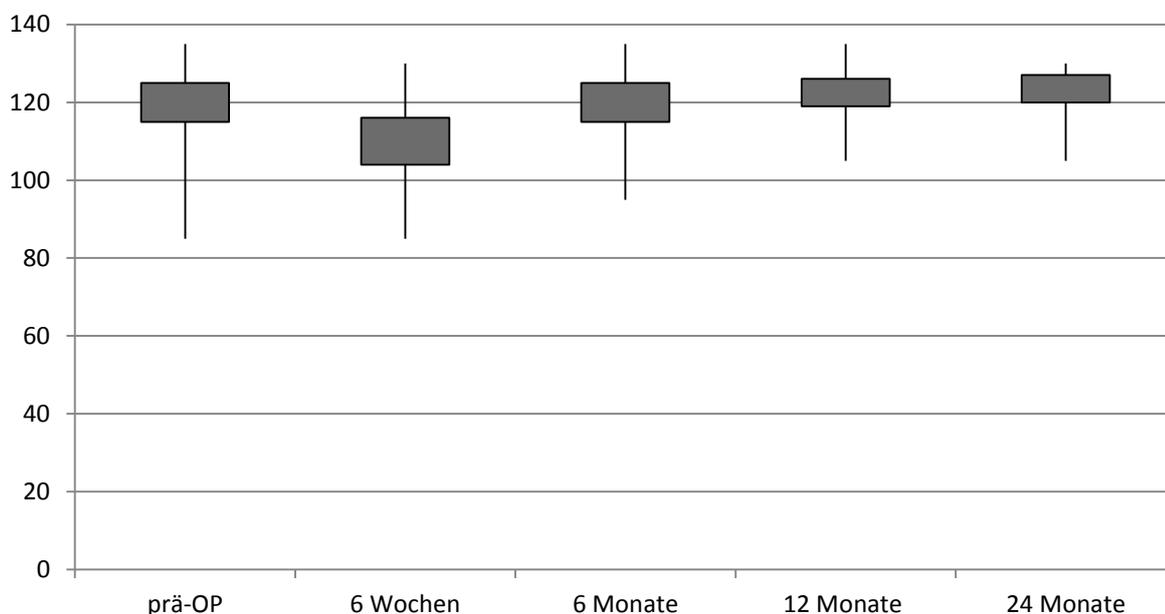


Diag. 7: Der Total Knee Score im Verlauf

## 1.9 MAXIMALE AKTIVE UND PASSIVE KNIEBEUGE FÄHIGKEIT

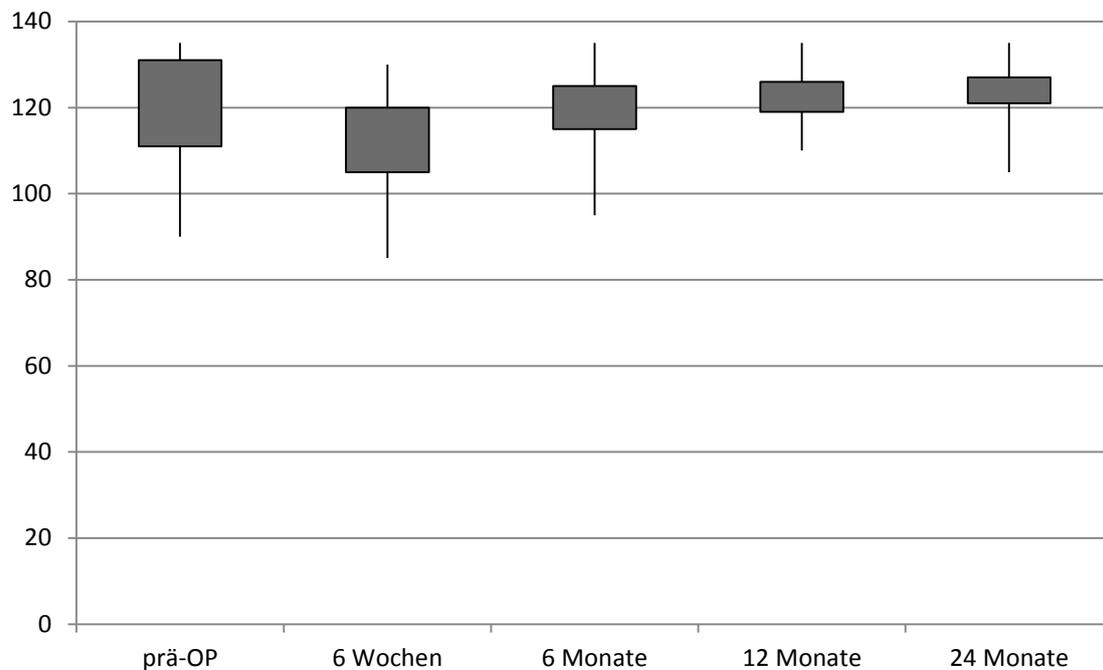
Die aktive Kniebeugefähigkeit, wie sie im Knee Score getestet wird, nahm 6 Wochen postoperativ im Durchschnitt um fast  $10^\circ$  ab, stieg dann aber in Folge an, um eine

durchschnittliche aktive Beugefähigkeit im operierten Kniegelenk von annähernd 125° nach 24 Monaten zu erreichen. (Diag. 8).



Diag. 8: Kniebeugewinkel aktiv in Grad im Verlauf

Die passive Kniebeugung zeigte einen analogen Verlauf mit einer ebenfalls um fast 10° schlechteren Beweglichkeit 6 Wochen postoperativ. Auch hier stiegen die Werte dann bis zur 2-Jahres Nachuntersuchung wieder an. Die passive Beweglichkeit war dabei wie erwartet durchschnittlich immer etwas besser als die aktive Beweglichkeit, auch hier ist die Verbesserung der Beweglichkeit von 6 Wochen postoperativ zur Untersuchung nach ½ Jahr signifikant ( $p = 0.0017$ ) (Diag. 9).



Diag. 9: Kniebeugewinkel passiv in Grad im Verlauf

## 2. VERGLEICHSTUDIE NAVIGIERT / KONVENTIONELL

### 2.1 NACHUNTERSUCHUNGSZEITRAUM

Bei der Vergleichsstudie navigiert/konventionell wurden die Röntgenaufnahmen der 38 Patienten zwischen 2-4 Wochen präoperativ und 4-9 Tage postoperativ angefertigt.

### 2.2 Patientenkollektiv

Das Durchschnittsalter lag bei 72 Jahren bei insgesamt 38 in die Studie eingeschlossenen Patienten. Bezüglich des Patientenkollektivs der Ligamentspanner-Studie bestanden keine signifikanten Unterschiede.

### 2.3 RADIOLOGISCHE AUSWERTUNG DER KNIIEWINKEL BEI PROTHESENIMPLANTATION

Die in der beschriebenen Art bestimmte Beinachse a.p. zeigte im Durchschnitt für beide Gruppen eine Verringerung des Varus von 6° auf 3°, entsprechend einer Differenz von 3°. Hierbei zeigt sich eine größere Differenz in der konventionellen Gruppe, entsprechend einer vermehrten Valgisierung. Während die postoperativen Ergebnisse der beiden Gruppen nicht stark differieren, zeigt sich in den präoperativen Werten eine Differenz von 1° vermehrter Varusstellung in der konventionellen Gruppe (Tab. 3a). Die Differenz von 3° zwischen prä- und postoperativ zeigt im zweiseitigen Wilcoxon-Test eine hohe Signifikanz von  $p < 0,0001$  für ein Signifikanzniveau von  $p = 0,385$ . Es kam in keinem Fall zu einer Überkorrektur der Achse in eine Valgusstellung, die postoperative Achse war in allen Fällen unter 10° Varus (Tab. 3b).

Gruppe		n = Pat.	MW	Std-Abw.	Med.	Min.	Max.
Navigiert	präoperativ	19	5,2°	3,3	6°	0°	10°
	postoperativ	19	2,7°	2,3	3°	0°	8°
	Unterschied	19	-2,5	1,9			
Konventionell	präoperativ	19	6,4°	3,8	6°	0°	12°
	postoperativ	19	2,9°	2,2	2°	0°	8°
	Unterschied	19	-3,5	3,1			

Tab. 3a Ergebnisse der Beinachse a.p.

	valgisch	neutral	varisch
prä-op. navigiert	0	16	3
prä-op. konventionell	0	14	5
post-op. navigiert	0	19	0
post-op. konventionell	0	19	0

Tab. 3b Ergebnisse der Beinachse a.p., nach Gruppen aufgeschlüsselt

Bei den Werten für den Kniewinkel a.p. verringerte sich die Varusstellung von durchschnittlich 4° auf 1° für beide Gruppen. In den Untergruppen zeigte sich ein vergleichbares Bild, auch bezüglich der Minima und Maxima gab es keine eindeutigen Unterschiede im Vergleich der Untergruppen zueinander und zur Gesamtheit (Tab. 4a). Auch bei einer Aufschlüsselung des Korrekturausmaßes postoperativ war kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ersichtlich (Tab. 4b).

Gruppe		n = Pat.	MW	Std-Abw.	Med.	Min.	Max.
Navigiert	präoperativ	19	3,5°	2,0	4°	0°	6°
	postoperativ	19	1,4°	1,1	1°	0°	4°
	Unterschied	19	-2,1	2,4			
Konventionell	präoperativ	19	3,9°	1,9	4°	0°	7°
	postoperativ	19	1,3°	1,1	1°	0°	4°
	Unterschied	19	-2,6	2,0			

Tab. 4a Ergebnisse für den Kniewinkel a.p.

	unter -1°	-1 bis -3°	mehr als -3°
post-op. navigiert	2	17	0
post-op. konventionell	1	18	0

Tab. 4b Ergebnisse für den Kniewinkel a.p., Korrektur in Grad post-op.

Der tibiale Slope verringerte sich im Durchschnitt für beide Gruppen von 6° auf 5°. Die Änderung war auch bei differenzierter Betrachtung der beiden Untergruppen konventionell und navigiert in vergleichbarer Form zu sehen. Auch bezüglich der Minima und Maxima ließ sich kein deutlicher Unterschied zwischen der Gesamtheit und den Untergruppen bzw. zwischen den Untergruppen für sich genommen erkennen (Tab. 5a). Der idealisierte Slope ist bei 5° definiert, eine Abweichung von bis zu 4° wurde toleriert. Alle Endoprothesen lagen postoperativ in diesem Bereich (Abb. 5b).

Gruppe		n = Pat.	MW	Std.-Abw.	Med.	Min.	Max.
Navigiert	prä-OP	19	5,2	1,7	5°	3°	8°
	post-OP	19	4,2	1,2	5°	2°	6°
	Unterschied	19	-1,0	1,1			
Konventionell	prä-OP	19	6,3	1,8	7°	3°	9°
	post-OP	19	4,9	1,1	5°	2°	7°
	Unterschied	19	-1,4	1,3			

Tab. 5a Ergebnisse für den tibialen Slope

	> ± 4° Korrektur	5° Slope	< ± 4° Korrektur
post-op. navigiert	0	9	10
post-op. konventionell	0	10	9

Tab. 5b Ergebnisse für den tibialen Slope nach Korrekturausmaß post-op.

### 3. KOMPLIKATIONEN

Im Rahmen der Ligamentspanner-Studie kam es in einem Fall intraoperativ zum Einsinken der femoralen Komponente aufgrund einer unterschätzten Osteoporose, mit der Konsequenz dass ein höheres PE eingesetzt werden musste. Zu einer Veränderung der Kniegelenksgeometrie kam es hierbei nicht. Der weitere Verlauf war komplikationsfrei. In derselben Studie frakturierte bei einem anderen Patienten die dorsale Tibiakante während des Meißelns der Finne für die tibiale Metallverstärkung. Die Fraktur wurde reponiert, temporär mit Kirschnerdrähten fixiert und die Tibiakomponente in üblicher Weise einzementiert. Danach wurden die Kirschnerdrähte wieder entfernt. Der postoperative Verlauf war vollständig komplikationslos, eine Veränderung des Nachbehandlungsschemas war nicht erforderlich. Dennoch wurde das Design des entsprechenden Meißels für die Finne verändert.

Ein Patient in dieser Studiengruppe erlitt postoperativ eine vermutlich spontane PE-Inlay Luxation, hier wurde ein höheres PE-Inlay implantiert, der weitere Verlauf blieb

komplikationsfrei. Der genaue Luxationsmechanismus konnte aus der Befragung des Patienten hier nicht abschließend rekonstruiert werden. In derselben Gruppe erlitt ein weiterer Patient eine Thrombophlebitis, die unter entsprechender Therapie rasch folgenlos ausheilte und ein anderer Patient hatte einen oberflächlichen Wundinfekt, der ebenfalls folgenlos ausheilte.

Insgesamt ergeben sich somit eine operativ revisionsbedürftige Komplikation und vier unkomplizierte Komplikationen.

In der Vergleichsstudie navigiert/konventionell kam es zu keiner einzigen Komplikation.

## DISKUSSION

### 1. ZUR ZIELSETZUNG DER STUDIE

Die Überlegungen zur Verbesserung der funktionellen Ergebnisse und Überlebensdauer der unikondylären Schlittenprothesen haben zur Entwicklung einer primär Bandspannungsorientierten Implantationstechnik geführt. Neu ist bei dem verwendeten System die Integration von frei einstellbarer Vorspannung mit der Sägelehre, was die Handhabung deutlich vereinfachen soll. Bezüglich der Ausrichtung

auf eine anatomisch korrekte Bandspannung, die einen Zustand vor der medialen Kompartimentsarthrose widerspiegeln soll, muß das Ergebnis den etablierten Prothesensystemen zumindest ebenbürtig sein. Dies zu überprüfen war Ziel des ersten Studienabschnitts.

Da das System mit dem integrierten Bandspanner äußerst komplex ist und der minimalinvasive Operationszugang nur eine begrenzte Übersicht ermöglicht, sahen wir in der Verwendung eines Navigationssystems eine mögliche Option zur Verbesserung der Achsausrichtung bei der Implantation. Dazu verglichen wir die Ergebnisse der konventionell eingebrachten Schlittenprothese mit der navigiert operierten Variante.

Während wir bezüglich der Verwendung des integrierten Bandspanners mit den Ergebnissen bezüglich Funktion und Komplikationen im Rahmen anderer medialer Schlittenprothesen blieben, brachte uns die Verwendung des Navigationssystems keine fassbaren Vorteile.

## 2. ALLGEMEINES ZUM PATIENTENKOLLEKTIV UND DEN BEIDEN STUDIENGRUPPEN

Die beiden hier vorgestellten Studien waren nicht in Kombination geplant worden, und demnach wurden unterschiedliche Patientengruppen für die beiden Studien verwendet. Dennoch ist eine gewisse Vergleichbarkeit gegeben, da sich beide Gruppen aus demselben Einzugsgebiet rekrutieren und die Umgebungsbedingungen

der beiden Studien identisch waren. Alle Patienten waren im gleichen Krankenhaus von einem unveränderten Pflege-, Physiotherapie- und Ärzteteam betreut worden.

Alle Patienten wurden aus dem laufenden Betrieb für die Studien akquiriert, somit waren sowohl Patienten aus der klinikinternen Sprechstunde als auch zugewiesene Patienten durch niedergelassene Kollegen im Kollektiv vertreten. Die im Patientenkollektiv konventionell/navigiert aufgetretene Häufung in der relativen Anzahl der navigiert operierten Männer gegenüber der relativen Häufung konventionell operierter Frauen ist der Zufallsverteilung geschuldet.

Die Daten aus der weichteilorientierten Operationstechnik – Studie wurden im Rahmen einer Multicenter-Studie verwendet.

### 3. DOKUMENTATION DER VORSPANNUNG MIT DEM LIGAMENTSPANNER

Ursprünglich waren wir davon ausgegangen, dass sich regelhaft eine standardisierte Bandspannung verwenden ließe, womit eine Dokumentation überflüssig wäre. Da aber einer milden Varusstellung zugunsten einer Überkorrektur in den Valgus der Vorzug gegeben wurde, erschien die Dokumentation der angewandten Vorspannung in Extension und Flexion doch sinnvoll. Die besagte Überkorrektur kam aus Gründen der zu erwartenden Progredienz der Arthrose im bisher unbeteiligten lateralen Kompartiment nicht in Frage [40]. Es ist davon auszugehen, dass die fehlenden Werte keine groben Abweichungen von den vorhandenen Daten zeigen würden. Die

Variation der Bandspannung spielte sich, in Abhängigkeit von der Festigkeit der Bandführung auf der Gegenseite, die klinisch getestet wurde, und der Bandspannung vor Implantation am operierten Knie, innerhalb von -15 bis +10 N ab.

#### 4. GRÖßENVERTEILUNG DER IMPLANTATKOMPONENTEN

Da mehr Frauen als Männer in dem Studienkollektiv vertreten waren und demnach 62 % der Prothesen bei Patientinnen implantiert wurden, kann von einer Tendenz zu kleineren Prothesengrößen allein aufgrund der Geschlechterverteilung ausgegangen werden. Immerhin nahmen die jeweils zwei nächstgrößeren Femur- bzw. Tibiakomponenten mit 30% bzw. 34% auch einen großen Anteil der Implantationen ein. Bei den Extremgrößen (größte und nächstkleinere) herrscht femoral eine Tendenz zur kleineren Größe vor, Tibial eine schwache Tendenz zum größten Implantat.

#### 5. DATENERFASSUNG UND AUSWERTUNG

Während präoperativ noch alle Patienten der Weichteilorientierten-Operationstechnik-Studie bereit waren die Schmerz- und Zufriedenheitsbewertung durchzuführen, waren es im Verlauf nur noch eine geringfügig geringere Anzahl. Grund hierfür waren in erster Linie die Weiterbehandlung durch niedergelassenen Kollegen und damit der Verlust von Patienten für die Nachuntersuchungen. Aus

demselben Grund verloren wir auch Patienten für die radiologische Kontrolle in dieser Studie, da die Verlaufskontrollen zum Teil durch niedergelassene Kollegen erfolgt waren. In keinem Fall gab ein Patient Unzufriedenheit als Grund für den Wechsel zum externen Kollegen an.

## 6. SCHMERZEMPFINDEN UND PATIENTENZUFRIEDENHEIT

Die Erfassung von subjektiven Kriterien wie des Schmerzempfindens und der Patientenzufriedenheit stellte uns immer wieder vor Probleme. Das Instrument der Visuellen Analogskala war vielen Patienten trotz ausführlicher Erklärung nicht vollständig verständlich zu machen, einige Patienten fragten mehrmals nach, welchen Wert sie anzugeben hätten (n=1), oder äußerten Unsicherheit bezüglich der "Richtigkeit" ihrer angegebenen Werte (n=6). Insgesamt zeigen dennoch sowohl die Schmerzempfindung wie auch die Patientenzufriedenheit den gewünschten Verlauf mit abnehmendem Schmerz bei wachsender Zufriedenheit. Die große Streubreite der Werte zeigt aber das oben erläuterte Problem.

Interessant ist die tendenzielle Zunahme der Schmerzempfindung bei gleichzeitiger Abnahme der Patientenzufriedenheit in der Nachuntersuchung nach 6 Monaten. Hier könnte eine anfängliche Schonung postoperativ mit anschließend vermehrter Schmerzwahrnehmung nach Aktivitätssteigerung zugrunde liegen.

Letztlich lassen sich solche „Ausreißer“ nur in einem entsprechend großen Patientenkollektiv nivellieren, dennoch zeigen die erhobenen Daten einen Trend, der im Rahmen zukünftiger Studien die Erhebung eines „Lebensqualitätsgewinns“, z.B. mittels des SF-36 Fragebogens, sinnvoll erscheinen lassen [57]. Auch die genaue Lokalisation des Schmerzes sollte zukünftig beschrieben werden, insbesondere im Hinblick auf eine persistierende mediale Schmerzsymptomatik [22].

## 7. KOMPLIKATIONEN

Angesichts der Verwendung von identischen Prothesen mit mobile-bearing und Implantation jeweils unter Verwendung des Ligamentspanners betrachten wir beide Studien in einer Zusammenschau. Kumuliert zeigen sich zwei späte postoperative Komplikationen, wie sie für diesen und vergleichbare Eingriffe typisch sind (Infekt, Thrombophlebitis). Ebenfalls zweimal kam es zu folgenlosen intraoperativen Komplikationen, diese sind vermutlich der Lernkurve geschuldet. Ein Fall zeigte eine postoperative PE-Inlay Luxation noch während des stationären Aufenthaltes, hier konnte ein Sturz oder Fehlbelastungstrauma im Rahmen einer frühen Eigenmobilisation durch den Patienten anamnestisch nicht sicher ausgeschlossen werden. Es wurde im Revisionseingriff auf die nächsthöhere Inlayhöhe gewechselt, der weitere Verlauf war dann komplikationsfrei. Bezüglich der Bandspannung lag keine auffällige Laxität vor, die Kreuzbänder waren nach wie vor funktionell intakt.

Die Luxationsrate liegt damit bei knapp 2%, wobei die Repräsentanz dieser Komplikationsrate bei der relativ geringen Patientenzahl eher eingeschränkt ist. Die Daten sind auch in eine Multicenter-Studie mit 123 Implantationen der Mathys Schlittenprothese eingeflossen, hier lag die Luxationsrate bei 4,1% [15]. Vergleichbare Luxationsraten lagen bei Cool [19] und Gleeson [30] vor, hier waren jeweils 50 bzw. 47 Implantationen nachuntersucht worden. Zum Vergleich liegt bei der 10-Jahres Follow-up Untersuchung von 1000 Oxford Phase 3 Schlittenprothesen die Luxationsrate bei 0,6% [63]. Als Erklärung für die atraumatische Inlay-Luxation bei Verwendung eines Bandspanners führt Campbell in erster Linie mangelnde Erfahrung des Operateurs mit dem angewandten Verfahren an [15]. Somit sollte die Komplikationsrate bei entsprechender Erfahrung abnehmen. Eventuell lässt sich so die geringe Komplikationsrate der beschriebenen Studie zu den 1000 Oxford-Schlittenprothesen erklären. Auch findet sich hier eine mögliche Erklärung für die geringere Luxationsrate im hier untersuchten Teilkollektiv der Multicenter-Studie.

#### 8. ERGEBNISSE DER WEICHTEILORIENTIERTEN-OPERATIONSTECHNIK STUDIE

Unsere Annahme war, dass sich mit der Verwendung eines Ligamentspanners eine bandspannungsorientierte Implantation einer medialen Schlittenprothese erfolgreich durchführen lässt, unter der Maßgabe dass sich ein gutes funktionelles Ergebnis bei hoher Patientenzufriedenheit und geringer Schmerzsymptomatik ergibt. Einige

Studien zeigen kurz- bis mittelfristig für die minimalinvasive Operationstechnik eine positive Bilanz bezüglich Verweildauer im Krankenhaus und postoperativer Bewegungsumfang [12, 81, 82].

Besonderes Augenmerk richteten wir auf die Anpassung der Bandspannung, da hierzu zum Zeitpunkt der Studie noch keine vergleichbaren Daten vorlagen. Daher wurden die Werte für die Bandspannung basierend auf Erfahrungswerten der Operateure festgelegt. Ein ähnliches Vorgehen verwendeten auch Emerson et al. 1992, allerdings ohne eine Messung der jeweiligen Bandspannung und unter individueller Anpassung an den jeweiligen Patienten. Außerdem wurden zwei unterschiedliche Schlittenprothesen verwendet [23]. Die verwendete Aufspreizkraft in Flexion und Extension entsprach im Mittel dem angenommenen Wert von 75 N, wobei eine individuelle Anpassung an den jeweiligen Patienten erfolgen musste, um eine Überkorrektur oder eine zu laxen Bandspannung zu vermeiden. Da im primären Studiendesign von einer einheitlichen Vorspannung bei allen Implantationen ausgegangen wurde, war die intraoperative Erfassung der Bandspannung nicht vorgesehen. Dies wurde dann kurzfristig in Abstimmung mit den beiden anderen Abteilungen im Rahmen der Multicenter-Studie geändert, da auch hier unterschiedliche Vorspannungen für eine, aus Sicht der in der unikondylären Schlittenendoprothetik erfahrenen Operateure, korrekte Implantation vonnöten waren. Diese Werte, die bei uns zwischen 60 und 85 N variierten, basieren auf den Erfahrungen der Operateure, da es hierzu in der Literatur keine verwertbaren Daten

gibt. Eine zu laxe Bandspannung bei Verwendung der am häufigsten implantierten PE-Inlays der geringsten Höhe (5mm) zeigen, dass eine nachträgliche Erhöhung der Bandspannung durch ein höheres PE-Inlay fast nie erforderlich war. Letztlich führte die Verwendung der niedrigsten PE-Inlay-Höhe zu einer sparsamen Knochenresektion mit der Möglichkeit zur späteren problemlosen Revision zu einer ungekoppelten Knieendoprothese [82]. Probleme durch die Verwendung des niedrigsten PE-Inlays sind, wie bei anderen Schlittenprothesen beschrieben, aufgrund des aktuellen Designs, bei dem ein entsprechendes PE-Material verwendet wurde und die Kongruenz der Prothese entsprechend der Hauptbelastungszone in Flexion angepasst wurde, nicht zu erwarten [71].

Die Ergebnisse im Knee- und Function-Score zeigen eine deutliche Verbesserung von prä- zu 1 und 2 Jahre postoperativ. Im Knee Score stieg der Wert von 55 auf 88 Punkte an, im Function Score von 60 auf 86 Punkte. Vergleichbare Werte finden sich für z.B. die Oxford-Schlittenprothese (Phase 3) in der Literatur mit einer Verbesserung von präoperativ 45 Punkten im Knee Score und 55 Punkten im Function Score auf durchschnittlich 90 Punkte in beiden Scores postoperativ [17]. Auch in einer aktuellen Arbeit von Nerhus [60] zeigt sich eine kontinuierliche Verbesserung der Funktion ab 6 Wochen postoperativ, wobei hier keine signifikante Verbesserung mehr ab 6 Monaten postoperativ gesehen wurde. Insgesamt entspricht unser Ergebnis den Erwartungen, die wir in dieses Verfahren gesetzt hatten. In der gesonderten Betrachtung der aktiven und passiven Kniegelenksbeweglichkeit zeigt

sich keine stark ausgeprägte Verbesserung der Werte, was angesichts der geringen vorbestehenden Bewegungseinschränkungen nicht verwundert. In Zusammenschau der Knee- und Function-Scores sowie der Patientenzufriedenheit und Schmerzempfindung kann man aber die deutliche Verbesserung der Lebensqualität für die Patienten durch die nun schmerzfreiere Beweglichkeit sehen. In Tab.8 wird der Vergleich unserer Ergebnisse im Knee Society Score mit anderen Studien gezeigt, hier gab es keine signifikanten Unterschiede.

Studie	n = Patienten	Score prä-op.	Score post-op.	FU (Jahre)
Eigene Daten	53	115	177	2
Pandit, H [63]	1000	116	178	1(*)
Panni, A [64]	80	100	176	1

(\*) Punktmaximum bei 1-J. Follow-up Untersuchung

Tab.8 Vergleich des Knee Society Scores

#### 9. ERGEBNISSE DER VERGLEICHSTUDIE NAVIGIERT/KONVENTIONELL

Die Studie sollte eine Überprüfung der Implantationsgenauigkeit liefern, die für das funktionelle Ergebnis mitunter als relevanter Faktor gesehen wird. [8, 34, 54].

In unserem Fall wurde im Mittel ein Varus von 5,8° für die Beinachse a.p. präoperativ bestimmt, der um 3° auf 2,8° Varus postoperativ verringert wurde. Eine vergleichbare Achskorrektur findet sich auch bei Keene et al., der 2006 ebenfalls die navigierte mit

der konventionellen Implantation einer unikondylären Schlittenprothese verglich [47]. Die Hypothese, dass die navigierte Operationstechnik eine Verbesserung des Ergebnisses bewirkt, kann in dem untersuchten Kollektiv bei einer durchschnittlichen Korrektur der Varusfehlstellung auf  $2,7^\circ$  in der navigierten Gruppe vs.  $2,9^\circ$  in der konventionellen Gruppe nicht bestätigt werden. Zwar kam es zu keiner Überkorrektur in einen Valgus, was unserer Zielsetzung nach vermieden werden sollte, allerdings konnte die Navigation auch keine signifikante Verbesserung zu der konventionellen Implantation aufzeigen. Beide Werte zeigen bei einer geringen Streuung die angestrebte milde Varusstellung, die wir als eine Verringerung der vorbestehenden Deformität um  $3-5^\circ$  definierten bei einem idealisierten Restvarus von  $3^\circ$ . Eine Varusstellung von  $> 10^\circ$  wurde in jedem Fall vermieden, da die Kongruenz von Femurkomponente und PE-Inlay nur bis zu einer Seitverkipfung von jeweils  $10^\circ$  erhalten bleibt, vergleichbar dem Oxford-System [33]. In der navigierten Gruppe verringerte sich der Varus dementsprechend im Mittel um  $2,5^\circ$ , in der konventionellen Gruppe um  $3,4^\circ$ . Die Streubreite war hierbei mit  $2,3^\circ$  für die navigierten und  $2,2^\circ$  für die konventionell implantierten Prothesen gering. Die Ausreißer wurden in jedem Fall auf  $< 10^\circ$  Restvarus korrigiert, was auch im Rahmen der klinisch akzeptablen Bandspannung möglich war. Es liegen daher auch postoperativ Varusstellungen außerhalb des Idealwerts vor, die bereits klinisch oder bei Verwendung der Navigation auch messtechnisch objektivierbar intraoperativ erkannt worden waren. Zusammenfassen lagen sowohl für die navigiert wie auch für die konventionell

implantierten Schlittenprothesen die postoperativen Beinachsenausrichtungen im gewünschten Rahmen.

Die Messung des Kniewinkels wurde von uns als Maß für die mediale Aufrichtung im Sinne der Wiederherstellung einer anatomischen Bandspannung eingeführt. Die angenommene Verringerung des Winkels postoperativ trat in über 90% der Fälle ein, im Mittel durchaus im angenommenen Bereich bis zu 3 °. Interessant wäre hier ein Vergleich im größeren Kollektiv und gegenüber einer nicht mittels Bandspanner implantierten Schlittenprothese. Die insgesamt drei nicht im definierten Korrekturausmaß liegenden Werte könnten auf bereits verkürzte Bandstrukturen oder aber ein noch nicht stark höhengemindertes mediales Kompartiment zurückzuführen sein. Wie erwähnt gab es zwischen den navigierten und den konventionell implantierten Endoprothesen keine signifikanten Unterschiede.

Bei den vergleichbar guten Ergebnissen kann keine klare Empfehlung für die Navigation bei der unikondylären Schlittenendoprothetik gegeben werden. Durch das Navigationssystem hat man ein kontinuierliches intraoperatives Feedback über die aktuellen Winkel und kann dementsprechend exakte Anpassungen z.B. in der Resektionshöhe vornehmen. Hierbei ist zu beachten, dass auch eine femorale Fehlpositionierung ein vorzeitiges Versagen des PE-Inlays nach sich ziehen kann [21]. Eine suboptimale Positionierung des Tibiaplateau führt ebenso zu schlechteren funktionellen Ergebnissen [54]. Dies unterstreicht die Notwendigkeit einer exakten

Implantatpositionierung nochmals [8, 19]. Während die Ergebnisse der konventionell eingebrachten Schlittenprothesen in erster Linie von der Erfahrung des jeweiligen Operateurs abhängen, kann bei den navigiert implantierten Prothesen von einer hohen Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ausgegangen werden. Voraussetzung ist aber auch hier eine genaue Kenntnis des Navigationsprozesses. Speziell bei den minimalinvasiv implantierten Schlittenprothesen zeigte Jenny 2007 in einer Studie mit 120 Patienten, dass sich die radiologisch überprüfte Implantationsgenauigkeit im Vergleich zur herkömmlichen, "offenen" Technik mit Navigation nicht verschlechterte [45]. Der Vorteil einer exakten Implantatpositionierung scheint also nicht in entscheidendem Maße vom gewählten Zugang (minimalinvasiv oder offen) abzuhängen. Natürlich müssen noch langfristige Ergebnisse bezüglich der Funktion und Implantatüberlebensdauer abgewartet werden.

Cossey [20] gibt in einer Studie mit 30 Patienten eine nachvollziehbarere Achsausrichtung und eine exaktere Positionierung der Prothesenkomponenten bei den navigiert implantierten an. Allerdings wurden hier zwei unterschiedliche Prothesensysteme für die navigierte und die konventionelle Implantation verwendet, was die Aussagekraft dieses Vergleiches relativiert.

In einer Studie mit jeweils 20 Patienten verglich Perlick [68] die navigierte mit der konventionellen Implantation unter Verwendung eines einheitlichen Implantates. Hierbei handelte es sich um ein „fixed-bearing“-System mit „metal-backed“

Tibiaplateau, die Implantation wurde ohne Anwendung eines Bandspanners durchgeführt. Als Maßstab für eine korrekte Implantation wurde auch hier die Beinachse bestimmt. Es zeigten sich in der konventionellen Gruppe 4 Patienten mit Überkorrektur in einen Valgus, während nur ein Patient der navigierten Gruppe überkorrigiert wurde. Im Vergleich der restlichen Fälle zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Achsausrichtung. Ursachen für den Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich der Valgisierung wurden nicht diskutiert, letztlich wird die Navigation als überlegenes Instrument korrekten Achsausrichtung propagiert.

Haaker [37] evaluierte bei 50 Patienten, bei denen mit Navigationsunterstützung eine unikondyläre Knieprothese implantiert worden war, ebenfalls die Achsausrichtung. Als Zielkriterium war hier ein Bereich zwischen  $3^\circ$  Varus und  $3^\circ$  Valgus definiert, dieser wurde bei allen Implantationen erreicht. Eine Vergleichsgruppe gab es nicht, es wird eine gute Reproduzierbarkeit der Implantationsgenauigkeit aufgrund der Navigation postuliert.

Aktuell vergleicht auch Weber [83] die Implantationsgenauigkeit von navigiert implantierten mit derer von konventionell implantierten unikondylären Schlittenprothesen. Herauszuheben ist, daß in dieser Studie keine postoperativen Röntgen-Ganzbeinaufnahmen gemacht wurden, sondern die Implantationsgenauigkeit mit üblichen Standardröntgenaufnahmen des Kniegelenks in 2 Ebenen bestimmt werden konnte. Es zeigte sich bei insgesamt guten

Ergebnissen kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen, so daß lediglich die Nachteile der Navigation, insbesondere die höheren Kosten und die längere OP-Dauer, zum Tragen kommen.

Im Hinblick auf unsere Studie lassen sich der Eindruck einer hohen Reproduzierbarkeit der gewünschten Beinachse und einer korrekten Implantatpositionierung bestätigen. Die Verwendung eines Ligamentspanners bei der Implantation scheint keine negativen Auswirkungen zu haben, und es gab lediglich eine Komplikation, die sicher auf die Verwendung eines „mobile-bearing“-Implantates zurückzuführen ist. Während Haaker den Zielbereich bis zu 3° in den Valgus hinein definiert hat, sehen sowohl Perlick, Jenny u.a. eine Überkorrektur in Valgusstellung hinein kritisch. Diese zu vermeiden war auch in unserer Studie das Ziel, wir orientierten uns jedoch, wie zuvor erwähnt, aufgrund der Verwendung des Bandspanners an den vorbestehenden anatomischen Gegebenheiten, was z.T. mit einer Varusstellung > 3° postoperativ einherging.

Für zukünftige Studien wäre von Interesse, ob die navigierte minimalinvasive Implantation die aufgrund der Lernkurve anfänglich höhere Fehlerrate bei der Positionierung der Prothesenkomponenten verringern kann [52]. Bei der Revisionsendoprothetik des Kniegelenks zeigt sich sogar bei erfahrenen Operateuren ein Trend zu einer achsgerechteren Revision unter Verwendung eines Navigationssystems [69]. Angesichts der raschen Weiterentwicklung der

Computertechnik im medizinischen Bereich kann man auch von einer entsprechenden Verbesserung der Navigationshilfen ausgehen, insbesondere bezüglich der Anwendung im OP-Saal. Auch ist sicherlich für eine breite Akzeptanz eine Verringerung der Anschaffungs- und Verbrauchsmaterialkosten vonnöten.

Zum jetzigen Zeitpunkt ist die Zuhilfenahme eines Navigationsgerät bezüglich der Vorteile in Dokumentationsfähigkeit des Eingriffs, kontinuierlichem Feedback und der Beschleunigung der Lernkurve von Vorteil. Lediglich die Zusatzkosten und die Verlängerung der OP-Zeit [68, 83] sowie das Risiko einer Pin-Infektion (abhängig vom System) schränken diese Empfehlung ein, sonstige Nachteile konnten aus den vorliegenden Daten nicht abgeleitet werden.

## 10. SCHLUSSFOLGERUNG

Die Implantation einer medialen Schlittenprothese unter Verwendung eines Bandspanners mit integrierter Sägelehre erbringt ein den etablierten Endoprothesen vergleichbar gutes funktionelles Ergebnis. Die Komplikationsrate liegt ebenfalls im Rahmen vergleichbarer Studien. Das verwendete System erlaubte sowohl ohne als auch mit Verwendung eines Navigationssystems eine gleichbleibend gute Implantationsgenauigkeit, weshalb aus unserer Sicht der Mehraufwand für die Navigation allenfalls aus dokumentationstechnischen oder ausbildungstechnischen Gründen gerechtfertigt ist.

Langzeitergebnisse, die einen etwaigen Vorteil der bandspannungsorientierten Implantationstechnik zeigen könnten, stehen noch aus.

## 11. ZUSAMMENFASSUNG

Die Implantation einer medialen unikondylären Schlittenprothese ist inzwischen ein Standardverfahren der orthopädischen Chirurgie mit guten Ergebnissen in zahlreichen Studien. Die Tendenz zur Implantation einer Schlittenprothese auch beim jüngeren Patienten und die Relativierung bisheriger Kontraindikationen sind deutlich zu erkennen. Um den gestiegenen Anforderungen beim aktiveren, jüngeren Patienten begegnen zu können, liegt die Verwendung eines Prothesenmodells mit Anpassung an die anatomischen Gegebenheiten des verbleibenden Bandapparates nahe. Die Implantationstechnik muss eine bestmögliche Schonung der Knieweichteile ermöglichen, die Achsausrichtung im Kniegelenk sollte sich postoperativ dem idealisierten präarthrotischen Zustand annähern. Zur optimalen Implantation wird ein Bandspanner eingesetzt, bei dem unter entsprechender Vorspannung der Gelenkweichteile die notwendigen Osteotomien für die Prothesenimplantation erfolgen können. Die funktionellen Ergebnisse sind hierbei auf dem Niveau von etablierten Schlittenprothesen. Um die Positionierung der Endoprothese zu optimieren, wurde die Implantation vergleichend mit bzw. ohne

Unterstützung durch ein intraoperatives Navigationssystem durchgeführt. Eine signifikante Verbesserung ließ sich hierbei nicht feststellen.

Ob die angewandte Operationstechnik im Langzeitverlauf Vorteile bringt, müssen weitere Studien zeigen. Durch die navigierte Implantation ist kein eindeutiger Vorteil bezüglich der Achskorrektur feststellbar.

## Literaturverzeichnis

1. Ahmed AM, Hyder A, et al., *In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading*. J Orthop Res, 1987. 5(2): p. 217-30.
2. Aldinger PR, Gill HS, et al., *Ist die Navigation bei der Schlittenprothese sinnvoll? Eine Pilotstudie am Leichenknie*. Orthopäde, 2005. 34(11): p. 1094-102.
3. Amin AK, Patton JT, et al., *Unicompartmental or total knee arthroplasty?: Results from a matched study*. Clin Orthop Relat Res, 2006. 451: p. 101-6.
4. Argenson JN, Chevrol-Benkeddache Y, and Aubaniac JM, *Modern unicompartmental knee arthroplasty with cement: a three to ten-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 2002. 84-A(12): p. 2235-9.
5. Argenson JN, Parratte S, et al., *Long-term results with a lateral unicondylar replacement*. Clin Orthop Relat Res, 2008. 466(11): p. 2686-93.
6. Ashraf T, Newman JH, et al., *Lateral unicompartmental knee replacement survivorship and clinical experience over 21 years*. J Bone Joint Surg Br, 2002. 84(8): p. 1126-30.
7. Asif S and Choon DS, *Midterm results of cemented Press Fit Condylar Sigma total knee arthroplasty system*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2005. 13(3): p. 280-4.
8. Assor M and Aubaniac JM, *Influence of rotatory malposition of femoral implant in failure of unicompartmental medial knee prosthesis*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2006. 92(5): p. 473-84.
9. Baier T and Neuwirth E, *Excel :: COM :: R*. Computational Statistics, 2007. 22(1).
10. Barrett DS, Biswas SP, and MacKenney RP, *The Oxford knee replacement. A review from an independent centre*. J Bone Joint Surg Br, 1990. 72(5): p. 775-8.
11. Bartley RE, Stulberg SD, et al., *Polyethylene wear in unicompartmental knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1994(299): p. 18-24.
12. Berger RA, Nedeff DD, et al., *Unicompartmental knee arthroplasty. Clinical experience at 6- to 10-year followup*. Clin Orthop Relat Res, 1999(367): p. 50-60.
13. Boy O, Hahn S, and Kociemba E. *Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation*. [PDF] 2009; BQS Qualitätsreport 2008]. Available from: <http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/knietotalerst/ergebnisse>.
14. Callaghan JJ, *Mobile-bearing knee replacement: clinical results: a review of the literature*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 221-5.
15. Campbell D, Schuster AJ, et al., *Unicondylar knee replacement with a new tensioner device: clinical results of a multicentre study on 168 cases*. Arch Orthop Trauma Surg, 2010. 130(6): p. 727-32.
16. Cartier P, Sanouiller JL, and Grelsamer RP, *Unicompartmental knee arthroplasty surgery. 10-year minimum follow-up period*. J Arthroplasty, 1996. 11(7): p. 782-8.

17. Clarius M, Hauck C, et al., *Correlation of positioning and clinical results in Oxford UKA*. Int Orthop, 2009.
18. Cobb J, Henckel J, et al., *Hands-on robotic unicompartmental knee replacement: a prospective, randomised controlled study of the acrobot system*. J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(2): p. 188-97.
19. Cool S, Victor J, and De Baets T, *Does a minimally invasive approach affect positioning of components in unicompartmental knee arthroplasty? Early results with survivorship analysis*. Acta Orthop Belg, 2006. 72(6): p. 709-15.
20. Cossey AJ and Spriggins AJ, *The use of computer-assisted surgical navigation to prevent malalignment in unicompartmental knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2005. 20(1): p. 29-34.
21. Diezi C, Wirth S, et al., *Effect of femoral to tibial varus mismatch on the contact area of unicondylar knee prostheses*. Knee, 2010. 17(5): p. 350-5.
22. Edmondson MC, Isaac D, et al., *Oxford unicompartmental knee arthroplasty: medial pain and functional outcome in the medium term*. J Orthop Surg Res, 2011. 6: p. 52.
23. Emerson RH, Jr., Head WC, and Peters PC, Jr., *Soft-tissue balance and alignment in medial unicompartmental knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1992. 74(6): p. 807-10.
24. Engelbrecht E, Siegel A, et al., *Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg: a review of a 4-year observation*. Clin Orthop Relat Res, 1976(120): p. 54-64.
25. Engelhardt M, *Epidemiology der Arthrose in Westeuropa*. Dtsch Z Sportmed, 2003. 54(6): p. 171-75.
26. Engh GA and Ammeen D, *Is an intact anterior cruciate ligament needed in order to have a well-functioning unicondylar knee replacement?* Clin Orthop Relat Res, 2004(428): p. 170-3.
27. Felson DT, Niu J, et al., *Effect of recreational physical activities on the development of knee osteoarthritis in older adults of different weights: the Framingham Study*. Arthritis Rheum, 2007. 57(1): p. 6-12.
28. Foote JA, Smith HK, et al., *Return to work following knee arthroplasty*. Knee, 2009.
29. Gioe TJ, Glynn J, et al., *Mobile and fixed-bearing (all-polyethylene tibial component) total knee arthroplasty designs. A prospective randomized trial*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(9): p. 2104-12.
30. Gleeson RE, Evans R, et al., *Fixed or mobile bearing unicompartmental knee replacement? A comparative cohort study*. Knee, 2004. 11(5): p. 379-84.
31. Gluck T, *Autoplastik - Transplantation - Implantation von Fremdkörpern*. Berliner Klinische Wochenschrift, 1890. 27: p. 421-27.
32. Goodfellow J and O'Connor J, *The mechanics of the knee and prosthesis design*. J Bone Joint Surg Br, 1978. 60-B(3): p. 358-69.
33. Gulati A, Chau R, et al., *Influence of component alignment on outcome for unicompartmental knee replacement*. Knee, 2009. 16(3): p. 196-9.
34. Gulati A, Pandit H, et al., *The effect of leg alignment on the outcome of unicompartmental knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 2009. 91(4): p. 469-74.

35. Gunston FH, *Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement.* J Bone Joint Surg Br, 1971. 53(2): p. 272-7.
36. Gunston FH and MacKenzie RI, *Complications of polycentric knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1976(120): p. 11-7.
37. Haaker RG, Wojciechowski M, et al., *Minimal-invasive navigiert implantierte unikondyläre Knieendoprothese.* Orthopäde, 2006. 35(10): p. 1073-9.
38. Hauptmann SM, Kreul U, et al., *Einfluss der Retropatellararthrose auf das funktionelle Ergebnis nach unikondylaren Schlittenprothesen.* Orthopäde, 2005. 34(11): p. 1088, 90-3.
39. Hellinger J, *Messmethoden in der Skelettradiologie: Linien, Distanzen, Winkel und ihre klinische Bedeutung.* 1995, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 190.
40. Hernigou P and Deschamps G, *Alignment influences wear in the knee after medial unicompartmental arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 2004(423): p. 161-5.
41. Hoffmann F. *Schlittenprothese des Kniegelenks - Hintergrund.* Fachportal Orthopädie | Unfallchirurgie – Vorsorge, Krankheiten und Behandlungen 2012 03.02.2012; Available from: <http://www.medfuehrer.de/Orthopaeden-Unfallchirurgen-Rheuma/Behandlungen/Schlittenprothese-des-Kniegelenks-Hintergrund.html>.
42. Insall JN, Dorr LD, et al., *Rationale of the Knee Society clinical rating system.* Clin Orthop Relat Res, 1989(248): p. 13-4.
43. Iwaki H, Pinskerova V, and 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(8): p. 1189-95.
44. Jenny JY and Boeri C, *Accuracy of implantation of a unicompartmental total knee arthroplasty with 2 different instrumentations: a case-controlled comparative study.* J Arthroplasty, 2002. 17(8): p. 1016-20.
45. Jenny JY, Ciobanu E, and Boeri C, *The rationale for navigated minimally invasive unicompartmental knee replacement.* Clin Orthop Relat Res, 2007. 463: p. 58-62.
46. Kewish PA and Briard JL, *Mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty: a 2-center study with an 11-year (mean) follow-up.* J Arthroplasty, 2004. 19(7 Suppl 2): p. 87-94.
47. Keene G, Simpson D, and Kalairajah Y, *Limb alignment in computer-assisted minimally-invasive unicompartmental knee replacement.* J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(1): p. 44-8.
48. Kohn D, *Das Knie.* 2000, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 339.
49. Laskin RS, *New techniques and concepts in total knee replacement.* Clin Orthop Relat Res, 2003(416): p. 151-3.
50. Lewold S, Goodman S, et al., *Oxford meniscal bearing knee versus the Marmor knee in unicompartmental arthroplasty for arthrosis. A Swedish multicenter survival study.* J Arthroplasty, 1995. 10(6): p. 722-31.
51. Li MG, Yao F, et al., *Mobile vs. fixed bearing unicompartmental knee arthroplasty: A randomized study on short term clinical outcomes and knee kinematics.* Knee, 2006. 13(5): p. 365-70.

52. Lindstrand A, Stenstrom A, et al., *The introduction period of unicompartmental knee arthroplasty is critical: a clinical, clinical multicentered, and radiostereometric study of 251 Duracon unicompartmental knee arthroplasties*. J Arthroplasty, 2000. 15(5): p. 608-16.
53. Lombardi AV, Jr., Berend KR, et al., *Is recovery faster for mobile-bearing unicompartmental than total knee arthroplasty?* Clin Orthop Relat Res, 2009. 467(6): p. 1450-7.
54. Lootvoet L, Burton P, et al., *A unicompartment knee prosthesis: the effect of the positioning of the tibial plate on the functional results*. Acta Orthop Belg, 1997. 63(2): p. 94-101.
55. Lüring C, Bähis H, et al., *Die navigationsgestützte Knieendoprothetik. Eine Standortbestimmung unter evidenzbasierten Kriterien*. Dtsch Ärztebl, 2005. 102-A: p. 2320-25.
56. Marmor L, *The modular knee*. Clin Orthop Relat Res, 1973(94): p. 242-8.
57. McHorney CA, Ware JE, Jr., et al., *The MOS 36-item Short-Form Health Survey (SF-36): III. Tests of data quality, scaling assumptions, and reliability across diverse patient groups*. Med Care, 1994. 32(1): p. 40-66.
58. Müller PE, Pellengahr Cv, et al., *Influence of minimally invasive surgery on implant positioning and the functional outcome for medial unicompartmental knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2004. 19(3): p. 296-301.
59. Murphy L, Schwartz TA, et al., *Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis*. Arthritis Rheum, 2008. 59(9): p. 1207-13.
60. Nerhus TK, Heir S, et al., *Time-dependent improvement in functional outcome following Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty*. Acta Orthop, 2012.
61. Pandit H, Beard DJ, et al., *Combined anterior cruciate reconstruction and Oxford unicompartmental knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(7): p. 887-92.
62. Pandit H, Jenkins C, et al., *Cementless Oxford unicompartmental knee replacement shows reduced radiolucency at one year*. J Bone Joint Surg Br, 2009. 91(2): p. 185-9.
63. Pandit H, Jenkins C, et al., *Minimally invasive Oxford phase 3 unicompartmental knee replacement: results of 1000 cases*. J Bone Joint Surg Br, 2011. 93(2): p. 198-204.
64. Panni AS, Vasso M, et al., *Unicompartmental knee replacement provides early clinical and functional improvement stabilizing over time*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011.
65. Parmaksizoglu AS, Kabukcuoglu Y, et al., *Short-term results of the Oxford phase 3 unicompartmental knee arthroplasty for medial arthritis*. Acta Orthop Traumatol Turc, 2010. 44(2): p. 135-42.
66. Patil S, Colwell CW, Jr., et al., *Can normal knee kinematics be restored with unicompartmental knee replacement?* J Bone Joint Surg Am, 2005. 87(2): p. 332-8.
67. Pennington DW, Swienckowski JJ, et al., *Unicompartmental knee arthroplasty in patients sixty years of age or younger*. J Bone Joint Surg Am, 2003. 85-A(10): p. 1968-73.

68. Perlick L, Bathis H, et al., *Minimally invasive unicompartmental knee replacement with a nonimage-based navigation system*. Int Orthop, 2004. 28(4): p. 193-97.
69. Perlick L, Luring C, et al., *Revisionsendoprothetik des Kniegelenks: Einfluss eines Navigationssystems auf das Alignment und die Rekonstruktion der Gelenklinie*. Orthopade, 2006. 35(10): p. 1080-6.
70. Price AJ, Dodd CA, et al., *Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty in patients younger and older than 60 years of age*. J Bone Joint Surg Br, 2005. 87(11): p. 1488-92.
71. Price AJ, Waite JC, and Svard U, *Long-term clinical results of the medial Oxford unicompartmental knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2005(435): p. 171-80.
72. Price AJ, Webb J, et al., *Rapid recovery after oxford unicompartmental arthroplasty through a short incision*. J Arthroplasty, 2001. 16(8): p. 970-6.
73. Rajasekhar C, Das S, and Smith A, *Unicompartmental knee arthroplasty. 2- to 12-year results in a community hospital*. J Bone Joint Surg Br, 2004. 86(7): p. 983-5.
74. Ridgeway SR, McAuley JP, et al., *The effect of alignment of the knee on the outcome of unicompartmental knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 2002. 84(3): p. 351-5.
75. Robertsson O, Knutson K, et al., *The routine of surgical management reduces failure after unicompartmental knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2001. 83(1): p. 45-9.
76. Sah AP, Springer BD, and Scott RD, *Unicompartmental knee arthroplasty in octogenarians: survival longer than the patient*. Clin Orthop Relat Res, 2006. 451: p. 107-12.
77. Schroeder-Boersch H, *Joint biomechanics and design of modern knee prostheses--time for revised thinking!* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2001. 139(1): p. 3-7.
78. Soohoo NF, Sharifi H, et al., *Cost-effectiveness analysis of unicompartmental knee arthroplasty as an alternative to total knee arthroplasty for unicompartmental osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Am, 2006. 88(9): p. 1975-82.
79. Tabor OB, Jr. and Tabor OB, *Unicompartmental arthroplasty: a long-term follow-up study*. J Arthroplasty, 1998. 13(4): p. 373-9.
80. Tria AJ, Jr., *Advancements in minimally invasive total knee arthroplasty*. Orthopedics, 2003. 26(8 Suppl): p. s859-63.
81. Tria AJ, Jr. and Coon TM, *Minimal incision total knee arthroplasty: early experience*. Clin Orthop Relat Res, 2003(416): p. 185-90.
82. Weale AE, Halabi OA, et al., *Perceptions of outcomes after unicompartmental and total knee replacements*. Clin Orthop Relat Res, 2001(382): p. 143-53.
83. Weber P, Utzschneider S, et al., *Navigation in minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty has no advantage in comparison to a conventional minimally invasive implantation*. Arch Orthop Trauma Surg, 2012. 132(2): p. 281-8.

84. Webster KE, Wittwer JE, and Feller JA, *Quantitative gait analysis after medial unicompartmental knee arthroplasty for osteoarthritis*. J Arthroplasty, 2003. 18(6): p. 751-9.
85. Wessinghage D, *[Historical aspects of joint prosthesis implantation. A bibliographic study]*. Orthopade, 2000. 29(12): p. 1067-71.
86. Yu CH, Walker PS, and Dewar ME, *The effect of design variables of condylar total knees on the joint forces in step climbing based on a computer model*. J Biomech, 2001. 34(8): p. 1011-21.

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Nachuntersuchungszeitraum in Monaten

Tab. 2a Radiologische Lysesaumbeurteilung der Femurkomponente von lateral nach Abb. 18

Tab. 2b Radiologische Lysesaumbeurteilung der Tibiakomponente von a.p. nach Abb. 19

Tab. 2c Radiologische Lysesaumbeurteilung der Tibiakomponente von lateral nach Abb. 20

Tab. 3a Ergebnisse der Beinachse a.p., nach Gruppen aufgeschlüsselt

Tab. 3b Ergebnisse der Beinachse a.p.

Tab. 4a Ergebnisse für den Kniewinkel a.p.

Tab. 4b Ergebnisse für den Kniewinkel a.p., Korrektur in Grad post-op.

Tab. 5a Ergebnisse für den tibialen Slope

Tab. 5b Ergebnisse für den tibialen Slope nach Korrekturausmaß post-op.

Tab. 6 Ergebnisse für den mechanischen Femurwinkel

Tab. 7 Ergebnisse für den mechanischen Tibiawinkel

Tab. 8 Vergleich des Knee Society Scores

## Abbildungsverzeichnis

Abb.1: Zeichnung aus der Erstbeschreibung der Kniegelenksendoprothese

(T. Gluck, 1890)

Abb.2a: Ligamentspanner, Seitansicht mit PE-Einstellhebel und Schnittführung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Abb.2b: Ligamentspanner, hintere Ansicht mit Skala

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Abb.3: Bandvorspannung in Kniebeugung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Abb.4: Überprüfung der Bandspannung in Streckung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Abb.5: Schnittführung der dorsalen femoralen Resektion

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Abb.6: Verifizierung der Bandspannung

(Firma Mathys AG in Bettlach, Schweiz)

Abb.7: Kniegelenk seitlich mit 10 cm Meßstab

(Dr. F. Hoffmann, Rosenheim)

Abb.8a: Definition der gemessenen Achsen

(H.J. Hoffmann, Rosenheim)

Abb.8b: Vermessung des tibialen Slope

(H.J.Hoffmann, Rosenheim)

Abb.9a: Referenzinstallation und Kalibrierung

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.9b: Bestimmung des Hüftgelenkszentrums

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.9c: Überprüfung der Kniekinematik

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.9d: Tibiaplateauresektion

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.9e: Durchführung der femoralen Resektion

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.9f: Navigation des posterioren femoralen Schnittes

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.9g: Größenbestimmung der femoralen Komponente

(Firma Praxim Medivision, Grenoble, Frankreich)

Abb.10a: Schema zur Lysesaumbeurteilung an der Tibiakomponente, a.p. Ansicht

(H.J. Hoffmann, Rosenheim)

Abb.10b: Schema zur Lysesaumbeurteilung an der Tibiakomponente, laterale Ansicht

(H.J. Hoffmann, Rosenheim)

Abb.10c: Schema zur Lysesaumbeurteilung an der Femurkomponente

(H.J. Hoffmann, Rosenheim)

## Verzeichnis der Diagramme

Diag. 1a: Prozentuale Größenverteilung der implantierten Femurkomponenten

Diag. 2b: Prozentuale Größenverteilung der implantierten Tibiakomponenten

Diag. 2c: Prozentuale Größenverteilung der implantierten PE-Inlays

Diag. 3: Schmerzempfindung auf der visuellen Analogskala, numerische Auswertung  
(0=kein Schmerz)

Diag. 4: Patientenzufriedenheit auf der visuellen Analogskala, numerische  
Auswertung (0=sehr unzufrieden)

Diag. 5: Der Knee Score im Verlauf

Diag. 6: Der Function Score im Verlauf

Diag. 7: Der Total Knee Score im Verlauf

Diag. 8: Kniebeugewinkel aktiv in Grad im Verlauf

Diag. 9: Kniebeugewinkel passiv in Grad im Verlauf

## DANKSAGUNG

Am Anfang stand die Idee zu dieser Arbeit. Hierfür gebührt der Dank meinem Vater Dr. med. Frank Hoffmann, der mein Interesse an der klinischen Studentätigkeit weckte und mich unermüdlich mit sowohl fachlicher als auch emotionaler Kompetenz unterstützte.

Für die universitäre Betreuung und viele hilfreiche Tipps möchte ich mich ganz herzlich bei Prof. Dr. med. Peter Müller und Dr. med. Patrick Weber bedanken, die mit viel persönlichem Engagement diese Arbeit unterstützt und ermöglicht haben.

Den privaten Rückhalt, der mir die Arbeit an meiner Dissertation ermöglichte, verdanke ich meiner Frau Melanie. Ihr verdanke ich auch, daß unsere Tochter Helena die Stunden ohne ihren Vater nicht allzu schmerzlich vermissen musste.

Meiner Mutter möchte ich ganz besonders für ihren Glauben an mich und an diese Arbeit danken. Sie hat meiner Motivation immer aufs Neue Energie gespendet.

Für ihr Verständnis, das inzwischen auch auf vergleichbaren Arbeitsumständen beruht, möchte ich meiner Schwester Desirée ganz herzlich danken.