

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

*Kniegelenkskinematik nach navigierter Implantation eines
kreuzbandersetzenden Oberflächenersatzes*

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Timo Zippelius
aus Karlsruhe

Datum der Promotion: 22.06.2014

Inhaltsverzeichnis

Abstrakt	4
Abstract	5
1 Einleitung	6
1.1 Klinisches Problem	6
1.2 Unterschiede in den Implantatdesigns	9
1.3 Navigation in der Knieendoprothetik	13
1.4 Implantationstechniken in der Knieendoprothetik	15
„Tibia first vs. femur first“	15
1.5. Ziel der Arbeit	17
2 Patienten und Methodik	18
2.1 Studiendesign	18
2.2 Datenerhebung	19
2.3 Operationstechnik	20
Navigierte Implantation	20
2.4 Implantate	21
2.5 Nachbehandlung	22
2.6 Postoperative Daten und klinische Nachuntersuchung	23
Hospital for Special Surgery Score	23
Knee Society Score	23
Visuelle Analogskala	24
2.7 Erfassung der Navigationsdaten	24
2.8 Fluoroskopie	25
2.9 Statistik	31
3 Ergebnisse	32
3.1 Demographie	32
Geschlecht und Patientenalter	32
Implantate	32
Body-Maß-Index	32
3.2 Ergebnisse der Navigation	33
Mittelwerte der Navigationsdaten	33
Beugespaltasymmetrie bei Probanden mit und ohne Lift-Off	34

3.5 Ergebnisse der Fluoroskopie	35
3.5.1 Ergebnisse bei Flexion	35
Anteriore – posteriore Translation bei Flexion	35
Externe Rotation bei Flexion	36
Lift-Off bei Flexion medialer Kontakt	37
Anzahl Probanden mit medialem Lift-Off > 1mm bei Flexion	38
Mittelwerte der Probanden mit lateralem Lift-off	39
Anzahl Probanden mit lateralem Lift Off > 1mm	40
3.5.2 Ergebnisse bei Extension	41
Anteriore-posteriore Translation bei Extension	41
Externe Rotation bei Extension	42
Lift-Off mediale Kondyle bei Extension	43
Lift-off laterale Kondyle bei Extension	44
3.5.3 Anteriore-posteriore Translation und externe Rotation in Flexion	45
3.5.4 Schematische Darstellung der Kinematik in Flexion	46
3.6 Funktionelle Ergebnisse	47
Maximale Flexion - postoperativ	47
3.5 Klinische Ergebnisse	48
Knee Society Score - postoperativ	48
Hospital for Special Surgery Score- postoperativ	48
Schmerzen und VAS	49
4 Diskussion	50
Alignment	51
Stabilität	51
Kinematik	53
Fluoroskopisches Ergebnis	54
Vergleichbarkeit der Daten	55
Klinisches Ergebnis	56
Limitationen	56
5 Zusammenfassung	58
6 Literaturverzeichnis	59
Eidesstattliche Versicherung	69
Lebenslauf	70
Danksagung	71

Abstrakt:

Hintergrund:

Es ist bislang unklar, inwieweit die intraoperative Gelenkstabilität einen Einfluss auf die resultierende Gelenkkinematik nach abgeschlossener Rehabilitation hat und ob ein Zusammenhang zwischen Stabilität, Kinematik und klinischem Ergebnis besteht.

Methode:

Es wurden 17 Kniegelenke nach navigierter Implantation eines kreuzbandersetzenden bikondylären Oberflächenersatzes (e.motion®, Aesculap) untersucht. Alle Patienten wurden klinisch evaluiert (KSS, HSS und VAS) und die Gelenkkinematik fluoroskopisch während einer tiefen Kniebeuge bestimmt. Die erhobenen Daten wurden mit den intraoperativ ermittelten Navigationsdaten verglichen.

Ergebnisse:

Hinsichtlich der klinischen Scores hatten alle Probanden gute bis sehr gute Ergebnisse. Die fluoroskopischen Daten zeigten eine Bewegung der Knieprothese mit femoralen Roll-Back, welches auf der lateralen deutlich ausgeprägter als auf der medialen Seite war. Daraus resultierte eine Rotationsbewegung mit medialisiertem Drehpunkt. Einige Patienten zeigten ein Lift-Off der Femurkomponente von mehr als 1mm. Diese Patienten hatten in den Navigationsdaten eine größere Asymmetrie des Beugespaltes als Patienten ohne Lift-off Phänomen. Weder die fluoroskopischen Daten noch die Navigationsdaten korrelierten mit dem klinischen Ergebnis.

Schlussfolgerung:

Aufgrund der vorliegenden Daten kann eine Verbindung zwischen statischer intraoperativer Stabilität des Beugespaltes und einer dynamischen Instabilität, die sich als Lift-Off Phänomen manifestiert, gezeigt werden. Ein Einfluss von Gelenkstabilität und Kinematik auf das funktionelle Ergebnis war bei dem hier untersuchten Implantat und den erfassten Abweichungen vom Ideal nicht nachzuweisen.

Abstract:

Background:

To what extent intraoperative joint stability influences the resulting joint kinematics following rehabilitation and whether a connection exists between stability, kinematics and clinical outcome is not yet clear.

Method:

Seventeen knee joints were studied after navigated implantation of a bicondylar surface replacement (e.motion®, Aesculap) replacing the cruciate ligament. All patients were evaluated clinically (KSS, HSS and VAS) and the joint kinematics were analysed using fluoroscopy during a deep knee bend. The resulting data were compared with the navigation data obtained during surgery.

Results:

All subjects had good to very good results for the clinical scores. The fluoroscopic data showed movement of the knee prosthesis with femoral roll-back, which was much more pronounced on the lateral side than on the medial side. This resulted in a rotational movement with a medialised centre of rotation. Some patients showed a femoral component lift-off of more than 1 mm. These patients had a greater flexion gap asymmetry in the navigation data than patients without lift-off. Neither the fluoroscopic data nor the navigation data correlated with the clinical outcome.

Conclusions:

Based on these data, a connection can be shown between static intraoperative stability of the flexion gap and a dynamic instability manifesting as lift-off. No influence of joint stability and kinematics on functional outcome was demonstrated with the implant used and the deviations from the ideal recorded in this study.

1 Einleitung

1.1 Klinisches Problem

Die Relevanz einer Verbesserung der klinischen Ergebnisse nach endoprothetischem Kniegelenksersatz wird vor dem Hintergrund von 135.270 Implantationen in Deutschland deutlich (1). Die Zunahme der Implantationszahlen verdeutlichen Daten aus den USA, in denen sich die Zahl der Knieersatzoperationen innerhalb des letzten Jahrzehnts verdoppelt hat (2).

Das oberste Ziel der Knieendoprothetik ist eine gute und schmerzfreie Gelenkfunktion, welche idealerweise mit einem hohen Maß an Beweglichkeit sowie einer langen Standzeit der Prothese einhergeht.

Implantatlockerung, Polyethylenabrieb und Schmerzen sind die Hauptursachen für Wechseloperationen. Die Kinematik hat dabei einen direkten Einfluss auf die Funktionsfähigkeit, den Implantatverschleiß und somit auch auf die Standzeit der Endoprothese (3).

Die komplexe Kinematik des Kniegelenks führt zu einem außergewöhnlichen Abrieb in der Knieendoprothetik, der Delamination. Die entstehenden Abriebpartikel führen zu körpereigenen Abwehrreaktionen, Synovialitiden und schließlich Fremdkörpergranulomen im Bereich der Implantat- / Knochengrenzfläche (4). Über diesen Mechanismus entstehen Osteolysen, die zu einer Lockerung und Instabilität der Komponenten führen können (5).

Bei der Delamination kommt es zur Destruktion und Ermüdungsbrüchen des Polyethylens unterhalb der Oberfläche mit nachfolgend makroskopischen Abriebpartikeln. Dies geschieht aufgrund des lokalen Überschreitens der vom Material tolerierten Grenzspannung.

Diese Problematik wird durch das so genannte „Lift-Off“ verschärft. Dennis et al. haben gezeigt, dass ein Lift-off (Dehiszenz der Kondylen vom Tibiaplateau von mehr als 1,2mm bzw. 1,4mm) bei CR- Prothesen (cruciate retaining) sowie PS- Modellen (cruciate substituting) bei 75% der Patienten auftritt, welche eine Flexion im Kniegelenk bis 90° durchführen (6). Es konnte gezeigt werden, dass ein Lift-off in verschiedenen Positionen des Kniegelenks auftreten kann wie 0°, 30°, 60° sowie 90°. Weitere Studien wiesen das Auftreten sowohl bei zementierten und nicht

zementierten Knieprothesen nach (7). In früheren Studien wurde bereits gezeigt, dass es zu einem exzentrischen Abrieb des Polyethyleninlays kommt, welcher vor allem posteromedial auftritt (8).

Die Kraftverteilung während der mittleren Standphase verteilt sich zu 70 bis 75 % auf das mediale und zu 25 bis 30 % auf das laterale Kompartiment (9, 10). Da ein normaler Gangzyklus zwischen 0 – 60° abläuft und innerhalb dieses Gangzyklus auch das natürliche Gelenk medial und lateral stabil ist, sollte dies auch in der Knieendoprothetik das Ziel sein (6).

Diese Kraftverteilung verändert sich schlagartig durch das Abheben der meist lateralen Femurkondyle beim Lift-off. Durch den Verlust der Konformität beim Kontaktverlust des Femurs zum Inlay kommt es zu einem plötzlichen Stabilitätsverlust.

Die natürliche Kinematik des Kniegelenks wird durch die Verhältnisse der Gelenkpartner, die Struktur der umgebenden Weichteile und deren Spannung kontrolliert. Werden diese Parameter z.B. durch die Implantation einer Endoprothese verändert, resultiert auch Änderung der Kinematik (11). Verschiedene beeinflussbare Faktoren können Auswirkungen auf die Gelenkkinematik nach Endoprothese haben. Dazu gehören das gewählte Prothesendesign sowie Operationsfehler in der Positionierung der Implantate und der Balancierung der Weichteile, welche sich klinisch als Funktionsdefizit und Schmerzen niederschlagen können (12, 13, 14).

Pinskerova et al. bestätigten in ihren Untersuchungen an Kadaverknien im MRT, dass es neben der Flexion im Kniegelenk stets auch zu einer Translation und Rotation der Gelenkpartner kommt. Dabei wurde ein geringes nach hinten Gleiten des Femurs auf der Tibia, das so genannte Roll-Back, beobachtet. Von einem femoralen Referenzsystem betrachtend handelt es sich dabei um eine Rotationsbewegung der Tibia um den medialen Femurkondylus, so dass das laterale Tibiaplateau unter den lateralen femoralen Kondylus transliert (15). Diese Erkenntnis wurde durch nachfolgende Untersuchungen bestätigt (16).

Besteht jedoch ein Defizit des vorderen Kreuzbands – wie es nach der Implantation einer Knieendoprothese regelhaft der Fall ist – zeigt das Knie eine deutliche posteriore Translation des medialen Femurkondylus (17). Dennis et al. beschrieben eine Vielzahl von kinematischen Mustern, welche von physiologischen

Bewegungsabläufen bis hin zu paradoxen Bewegungen mit einem anterioren Gleiten der Femurkondylen oder einer entgegengesetzten axialen Drehung reichen (18).

Die Relevanz des Implantatdesigns für die Kinematik wird durch Studien belegt, die zeigen konnten, dass unikondyläre Schlittenprothesen die physiologische Kinematik des Kniegelenks am besten reproduzieren, gefolgt vom vollständigen, bikondylären Oberflächenersatz und schließlich gekoppelten Prothesen (19, 20).

1.2 Unterschiede in den Implantatdesigns

In der Knieendoprothetik werden verschiedene Prothesentypen unterschieden. Wird nur ein Gelenkkompartiment ersetzt, handelt es sich um eine Teilprothese (unikondyläre Prothese), welche auch als „Schlittenprothese“ bezeichnet wird. Wenn mindestens zwei Gelenkkompartimente ersetzt werden, handelt es sich um Totalendoprothese (TEP), die auch Vollprothese oder auch bikondyläre Prothese genannt wird.

Bei ligamentärer Insuffizienz stehen teil- und vollgekoppelte Prothesen mit fester oder rotierender Achse zur Verfügung (21).

Die mit Abstand am häufigsten implantierten bikondylären Knieendoprothesen unterscheidet man in kreuzbanderhaltende (cruciate retaining) und kreuzbandersetzende (cruciate substituting) Modelle wobei sich der Name auf den Erhalt bzw. die Resektion des hinteren Kreuzbandes bezieht. In jedem Fall wird jedoch das vordere Kreuzband reseziert.

Das Inlay kann als festes Meniskallager (fixed bearing) oder mobiles Meniskallager (Mobile bearing) implantiert werden. Beim „Fixed bearing“ ist das Polyethyleninlay auf der tibialen Basisplatte fixiert und Bewegung zwischen Polyethylen und Tibiaplateau ist somit nicht möglich. Im „Mobile-bearing“ Knie ist das Inlay nicht starr mit dem tibialen Anteil verbunden, so dass dieses auf der tibialen Platte gleiten kann. Hier wird hohe Kongruenz mit niedrigen Scherkräften verbunden, um Verschleißerscheinungen und Implantatlockerungen zu reduzieren (22).

Mit der mobilen Plattform ist ein Bewegungsausmaß von 5° in Extension bis 150° in tiefer Flexion möglich (22). Die Verminderung des Materialabriebs, des Polyethylen-Inlays lässt sich durch einen geringeren Oberflächenstress auf das Inlay erklären. Dieser Aspekt kommt durch mehrere Mechanismen zustande. Das Design der mobilen Plattform bietet den Vorteil, dass zwischen der Oberseite des Inlays und der Femurkomponente eine hohe Kongruenz besteht (23). Außerdem erlaubt es eine höhere Konformität in der Frontalebene. Des Weiteren hat das mobile Gleitlager das Potential zur Selbst-Ausrichtung der Achse zwischen Inlay und Femur (24). Je höher diese Konformitäten und die Mobilität des Inlays, desto größer wird die Kontaktfläche zwischen den artikulierenden Prothesenteilen (24). Dadurch verteilt sich die

Belastung auf eine größere Fläche, was zu verringerten seitlichen Kräften, lokalen Stressspitzen und weniger Oberflächenspannung des Polyethylens führt. Erst bei Belastungsdrücken von mehr als 5 MPa kommt es im Bereich des Inlays zu vermehrtem Abrieb (23). Durch die Lastenverteilung wird der Lockerungsstress im Bereich zwischen Implantat und Knochen reduziert (25). Die Mobilität des Inlays, welches der Rotation des Femurs unabhängig von der Bewegung der Tibia folgen kann, minimiert zusätzlich den Transfer von Torsionskräften auf den Fixierungspunkt (24).

Weiterhin kann die Femurkomponente in zwei verschiedenen Designs unterteilt werden. Die J- Curve- und die Single-/Twin- Radius Variante.

Das J- Curve Modell bietet anstatt einer „Walze“ einen nach posterior graduell abnehmenden Radius und somit eine Veränderung des Kontaktpunktes (roll-back), im Sinne wandernder Drehpunkte (Abb.1).

In der Single/ Twin- Radius Variante besteht ein Unterschied zwischen dem kondylären und trochlearen Radius, was eine erhöhte Kongruenz zum Inlay ermöglicht und damit bessere Stabilität. Es sind zwei Radien, welche in der Schemazeichnung Abbildung 2 beschrieben sind.

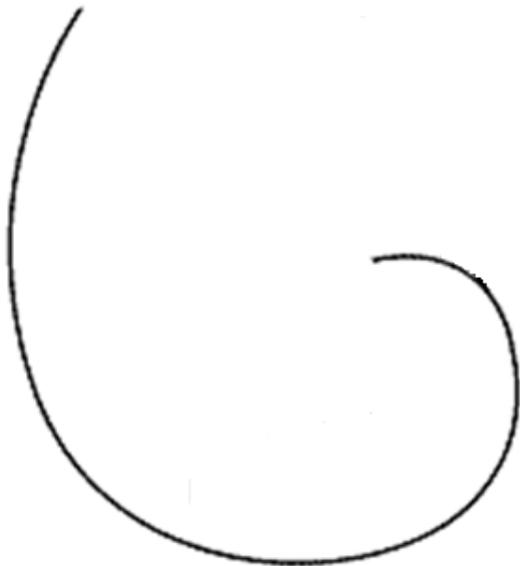


Abb. 1 J-Curve Design

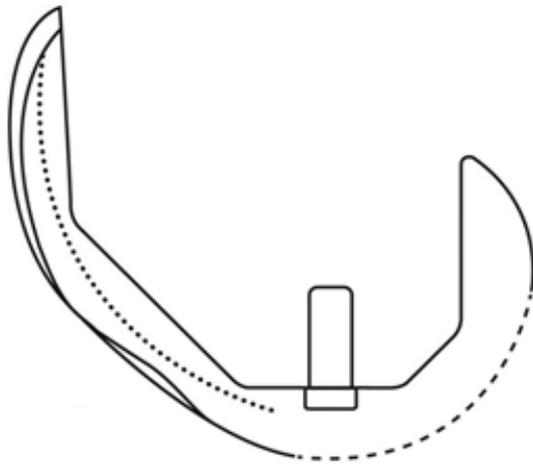


Abb. 2 Twin-Radius Design (Braun Aesculap e.motion®)

Gemeinsamkeit der meisten Prothesen ist, dass die Radien des Femurs medial und lateral im Gegensatz zum normalen Kniegelenk gleich sind. Mit der Kopplung zwischen Tibia und Femur zeigt sich, mit oder ohne Kreuzband, ein kinematisch unterschiedliches Muster.

Das PS (Posterior stabilized) zeigt im Gegensatz zum normalen Knie bei über 90 Grad einen lateralen Pivot, sprich ein laterales Drehmoment mit starker Rotation nach posterior und Translation des Femurs. Im Bereich des patellofemorale Gelenkes kommt es zu medio-lateralen Scherkräften. Die „Cruciate Retaining“-Prothese mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes, weist kein „Roll Back“ auf, wie es in der physiologischen Bewegung des Knies der Fall ist, sondern eine sehr variable Kinematik des Femurs in Flexion.

Die tibiale Rotation ist durch das Fehlen des vorderen Kreuzbands verkehrt und es gibt kein genaues Rotationszentrum, sondern es ist variabel (26).

Die e.motion® Prothese (Fa. Aesculap), welche Gegenstand dieser Untersuchung ist, ist in verschiedenen Modellen verfügbar. Als RP- PS Prothese (mit rotierender Plattform und posterior stabilized) sowie als FP – Prothese mit (floating plattform). Es wurde gezeigt, dass die RP-PS Prothese nach 24 Monaten eine bessere Funktion

bietet, welche ein größeres Maß an Beugung beinhaltet und die Patientenzufriedenheit höher ist (27).

Bei beiden Modellen bleiben die zwei femoralen Radii über eine Distanz von 90° gleich. Es soll dabei nicht zur einer paradoxen Bewegung in Form einer ventralen Translation kommen. Das Implantat erreicht eine maximale Kontaktfläche von 1200 mm² zwischen Femurprothese und Polyethylengleitfläche zwischen 5° und 90°. Darüber hinaus reduziert sich die Fläche stetig bis zu einer minimalen Kontaktfläche von 200 mm² bei theoretisch möglichen 150° Flexion.

Ein weiteres Designmerkmal ist die Medialisierung des Tibiaschaftes sowie der femorotibialen Rotationsachse, um den physiologisch medialen Drehpunkt besser abzubilden. Zusätzlich ist die Trochlea retropositoniert, um ein so genanntes anteriores Overstuffing, d.h. eine Hyperpression der Patella gegen die Trochlea, zu vermeiden.

1.3 Navigation in der Knieendoprothetik

Für eine erfolgreiche Operation spielen verschiedene Faktoren eine Rolle. Die Patientenauswahl, die postoperative Nachbehandlung als auch die Operationstechnik sind von zentraler Bedeutung. Bei letzterer besteht das Ziel der Navigation darin, die Prothese so präzise wie möglich zu implantieren und eine gerade Beinachse wiederherzustellen.

Generell unterscheidet man zwischen bildgestützten und bildfreien Navigationssystemen. Um mit bildbasierten Systemen zu arbeiten muss vorher eine Computertomographie angefertigt werden. Anschließend kann die Planung der Komponenten am Oberflächenmodell in der 3D- Rekonstruktion fortgesetzt werden. Diese präoperative Planung lässt mögliche Schwierigkeiten voraussehen, benötigt als Grundlage aber die Schnittbildgebung (28, 29).

Bereits im Jahr 1999 wurde über eine navigationsgestützte Prothesenimplantation berichtet, welche bildfrei durchgeführt wurde (25). Dabei wurde die mechanische Beinachse intraoperativ ermittelt und daraufhin die Resektionsebenen ohne vorherige Bildgebung dargestellt (29, 30). Die bildfreie Navigation benötigt keine zusätzlichen präoperativen radiologischen Untersuchungen. Die Beinachsgeometrie wird von dem System durch Sensoren, welche zu Beginn der Operation „installiert“ werden, erfasst und zur Berechnung eines Modells verwendet. Mit diesem Modell erfolgt dann intraoperativ die Planung der Lage sowie Ausrichtung der Prothese. Im weiteren Verlauf können die zur Navigation ausgerichteten Schnittlehren und die Sägeschnitte navigationsunterstützt verwendet und ausgeführt werden (31).

In den bisher durchgeführten Studien, welche bildfreie und bildbasierte Navigation miteinander verglichen haben, konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der postoperativen mechanischen Beinachse festgestellt werden (28).

Im klinischen Alltag hat sich die bildfreie Navigation aufgrund des geringeren zeitlichen, logistischen und finanziellen Aufwandes durchgesetzt.

Die Navigation findet immer mehr Verwendung in deutschen Kliniken. Einer Umfrage zufolge werden in 30% aller Kliniken, welche Knieprothesen implantieren, auch Navigationssysteme verwendet (32).

Diese Verwendung birgt Kosten in sich, welche vom jährlichen Operationsvolumen und der Verlängerung der Operationszeit abhängen (33).

Hier stellt sich die Frage, welche Vorteile der zeitliche, logistische und finanzielle Mehraufwand der navigierten Implantation wirklich bringt.

Verschiedene Studien belegen inzwischen den Einsatz der Navigation als signifikante Verbesserung der mechanischen Beinachsenausrichtung durch korrekte Positionierung der femoralen und tibialen Komponenten in der Frontalebene (34, 35, 36, 37).

Eine Metaanalyse von Mason et al. zeigte eine mehr als 3° Abweichung von der mechanischen Achse bei 9,0 % der navigierten Knie und 31,8 % der konventionell implantierten Prothesen (38).

Für das Weichteilmanagement stellt die Navigation (39) ein vielversprechendes Werkzeug dar. Die moderne Navigation ermöglicht dem Operateur bei Bedarf nach jedem Schritt eines sequenziellen Releases eine Kontrolle des erzielten Korrektur-effektes und hilft damit Unter- und Überkorrekturen zu vermeiden.

Die 3-dimensionale Analyse von Gelenkeinstellung und Achsen hat das Potential, das Verständnis zu verbessern und somit Gründe für Erfolg oder Misserfolg in der Implantation von Prothesen zu liefern. Es kann daher auch in der Grundlagenforschung wertvolle Unterstützung bieten (40).

1.4 Implantationstechniken in der Knieendoprothetik

Bei der konventionellen Operationsmethode wird das Kniegelenk über einen medianen Hautschnitt und medial parapatellaren Zugang eröffnet. Es folgt die subperiostale Präparation des Tibiakopfes bis an die Seitenbänder heran. Anschließend werden die Menisken reseziert und die tibialen und femoralen Resektionen nach Ausrichtung an den mechanischen Achsen durchgeführt. Danach wird die Rotationsausrichtung der Implantate anhand von knöchernen und funktionellen Landmarken durchgeführt und die Knochenresektionen vervollständigt. Im nächsten Schritt wird zunächst eine Probeprotthese eingebracht, um die exakte Passform der Knieprothese, die Stabilität der Seitenbänder und die freie Beweglichkeit des Kniegelenks zu überprüfen. Schließlich werden die eigentlichen Komponenten ins Knie eingebracht und je nach Verankerungsart und Prothesentyp entweder zementiert oder zementfrei an den Knochen fixiert. Am Ende der Operation wird nochmals die Stabilität und freie Beweglichkeit der Prothese überprüft bevor die Wunde schichtweise mit einer chirurgischen Naht verschlossen und ein Kompressionsverband angelegt wird.

„Tibia first vs. femur first“

Für eine gute und schmerzfreie Funktion des Kniegelenks ist die Stabilität unverzichtbar (41). Ganzbeinachse, Weichteilbalancing und Komponentenrotation spielen für das Gleiten der Patella und die Stabilität des Beugespaltes eine große Rolle. Fluoroskopische Studien zeigten eine Korrelation zwischen femoralem Lift-off und rotatorischem Malalignment der femoralen Komponente (42, 43).

Bei der achsorientierten Technik (measured resection, femur first) wird die Femurrotation mit Hilfe knöcherner Landmarken ausgerichtet. Hierzu dienen die posteriore Kondylenachse, die AP- oder Whiteside Linie und die chirurgische Epikondylenlinie. Die Größenbestimmung des Femurteils erfolgt anhand des AP-Durchmessers des Knochens. Die Bandbalancierung geschieht erst nach der knöchernen Resektion mittels Releasetechniken.

Bei der ligamentär geführten Technik (balanced gap, ligament balanced oder tibia first) erfolgt die posteriore Resektion des Femurs in 90° Flexion parallel zum Tibiaschnitt, so dass stets ein symmetrischer Beugespalt resultiert. Diese Spaltbreite wird daraufhin auf den Streckspalt übertragen. Durch die stufenlose Einstellung der Spalten hinsichtlich Größe und Symmetrie scheint diese Technik Vorteile in der Erzielung eines stabilen Kniegelenkes zu bieten.

Die „measured resection“ und „ligament balanced“ Technik sind zwei Philosophien in der operativen Verfahrensweise der Knieendoprothetik.

Korrespondierend mit der Implantationsphilosophie werden anatomisch geformte Implantate (J-Curve Femur) eher nach der measured resection Technik implantiert, da sie eine anatomische Rekonstruktion des Femurs ggf. zu Ungunsten der Stabilität garantiert. Single/twin-Radius Designs werden eher nach der ligament balanced Technik implantiert, da diese Implantate absolute Stabilität für eine gute Funktion benötigen und aufgrund ihres nicht-anatomischen Designs eine Rekonstruktion der femoralen Geometrie sowieso nicht möglich ist.

Es ist noch nicht bekannt, ob eine Technik / ein Implantatdesign überlegen ist. Ebenso wenig ist klar, ob die Verwendung eines Navigationssystems bei der einen oder anderen Technik vorteilhafter ist (44).

1.5 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es zu untersuchen, ob ein Zusammenhang zwischen intraoperativ bestimmter Gelenkstabilität und postoperativer Gelenkkinematik sowie Funktion besteht. Dies soll am Beispiel der e.motion® Prothese (Fa. Aesculap) erfolgen, welche navigiert eingebracht werden soll, um präzise intraoperative Daten zu Implantatpositionierung und Gelenkstabilität zu erhalten. Die Gelenkkinematik soll nach Rehabilitation der Patienten mittels Fluoroskopie bestimmt werden, das Operationsergebnis mit etablierten klinischen Scores evaluiert werden.

Dabei sollen folgende Hypothesen beantwortet werden:

- es kommt zu einem physiologischen Roll Back
- es kommt zu einer physiologischen Außenrotation
- der Drehpunkt ist medialisiert
- die intraoperativ mittels Navigation ermittelte Stabilität schlägt sich in der Kinematik im Sinne von Lift-off Phänomenen sowie Funktion nieder

2 Patienten und Methodik

2.1. Studiendesign

Aus einem Patientenkollektiv, welches zwischen Juli 2005 und November 2009 mit einer e.motion® Prothese (Fa. Aesculap) versorgt wurde, konnten insgesamt 16 Probanden für diese retrospektive Studie gewonnen werden. Alle Patienten gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Bei einem Probanden wurde bilateral eine Knieprothese implantiert, so dass insgesamt 17 Kniegelenke untersucht werden konnten.

Einschlusskriterium war der endoprothetische Kniegelenkseratz, der navigiert entsprechend einer Tibia-first Technik durchgeführt worden war.

Ausschlusskriterien waren Infektionszeichen, Patienten im Zustand nach Revisionseingriff oder mangelnde Kooperation des Patienten.

Das postoperative Follow-up betrug im Mittelwert 22,5 Monate (12 - 36 Monate). Bei zwei der Patienten war es aufgrund methodischer Probleme im Ablauf der Fluoroskopie nicht möglich die vorhandenen Daten zu verwenden, so dass letztlich 17 Kniegelenke ausgewertet werden konnten.

Patientenspezifische Daten wurden aus den stationären Akten erhoben und dokumentiert. Die intraoperative Gelenkstabilität wurde anhand der vom Navigationssystem (OrthoPilot®, Aesculap, Tuttlingen) dokumentierten Daten ermittelt. Bei den Patienten wurden zunächst der Hospital for Special Surgery Score (HSS), der Knee Society Score (KSS) und die Visuelle Analogskala (VAS) erhoben. Im Anschluss erfolgte eine fluoroskopische Untersuchung des Kniegelenks nach standardisiertem Protokoll. Die Aufnahmen wurden mit einem so genannten Model based RSA ausgewertet.

Alter / Jahre	BMI / kg/m ²	männlich	weiblich
68,4	28,4	9	7

Tabelle 1: Überblick über die eingeschlossenen Probanden

2.2. Datenerhebung

Alle Probanden wurden nach Aufklärung und schriftlichem Einverständnis zu Beginn der Studie klinisch untersucht. Es wurde eine ausführliche Anamnese erhoben und anschließend eine körperliche Untersuchung durchgeführt. Neben Geschlecht, Alter und BMI, wurde das Kniegelenk hinsichtlich Bewegungsumfang und Schmerzen evaluiert. Die Untersuchung des operierten Gelenkes beinhaltete die Prüfung des gesamten Bewegungsumfanges (Extension/Flexion), eines etwaigen Extensionsdefizites sowie der medialen und lateralen strecknahen Gelenkstabilität. Die Probanden füllten Scorebögen (KSS, HSS und VAS) aus, so dass gemeinsam mit den klinischen Untersuchungsergebnissen die Scores ermittelt werden konnten. Anhand des Operationsberichtes wurden das Implantatmodell und die Komponentengrößen bestimmt.

2.3 Operationstechnik

Navigierte Implantation

Mit Hilfe eines Navigationssystems (OrthoPilot ®, Version 4.2, Aesculap, Tuttlingen; Germany) wurde in allen Fällen eine zementierte Knie totalendoprothese (e.motion®, Aesculap, Tuttlingen; Germany) über einen Subvastuszugang implantiert.

Nach sterilem Abwaschen und Abdecken des Beines wurde in der proximalen Tibia der Navigationstracker fixiert. Nach medianer Inzision erfolgte ein medialer Subvastuszugang zum Gelenk.

Der femorale Tracker wurde über eine mediale Hautinzision unter den nach lateral mobilisierten M. vastus medialis gesetzt. Danach erfolgte mittels kinematischer Registrierung die Ermittlung des Hüftzentrums. Nach der subperiostalen Präparation des Tibiakopfes und Resektion der Kreuzbänder wurden die übrigen anatomischen Landmarken mit dem Pointer eingelesen.

Nach der tibialen Resektion wurde ein Spreizinstrument in den Gelenkspalt in Streckung eingebracht und so aufgespannt, dass medial und lateral dieselbe Kraft aufgebracht wurde. Die Größe des Spaltes wurde durch das Navigationssystem dokumentiert. Im Anschluss wurde das Gelenk 90° flektiert und die Messung für den Beugespalt in derselben Art wiederholt. Nach Registrierung des Extensions- und Flexionsspals erfolgte ein entsprechendes Release bis zum Erreichen eines symmetrischen Streckspaltes. Im Folgenden wurde die Größe, das Ausmaß der distalen Resektion und Rotation des Femurs so geplant, dass ein weitgehend symmetrischer und zum Streckspalt gleichweiter Beugespalt resultierte. Kompromisse bezüglich Stabilität und Implantatpositionierung wurden nach intraoperativer Entscheidung des Operateurs getroffen und durch das Navigationssystem dokumentiert. Dadurch war in jedem Fall gewährleistet, dass die gespeicherten Daten zur Gelenkstabilität der Situation zum Zeitpunkt der endgültigen Implantation entsprachen. Die Probeimplantation diente zur endgültigen Festlegung der Inlayhöhe und widersprach in keinem Fall der während der Navigation ermittelten Inlayhöhe. Die übrigen Schritte glichen der konventionellen Technik.

2.4 Implantate

Der in dieser Arbeit verwendete bikondyläre Oberflächenersatz (e.motion®, Aesculap, Tuttlingen; Germany) wurde ausschließlich als PS Variante implantiert.

Die Femurkomponente besteht aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung. Die Tibiakomponente wird aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Schmiedelegerung gefertigt. Da es sich um ein Implantat mit rotierender Plattform handelt, ist das Tibiaplateau hochglanzpoliert. Es sind je 8 Größen der Femur- und Tibiakomponenten verfügbar. Da das Tibiateil anatomisch geformt und damit asymmetrisch ist (medialer Stiel und medialer Drehpunkt des Inlays), gibt es wie für das Femurteil auch unterschiedliche Implantate für rechte und linke Gelenke.

Die Implantate der Meniskus-Komponenten sind in den Höhen 10, 12, 14, 16, 18, 22 und 24 mm lieferbar und werden ebenfalls aufgrund der Asymmetrie des Tibiateils in rechte und linke Implantate differenziert.

2.5 Nachbehandlung

Die Thromboseprophylaxe erfolgte mit einem niedermolekularen Heparin (Fragmin P, Fragmin P forte oder Fraxiparin) bis zur Vollbelastung des operierten Beines. Intraoperativ und am ersten postoperativen Tag wurde eine i.v.-Antibiose mit 3g Unacid durchgeführt. Nach der Entfernung der Redondrainagen am 2. postoperativen Tag erfolgte eine physiotherapeutische Mobilisation der Patienten unter schmerzadaptierter Vollbelastung an zwei Unterarmgehstützen sowie die passive schmerzadaptierte Beübung des operierten Kniegelenkes in einer Bewegungsschiene.

2.6 Postoperative Daten und klinische Nachuntersuchung

Es wurden zwei klinische Fragebögen verwendet, um anamnestische und klinische Daten zu erfassen. Der Hospital for Special Surgery Score (HSS) und der Knee Society Score (KSS). Hinsichtlich Bewegungsfreiheit und Schmerzen wurde der Range of motion (ROM) des operierten Kniegelenks gemessen und die Patienten mittels Visueller Analogskala (VAS) befragt, ob das operierte Knie Schmerzen bei Belastung bereitet.

Hospital for Special Surgery Score

Beim HSS-Score können die Patienten maximal 100 Punkte erreichen. Der Score besteht aus einer subjektiven Komponente mit 68% sowie einem objektiven Anteil mit 38%. Der Schmerz steht im Mittelpunkt des HSS mit 30%. Zusätzlich werden Bewegungsausmaß (18%) und Gehstrecke (12%) dokumentiert. Die Kriterien Muskelkraft, Flexionsdeformität und objektive Instabilität werden mit je 10% erfasst. Die Fähigkeit Treppen zu steigen und öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen wird mit jeweils 5% dokumentiert.

Für die erreichten Punkte im HSS-Score ergibt sich folgender Bewertungsmaßstab:

85 - 100 Punkte = sehr gut

70 - 84 Punkte = gut

60 - 69 Punkte = befriedigend

< 60 Punkte = schlecht

Knee-Society-Score

Der KSS wurde zur Nachuntersuchung von Patienten entworfen, welche eine Knieendoprothese erhalten haben und beinhaltet zwei Anteile. Einen „Knie-Score“ und einen „Funktions-Score“ mit je 100 Punkten die erreicht werden können. Er gliedert sich in einen Anteil, der nur das Gelenk erfasst, und einen Anteil der die Fähigkeit des Patienten zu gehen und Treppen zu steigen beurteilt.

Die maximal erzielbaren 200 Punkte werden nach folgendem Maßstab unterteilt: Schmerz (25%), Bewegungsausmaß im Kniegelenk (12,5%), Stabilität des Gelenks (12,5%), Gehstrecke (25%) und Treppensteigen (25%). Beim Knee-Society-Score beträgt der subjektive Anteil 75%, der objektive Anteil 25%.

Visuelle Analogskala

Zur Erfassung des Schmerzempfindens wurden die Patienten befragt, ob die Prothese bei Belastung Schmerzen bereitet. Anschließend wurde die Visuelle Analogskala (VAS) angewendet. Die Patienten wurden aufgefordert, ihr Schmerzerleben auf einer Skala von 0 (kein Schmerz) bis 10 (stärkster vorstellbarer Schmerz) einzuschätzen. Die Visuelle Analogskala fand bei allen Patienten Anwendung.

2.7 Erfassung der Navigationsdaten

Die vom Navigationssystem dokumentierten Daten wurden ausgelesen und den Patienten zugeordnet. Es folgte eine Plausibilitätsprüfung, um Verwechslungen auszuschließen (OP-Datum, Seite, Art und Ausmaß der präoperativen Fehlstellung, Komponentengrößen). Aus den Daten wurde dann der Beuge- und Streckspalt nach Resektion und Release in mm für die mediale und laterale Seite erfasst.

2.8 Fluoroskopie

Zur Quantifizierung der Kinematik zum Nachuntersuchungszeitpunkt erfolgte eine fluoroskopische Untersuchung des Kniegelenks in Bewegung. Die Untersuchung wurde mit einem Hochfrequenz-gepulsten Fluoroskop (BV Pulsera, Philips Medical Systems, Switzerland, 30 Bilder pro Sekunde/Pulsdauer 8ms) durchgeführt (Abb. 1).



Abbildung 1: C-Bogen für Röntgen- und Durchleuchtungs-aufnahmen
Fluoroskop (BV Pulsera, Philips Medical Systems, Switzerland, 30 Bilder pro Sekunde/Pulsdauer 8ms)

Jeder Patient sollte eine tiefe Kniebeuge durchführen (Abb. 5).

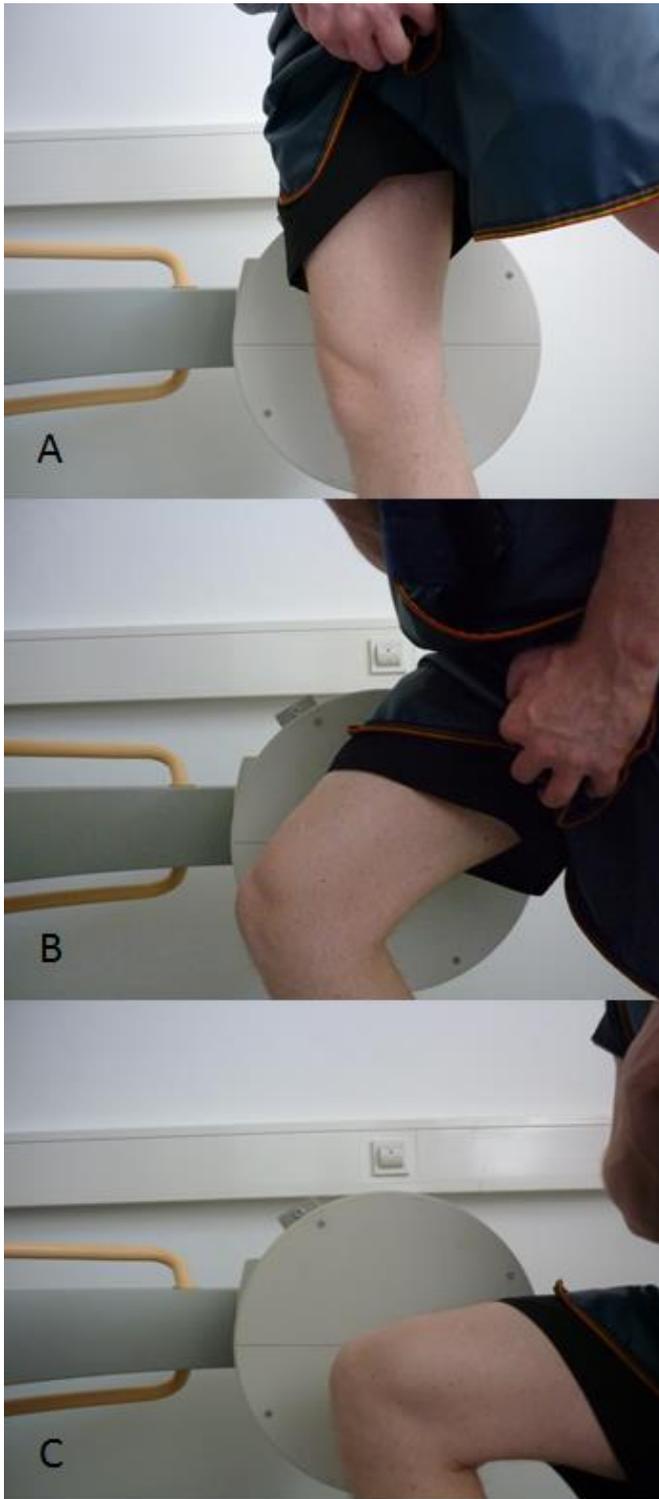


Abbildung 5: Patient während einer tiefen Kniebeuge
Fluoroskopische Untersuchung bei Kniestreckung (A), 75° Kniebeugung (B) und tiefer Kniebeugung von 90° (C)

Die fluoroskopischen Bilder wurden im Dicom - Format gespeichert und anschließend auf einen PC übertragen. Zur Korrektur von Verzerrungen durch den Strahlengang und der Geometrie des Bildverstärkers wurde vor jeder Untersuchung eine Kalibrierungsaufnahme durchgeführt. Hierfür wurde eine spezielle Kalibrierungsbox verwendet (Abb. 6).



Abbildung 6: Kalibrierungsbox

Vor jeder fluoroskopischen Messung wurde eine Aufnahme mit der Kalibrierungsbox durchgeführt um Messabweichungen zu vermeiden.

Zur weiteren Analyse wurde die Software „Model-based RSA“ verwendet.

Alle Patienten führten eine Kniebeuge von 0° bis 90° aus. Danach wurde jeweils in 10° Schritten ein digitalisiertes Bild aus einer Sequenz ausgewählt und anschließend die zwei-dimensionale Kontur der fluoroskopischen Bilder (Abb.7 A und B) markiert.

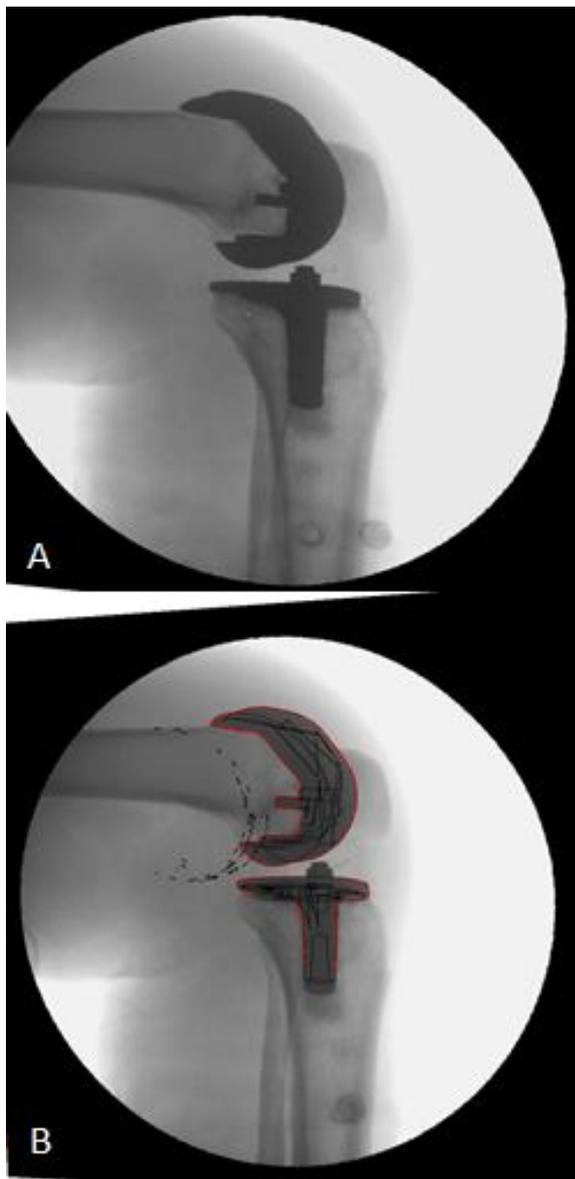


Abbildung 7: Fluoroskopische Aufnahmen und Bearbeitung

In A ist das fluoroskopische Bild bei 90° Kniebeugung zu sehen. Anschließend wurde die Kontur markiert (B) und auf drei-dimensionale Modelle übertragen.

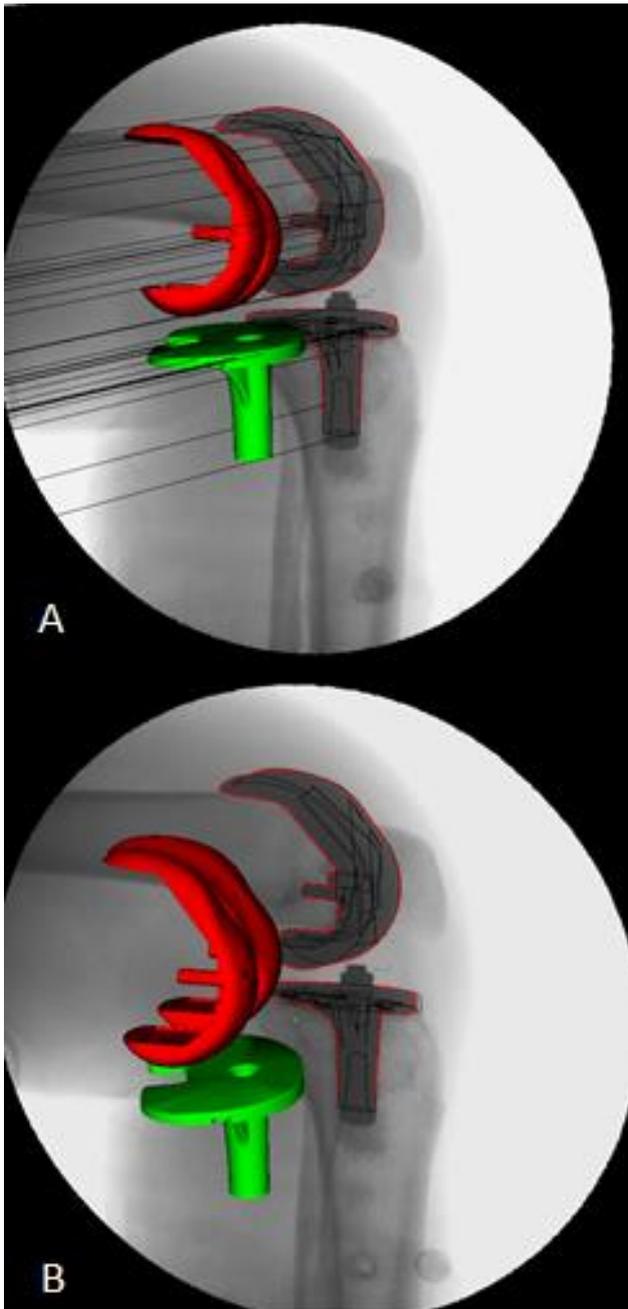


Abbildung 8: Einfügen der 3-D Modelle

Schließlich wurden über einen automatisierten Algorithmus die dreidimensionalen CAD-Modelle auf die Kontur der fluoroskopischen Aufnahmen angepasst (A und B). Die 3-D Modelle der Prothese wurden rekonstruiert und konnten auf ein Koordinatensystem übertragen werden.

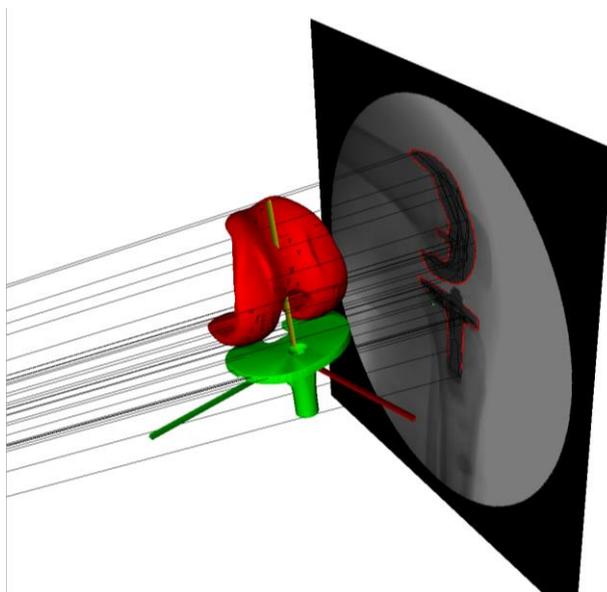
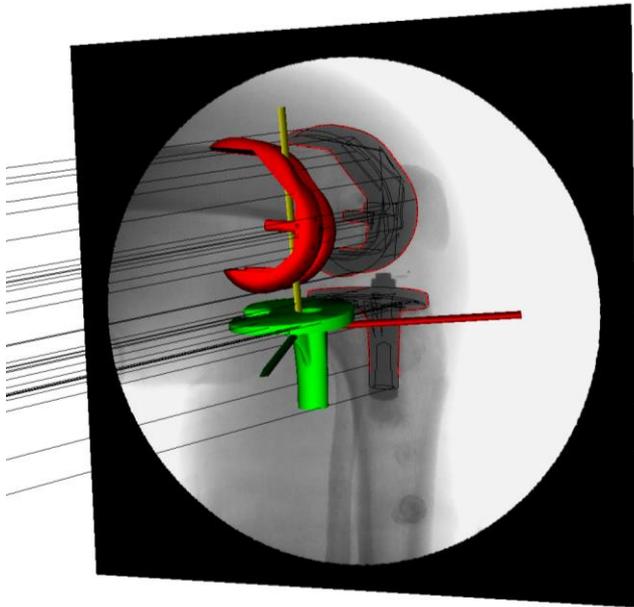


Abbildung 9: Einfügen des Koordinatensystems

Nach der Übertragung auf ein Koordinatensystem, bildete das Tibiaplateau den Nullpunkt aller drei Achsen.

Die relative Bewegung dieses Koordinatensystems wurde zu einem Koordinatensystem berechnet, dessen Ursprung im Femurzentrum liegt. Hier wurde als Referenz die Position bei maximaler Streckung (0°) verwendet. Hiervon ausgehend zeigten positive Werte eine anteriore Translation, negative Werte waren mit einer posterioren Translation gleichzusetzen. Betrachtet man die tibiofemorale Rotation, so standen positive Werte für eine Außenrotation und negative Werte für eine Innenrotation.

Um die Fehlerabweichung des Verfahrens zu untersuchen, wurde diese an einem Phantommodell getestet. Dies zeigte eine metrische Abweichung von weniger als 0,5mm und eine Rotationsungenauigkeit unter $0,5^\circ$.

Neben der Translation und Rotation der Komponenten wurde zusätzlich das mediale und laterale Lift-off bestimmt. Hierzu wurde eine Software verwendet, welche auf dem Koordinatensystem von „Model-based RSA“ aufbauend Veränderungen im Abstand der Komponenten berechnen kann. Als Referenz für einen Kontakt zwischen Femurteil und Inlay wurde der Punkt der größten Annäherung der Komponenten definiert.

2.9 Statistik

Die statistische Auswertung wurde mit MICROSOFT EXCEL und GraphPad Prism 5 vorgenommen.

In der deskriptiven Statistik wurden die Messwerte zu Mittelwerten und Standardabweichungen zusammengefasst. Auf Gruppenunterschiede wurde nach Testung der Datenverteilung entweder mit dem t-Test (parametrisch) oder mit dem Mann-Whitney U- Test (nicht-parametrisch) getestet. Auf Zusammenhang zwischen der Beugespaltasymmetrie und dem Auftreten eines Lift-Offs wurde mittels Fisher´s Exact- Test getestet. Korrelationen zwischen funktionellen Ergebnissen und kinematischen Parametern oder der intraoperativen Stabilität wurden mittels Pearson Korrelation überprüft. Das Signifikanzniveau wurde für alle Analysen auf 0,05 festgesetzt.

3 Ergebnisse

3.1 Demographie

Es konnten insgesamt 16 Patienten in die Studie eingeschlossen werden. Bei 2 Patienten waren die Ergebnisse aufgrund von Messungenauigkeiten nicht zu verwerten und wurden verworfen.

Geschlecht und Patientenalter

Das Patientengut bestand aus 9 Männern und 7 Frauen (Tab. 1). Bei einem Patienten wurden beide Seiten mit einer Knieprothese versorgt und konnten in die Studie eingeschlossen werden. Das mittlere Lebensalter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Operation $68,4 \pm 8,5$ (50 – 80) Jahre (Tab. 1).

Implantate

In der Gruppe wurde 3 mal die rechte Seite in den anderen Fällen die linke Seite operiert. Die verwendeten Femurgrößen lagen zwischen 3 und 7 und die Tibiagrößen zwischen 3 und 6. Im Bereich der Inlays wurden Größen von 10, 12 und 14 mm verwendet.

Body-Maß-Index

Der durchschnittliche BMI der eingeschlossenen Patienten betrug $28,4 \pm 3,6$ (23,6 – 37) kg/m^2 . Nur ein Patient war mit einem BMI zwischen 19 bis 25 kg/m^2 normalgewichtig. 12 Patienten hatten einen BMI zwischen 25 und 30 kg/m^2 (Adipositas Grad I). Ein BMI zwischen 30 und 40 kg/m^2 konnte bei 3 Patienten festgestellt werden (Adipositas Grad II).

3.6 Ergebnisse der Navigation

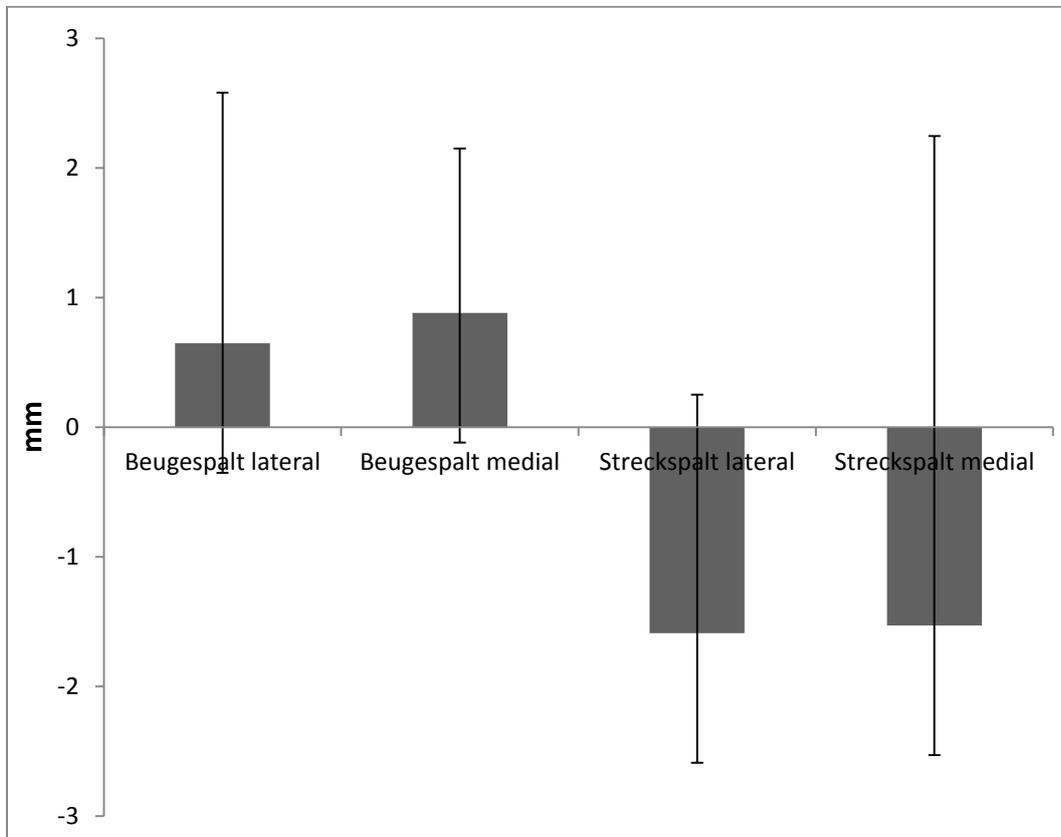


Abbildung 10: Mittelwerte der Navigationsdaten

Die Abbildung zeigt die Mittelwerte der Navigationsdaten aller Patienten.

Der mediale Beugespalt war im Schnitt $0,88 \pm 1,27$ mm zu weit, der mediale Streckspalt $1,52 \pm 3,77$ mm zu eng. Der laterale Beugespalt war im Schnitt $0,65 \pm 1,93$ mm zu weit und der laterale Streckspalt $1,59 \pm 1,84$ mm zu eng.

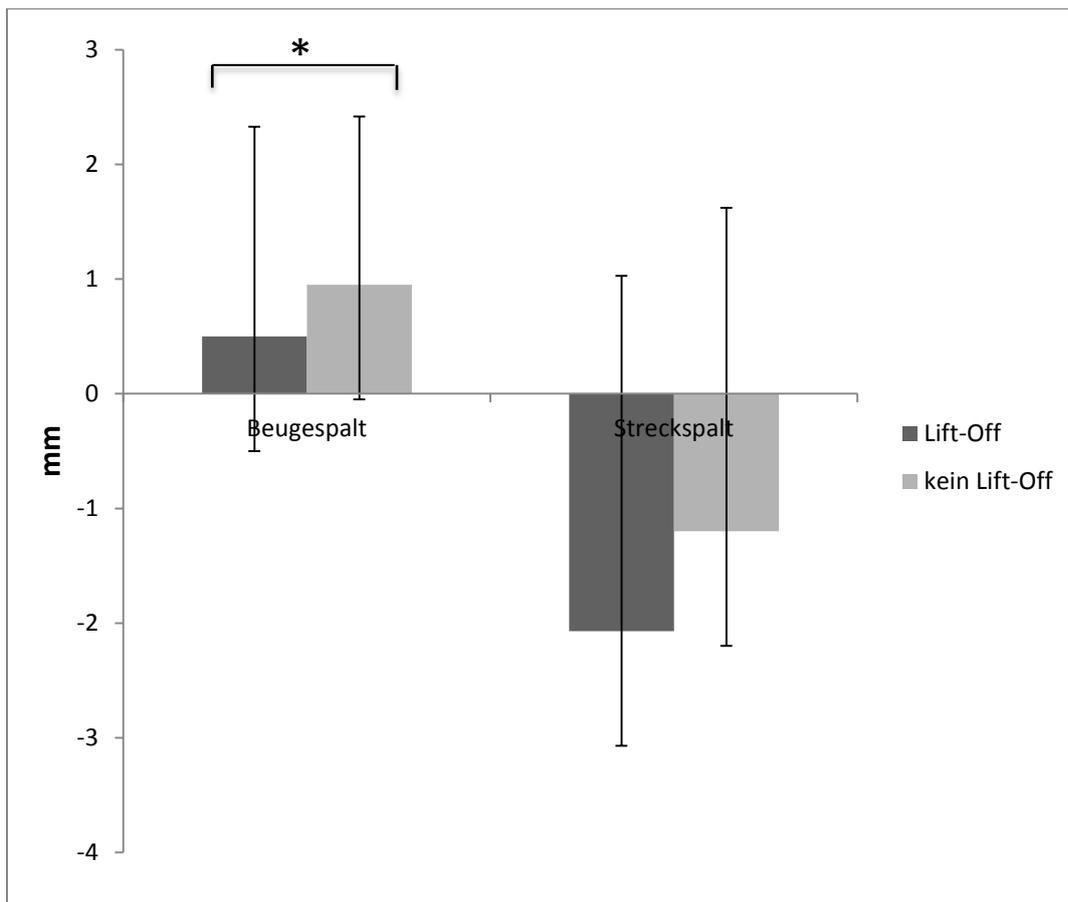


Abbildung 11: Beugespaltasymmetrie bei Probanden mit und ohne Lift-Off

Es zeigte sich ein geringer aber hochsignifikanter Unterschied in der Asymmetrie des Beugespaltess bei Patienten, die ein Lift-Off Phänomen zeigten. Dieser war hier mit $1,57 \pm 2,07$ mm um lediglich $0,27$ mm asymmetrischer als bei Patienten, die kein Lift-Off hatten ($1,3 \pm 0,67$ mm). Aufgrund des geringen Unterschiedes sowie der begrenzten Probandenzahl konnte dieser Beobachtung kein prädiktiver Wert im Fishers Exact-Test nachgewiesen werden.

3.5 Ergebnisse der Fluoroskopie

3.5.1 Ergebnisse bei Flexion

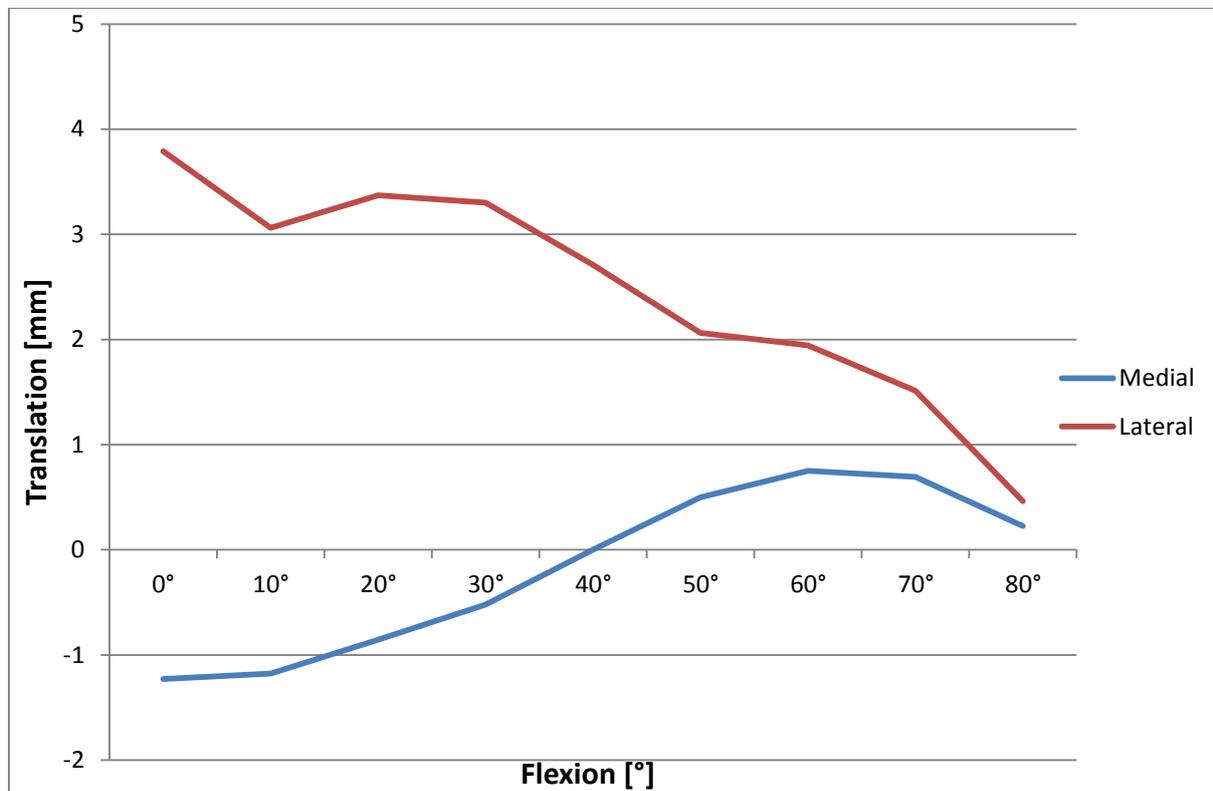


Abbildung 12: Anteriore – posteriore Translation bei Flexion

Die Abbildung zeigt die Mittelwerte der Translation im Bereich der medialen und lateralen Kondyle bei einer Kniebeuge. Der laterale Kondylus führte im Schnitt eine 2,3fach größere Translation (3,33 mm) als der mediale Kondylus (1,45 mm) auf dem Tibiaplateau durch. Die Translation war auf der lateralen Seite stetig von anterior nach posterior während sie auf der medialen Seite zwischen 0° und 60° Flexion von posterior nach anterior verlief und ab 70° Flexion wieder nach posterior wechselte.

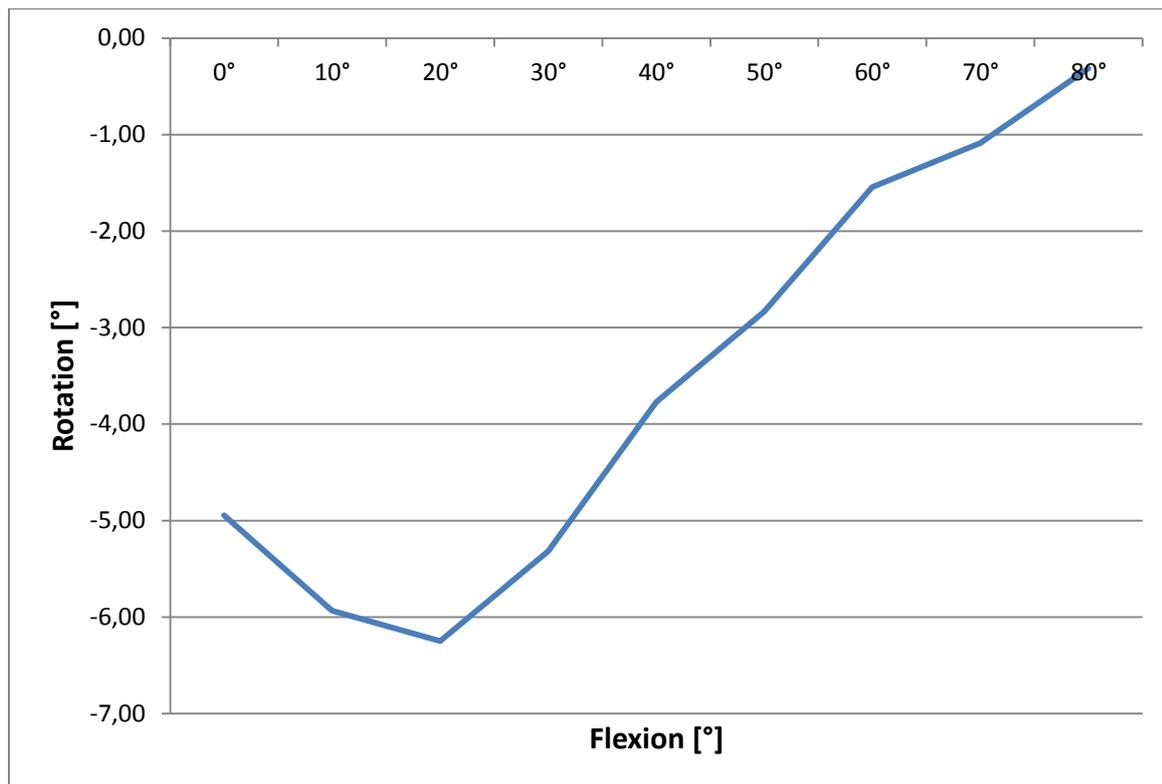


Abbildung 13: Externe Rotation bei Flexion

Abbildung 13 zeigt die externe Rotation der Tibia gegenüber dem Femur während einer Kniebeuge. Die Rotation des Femurs auf der Tibia erfolgte zwischen 80° und 20° stetig mit im Schnitt etwa $0,1 \text{ }^\circ\text{Rotation}/^\circ\text{Flexion}$. Zwischen 20° und Vollstreckung kehrte sich die Rotation mit einer vergleichbaren Steigung um. Im Schnitt ergab sich so ein maximales Ausmass der Rotation von ca. 6° zwischen Femur- und Tibiateil.

Der Drehpunkt der Rotationsbewegung war bei Ausführung einer Beugung (Lunge) in 13 Fällen medial und nur in 4 Fällen lateral des geometrischen Kniegelenkszentrums. Bei Streckung aus tiefer Beugung heraus (Lunge Back) war der Drehpunkt in 16 Fällen entsprechend der physiologischen Kinematik und dem Implantatdesign medialisiert und nur in einem Fall lateralisiert des geometrischen Kniegelenkszentrums lokalisiert.

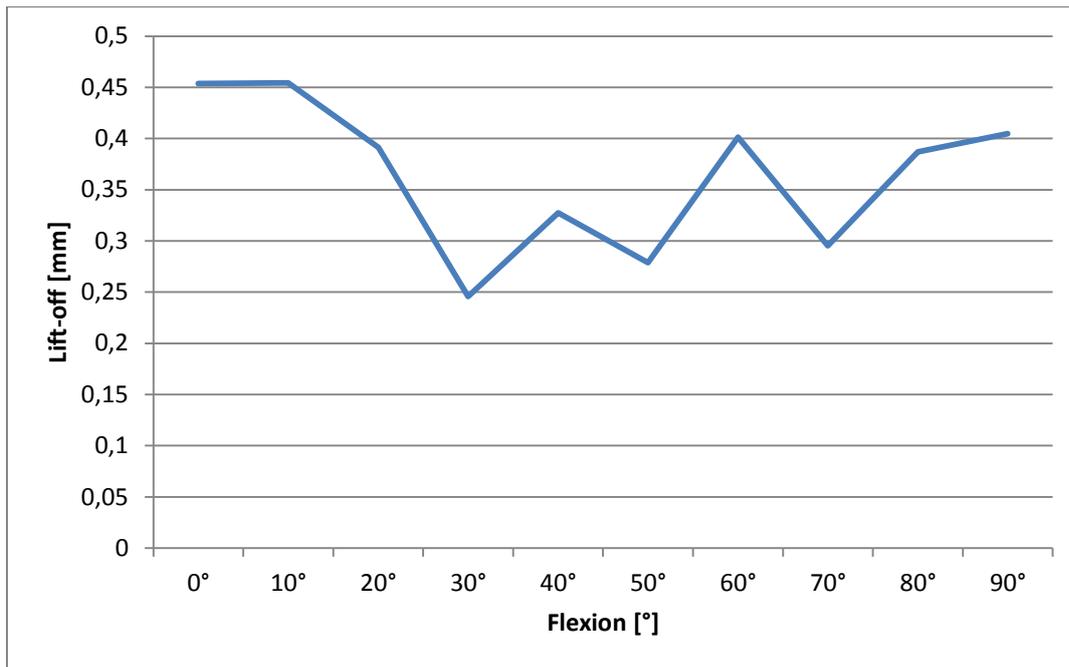


Abbildung 14: Lift-off bei Flexion medialer Kontakt

Abbildung 14 zeigt den Lift-off bei einer tiefen Kniebeuge. Von 0° -30° senkt sich die mediale Kondyle auf das Tibiaplateau um anschließend bei weiterer Flexion einen Lift-off bis 0,4mm zu vollziehen. Auf diesem Weg zeigt sich bei 40°, 50°, 60° und 70° je eine Umkehr anhand der unterschiedlichen Höhen des Lift-off in Bewegung.

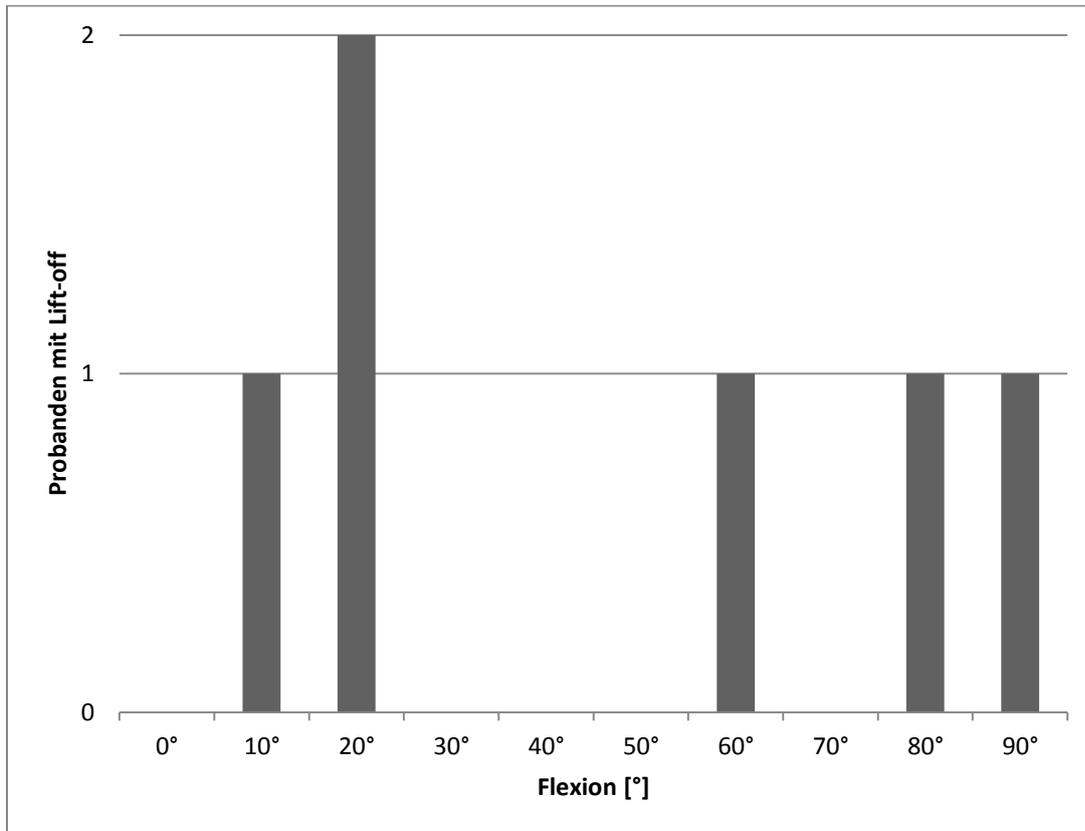


Abbildung 15: Anzahl Probanden mit medialem Lift-off > 1mm bei Flexion

Abbildung 15 beschreibt die Probanden, welche in der fluoroskopischen Messung einen Lift-off über 1mm geboten haben. Bei 10°, 60°, 80° und 90° war es ein Proband. Nur bei 20° beobachteten wir 2 Probanden mit Lift-off über 1mm.

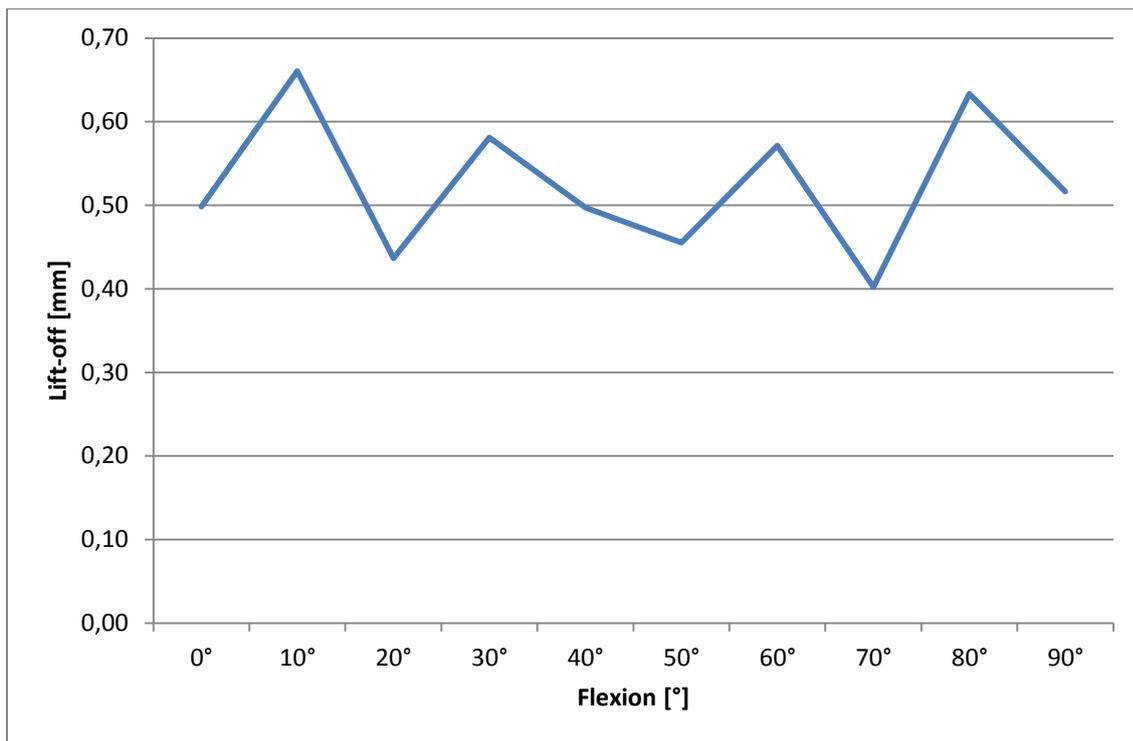


Abbildung 16: Mittelwerte der Probanden mit lateralem Lift-off

Abbildung 16 beschreibt den Lift-off an der lateralen Kondyle während einer tiefen Kniebeuge. Im Durchschnitt lag der höchste Wert bei 0,65mm und der niedrigste bei 0,40mm.

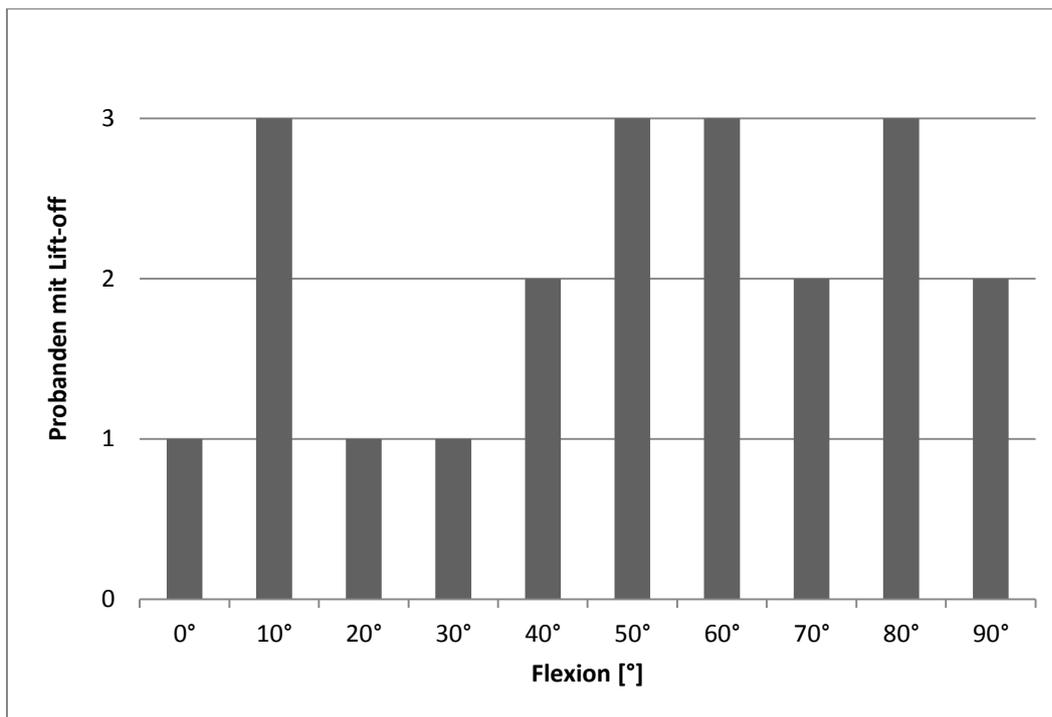


Abbildung 17: Anzahl der Probanden mit lateralem Lift-off > 1mm bei Flexion

Abbildung 17 zeigt im Diagramm die Anzahl der Probanden mit einem lateralen Lift-off über 1mm. Bei 10°, 50°, 60° und 80° wurde bei 3 Probanden ein Lift-off über 1mm gemessen.

3.5.2 Ergebnisse bei Extension

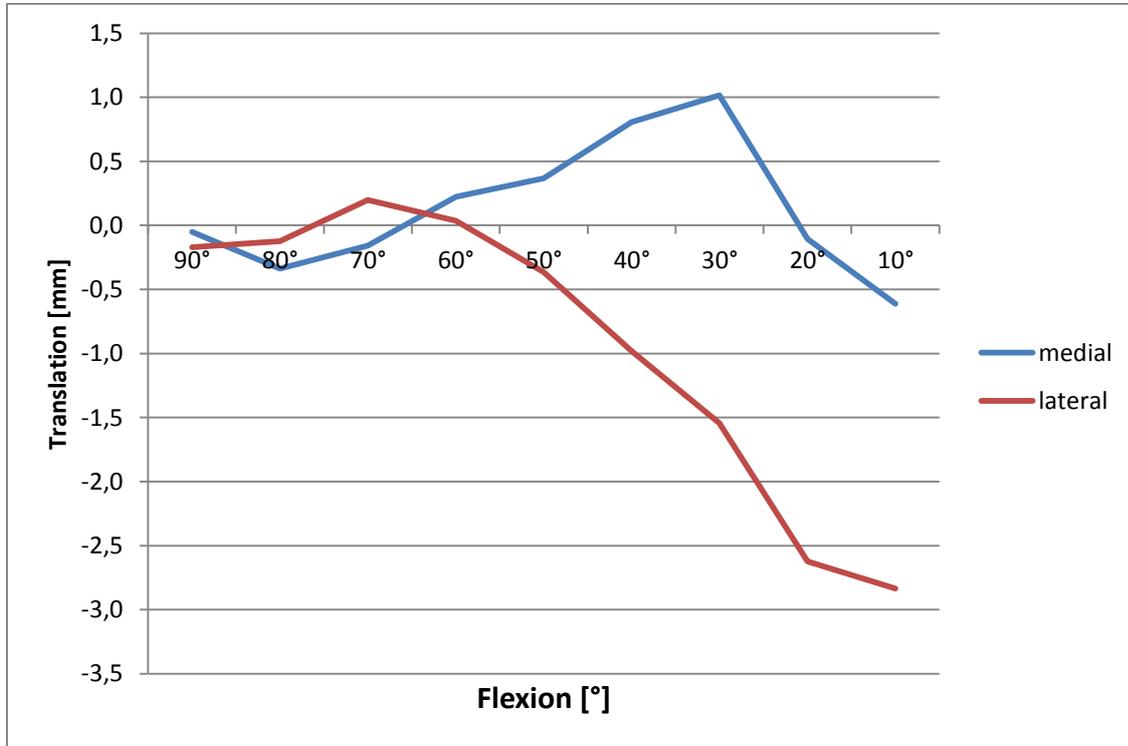


Abbildung 18: Anteriore-posteriore Translation bei Extension.

Abbildung 18 beschreibt die anteriore-posteriore Translation im Bereich der medialen und lateralen Kondyle während Extension aus einer tiefen Kniebeuge heraus. Von 90°- 70° werden beide Kondylen nur wenige mm nach anterior bewegt.

Anschließend kommt es zu einer posterioren Translation im Bereich der lateralen Kondyle von ca. 3mm und einer anterioren Translation der medialen Kondyle von ca. 1mm, bis diese bei 30° wieder 1,5mm posterior transliert.

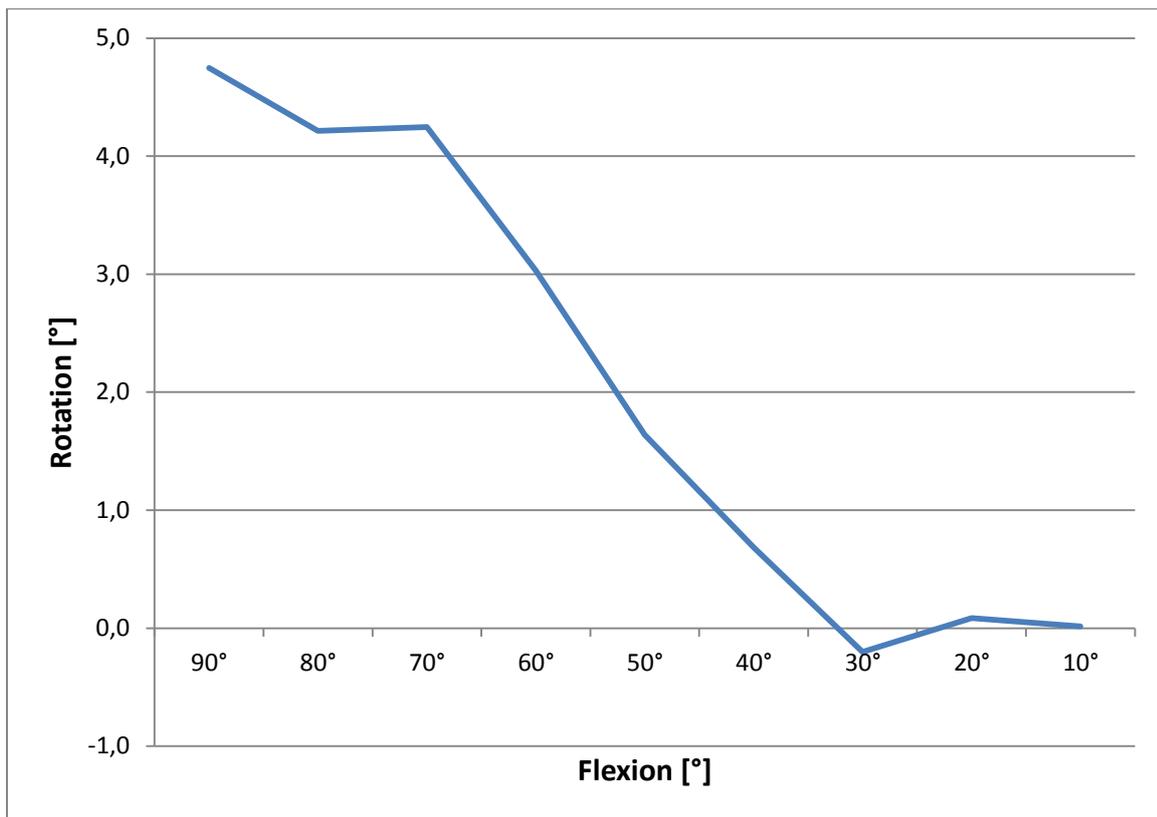


Abbildung 19: Externe Rotation bei Extension

Abbildung 19 zeigt die externe Rotation der Tibia während der Kniestreckung. Zwischen 90° und 30° kommt es zu einer stetigen Aussenrotation der Tibia gegenüber dem Femur, die ab 30° zum Stillstand kommt.

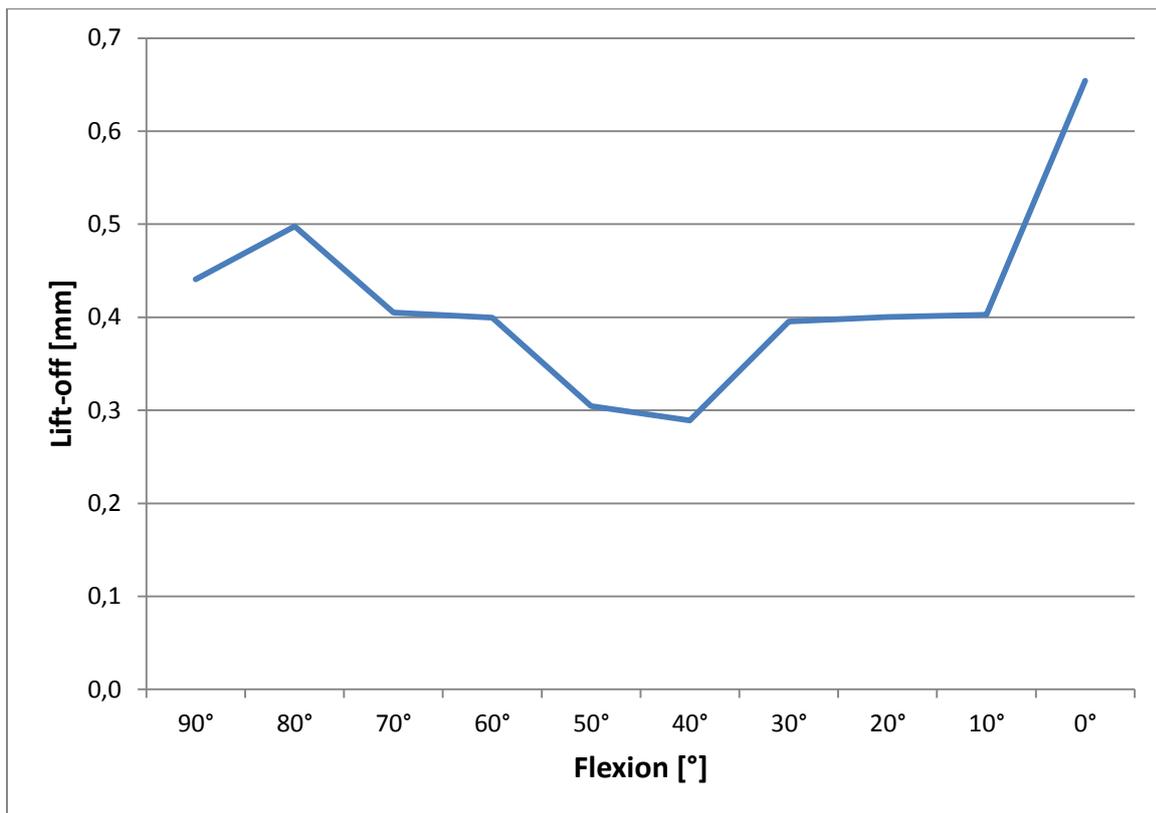


Abbildung 20: Lift-off mediale Kondyle bei Extension

Abbildung 20 zeigt den Mittelwert des Lift-Off Phänomens im Bereich der medialen Kondyle über den gesamten Bewegungsumfang bei Extension aus einer tiefen Kniebeuge. Bei 90° imponiert der Lift-Off am stärksten mit bis zu 0,5mm. Während der Extension sinkt der Mittelwert auf unter 0,3mm, um anschließend in Streckung auf über 0,6mm anzusteigen.

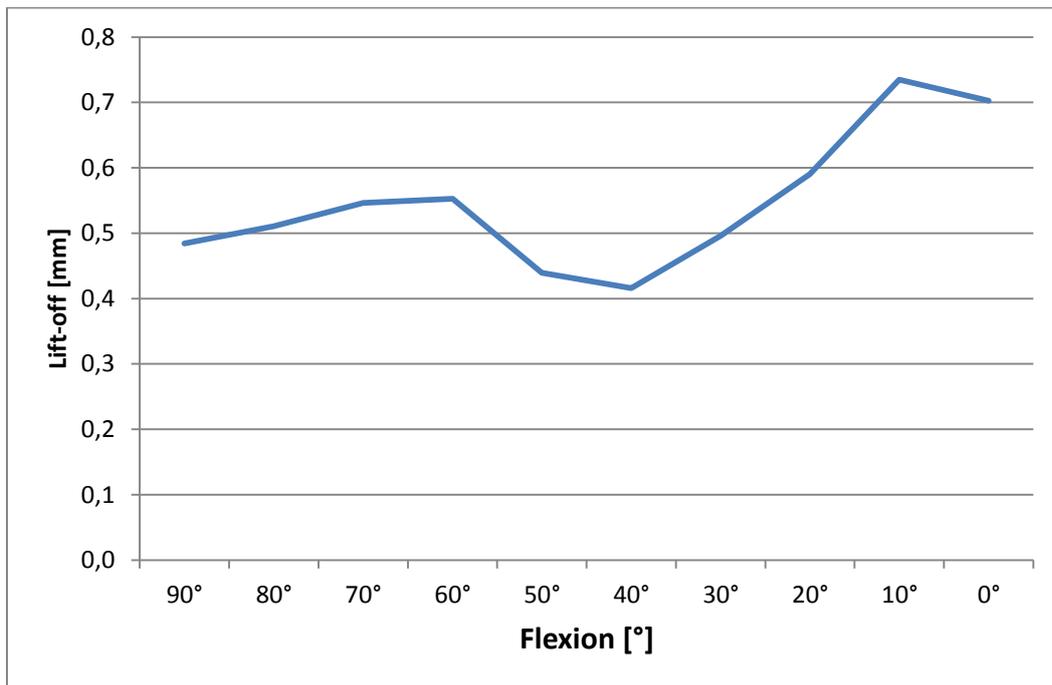


Abbildung 21: Lift-off laterale Kondyle bei Extension

In Abbildung 21 wird der Mittelwert des Lift-Off im Bereich der lateralen Kondyle bei Extension gezeigt. Zu Beginn beträgt der Lift-Off unter 0,5mm. Dieser steigt bei zunehmender Extension auf 0,55mm an um bei 50° und 40° wieder abzusinken. Am Ende der Bewegung beträgt der Mittelwert 0,7mm.

3.5.3 Anteriore-posteriore Translation und externe Rotation in Flexion

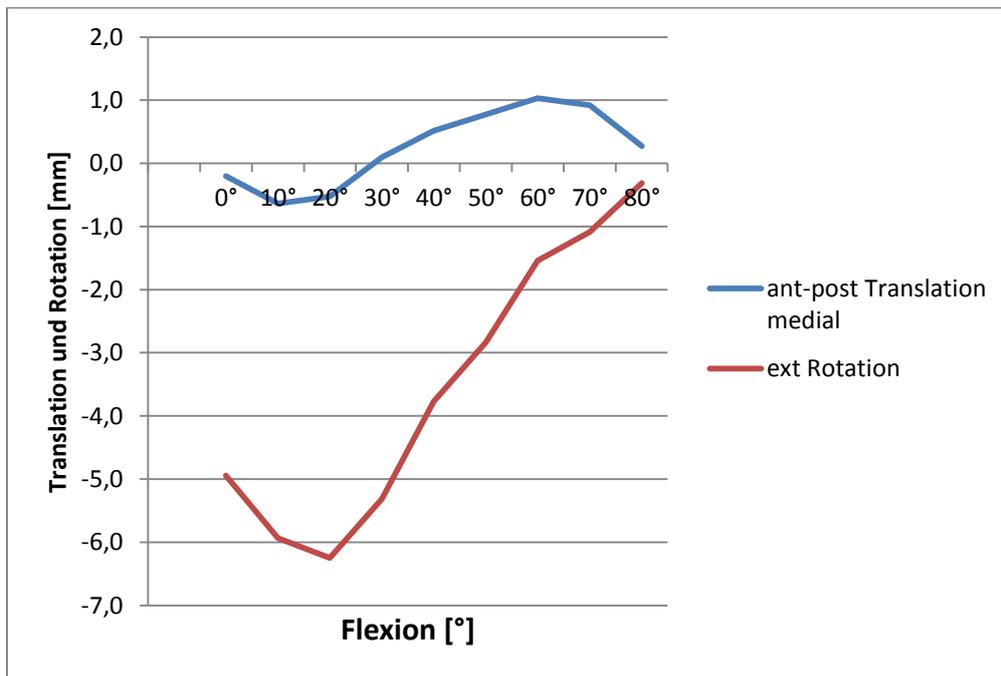


Abbildung 22: Anteriore-posteriore Translation und externe Rotation in Flexion

Abbildung 22 zeigt eine schematische Darstellung der Kinematik mit physiologischer Außenrotation und einem medialen Drehpunkt. Während der Flexion in einer tiefen Kniebeuge wandert die mediale Kondyle bis 15° um 0,5mm nach dorsal um anschließend bis 60° um 1,5mm nach ventral zu translieren. Zum Schluss folgt eine Translation um 0,8mm nach dorsal.

Die externe Rotation beträgt von 25° bis 80° im Mittelwert 6mm.

3.5.4 Schematische Darstellung der Kinematik in Flexion

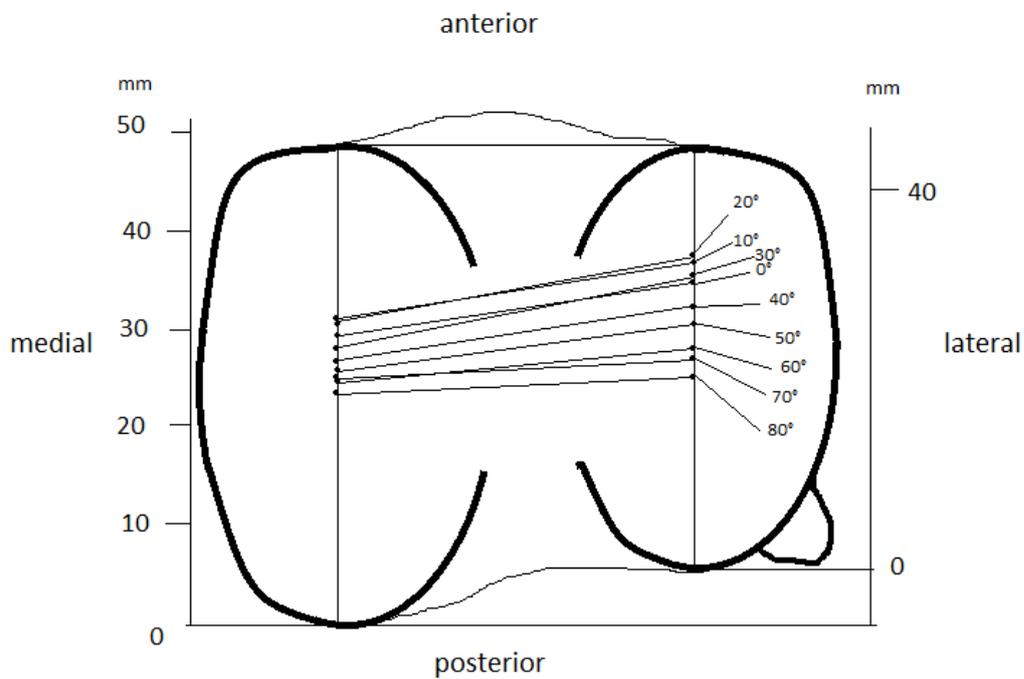


Abbildung 23: Schematische Darstellung der Kinematik in Flexion

Visualisierung der gemittelten medialen und lateralen Kontaktpunkte über das Bewegungsausmaß in Anlehnung an Pinskerova et al. (45, 82). Es zeigt sich eine physiologische Außenrotation mit einem medialen Drehpunkt.

3.6 Funktionelle Ergebnisse

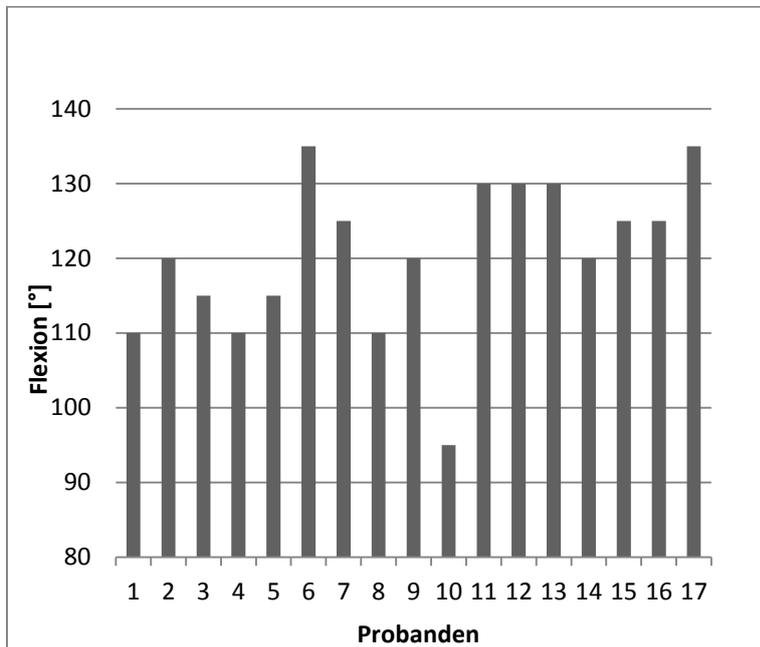


Abbildung 24: Maximale Flexion- postoperativ

Abbildung 24 zeigt die maximale aktive Flexion, welche die Probanden im Rahmen der Nachuntersuchung durchführen konnten. Der Mittelwert betrug $120,6^\circ \pm 10,6^\circ$. Zwei Probanden hatten ein Streckdefizit von jeweils 2° und 8° , alle anderen hatten eine aktive Vollstreckung. Es zeigte sich kein Zusammenhang zwischen der absoluten Spaltengröße aus den Navigationsdaten oder aber der Spaltenasymmetrie und dem postoperativen Bewegungsausmaß. Auch die Lokalisation des kinematischen Drehpunktes (medial vs. lateral) sowie das Ausmaß der Translation oder Rotation über die Flexion des Gelenkes korrelierten nicht mit dem Bewegungsausmaß zum Nachuntersuchungszeitpunkt.

3.1 Klinische Ergebnisse

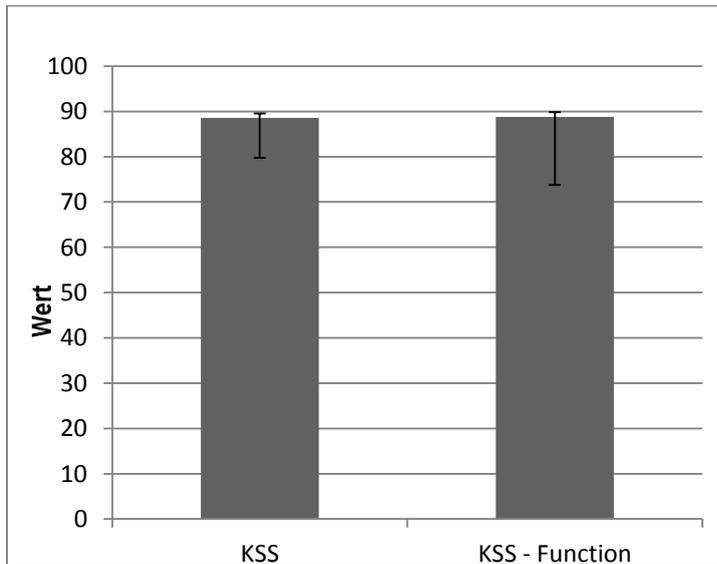


Abbildung 25: Knee Society Score - postoperativ

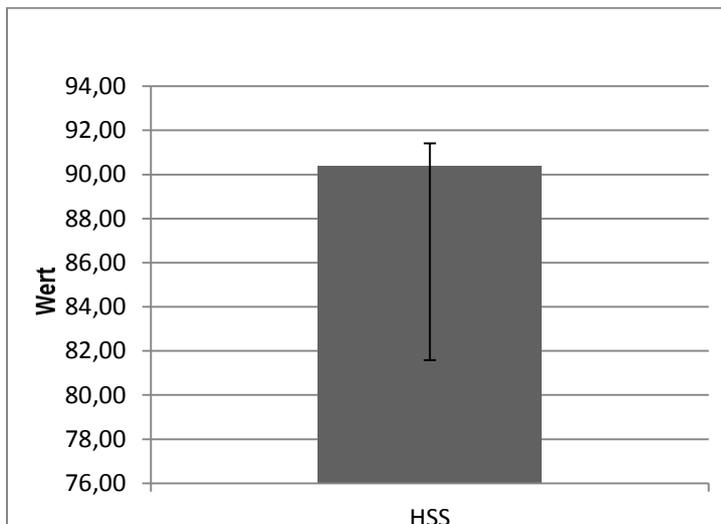


Abbildung 26: Hospital for Special Surgery Score - postoperativ

Abbildung 25 und 26 zeigen die Auswertung der klinischen Scores. Der Mittelwert beim Knieanteil des KSS betrug $89,6 \pm 8,8$. Beim Funktionsanteil betrug der KSS $88,8 \pm 15,1$. Der HSS wurde zu $90,4 \pm 8,4$ bestimmt.

Es konnte kein Zusammenhang zwischen den Navigationsdaten (absolute Spaltengröße und Spaltenasymmetrie) und dem KSS oder HSS gezeigt werden. Auch das Vorliegen eines Lift-Off Phänomens korrelierte nicht mit den klinischen Scores. Die Lokalisation des kinematischen Drehpunktes (medial vs. lateral) sowie das Ausmaß der Translation oder Rotation über die Flexion des Gelenkes korrelierten nicht mit den erhobenen klinischen Scores.

Schmerzen

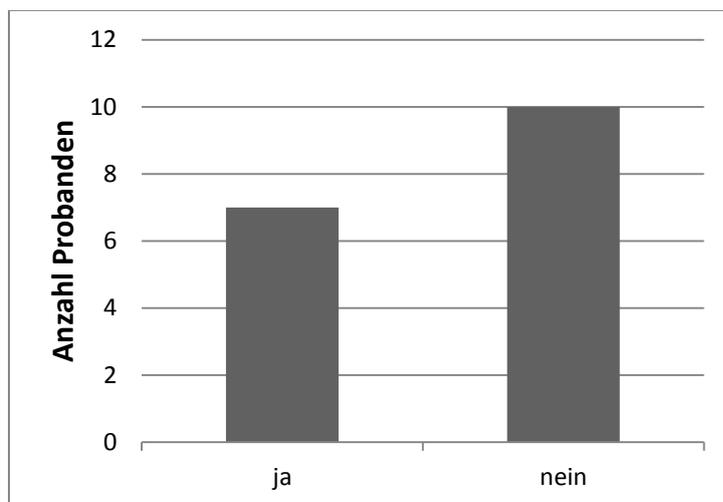


Abbildung 27: Schmerzen - postoperativ

Die Probanden wurden befragt ob das operierte Knie Schmerzen bereitet. 7 Probanden hatten Schmerzen. 10 Teilnehmer gaben keine Schmerzen an.

Visuelle Analogskala

Der Mittelwert der postoperativen Schmerzen wurde von den Patienten auf der VAS Skala bei $1,7 \pm 0,8$ beschrieben.

Es gab keinen Unterschied in der VAS zwischen Patienten, die ein Lift-off zeigten und solchen ohne Lift-Off Phänomen. Ebenso wenig korrelierten die übrigen fluoroskopischen Parameter oder die Navigationsdaten mit der Schmerzangabe der Patienten.

4 Diskussion

Als primäre Hypothese dieser Arbeit sollte überprüft werden, ob die durch Implantatpositionierung und Weichteilrelease intraoperativ erzielte Gelenkstabilität Auswirkungen auf die Gelenkkinematik und Funktion nach abgeschlossener Rehabilitation der Patienten hat.

Es konnte gezeigt werden, dass Patienten, die ein Lift-Off Phänomen in der fluoroskopischen Untersuchung hatten einen asymmetrischeren Beugespalt aufwiesen als solche, die kein Lift-Off zeigten. Dieser Unterschied konnte jedoch aufgrund der geringen Probandenzahl nicht dazu verwendet werden ein Cut-Off für die Asymmetrie des Beugespaltes zu ermitteln, welches eine Vorhersage für das Auftreten eines Lift-Off Phänomens erlauben würde.

Weder die intraoperative Gelenkstabilität noch die fluoroskopisch bestimmte Gelenkkinematik hatten einen Einfluss auf das klinische Ergebnis.

Durch wachsendes Verständnis der Kniegelenkskinematik wird zunehmend versucht, diese auch nach Implantation einer Kniegelenksendoprothese zu erhalten, da unterstellt wird, dass dies mit einer besseren Funktion und ggf. längeren Standzeit einhergeht (12, 13, 14, 46). Als Hauptfaktoren für eine reproduzierbare Kniegelenkskinematik nach Gelenkersatz gelten die korrekte Implantatausrichtung, eine ausgewogene Gelenkstabilität sowie ein modernes Implantatdesign. Für jeden einzelnen dieser Faktoren gibt es hinreichend Belege dafür, dass er das postoperative Ergebnis beeinflusst (26 – 30, 47, 48).

Die Ergebnisse verschiedener Endoprothesenregister belegen, dass die Evolution der Implantatmaterialien und -designs zu einer Verbesserung der Standzeit geführt hat (Schweden- Norwegen- Australienregister). Zahlreiche retrospektive Studien zeigen, dass moderne Implantatdesigns darüber hinaus mit besseren funktionellen Ergebnissen einhergehen, wenn gleich eine Kausalkette in Anbetracht der Studiendesigns kaum möglich ist (48 – 51).

Alignment

Bereits 1985 wurde durch Insall et al. gezeigt, dass inkorrekt ausgerichtete Komponenten zu einer ungleichmäßigen Lastverteilung führen und es zu vermehrtem Abrieb sowie aseptischer Lockerung der Prothese kommen kann (52), welche mit 29,8% den Hauptgrund zum Versagen und damit verbundener Wechseloperation einer Knieprothese weltweit darstellen (53). Die Relevanz des korrekten Prothesenalignments wurde auch durch Jeffrey im Jahr 1991 verdeutlicht. Hier zeigte sich eine Lockerungsrate von 28% nach 8 Jahren, wenn die postoperative Achsabweichung der Prothese mehr als 3° vom Ziel betrug (54).

Jenny et al. zeigten 2001, dass eine erhöhte Präzision mit Hilfe der navigationsunterstützten Implantation einen positiven Einfluss auf das Alignment der Prothese hat. In dieser Studie wurden Patienten mittels nativer Röntgendiagnostik nachuntersucht. Aussagen über das klinische Ergebnis wurden jedoch nicht gemacht (55). Aktuelle Studien belegen ebenfalls den Vorteil der navigierten Implantation im Bezug auf das Alignment der Prothese (56) allerdings ohne bislang zu einem überlegenen funktionellen Ergebnis zu kommen (57). Daher erscheint es wahrscheinlich, dass das Alignment alleine nur einen geringen Einfluss auf das funktionelle Ergebnis hat.

Stabilität

Neben dem ossären Alignment spielt eine ausgeglichene Balancierung der Weichteile die größte Rolle für eine gute Funktion. Es ist ausführlich beschrieben, dass die Weichteilbalancierung präzise durchgeführt werden muss, um eine Frühlockerung der Prothese durch erhöhten Polyethylenabrieb zu vermeiden (58 - 60).

Intraoperativ ist das Ziel durch schrittweises ligamentäres Balancieren, einen symmetrischen Streck- und Beugespalt herzustellen (61). Die Beurteilung der Bandspannung ist durch verschiedene Parameter limitiert.

Einmal beeinflusst die evertierte Patella bei flektiertem Kniegelenk die objektive Beurteilung (62) und zusätzlich wurde durch Käfer et al. das Einstellen einer endgradigen Extension und damit die erschwerte visuelle Einschätzung als unzureichend beschrieben (63).

Moderne Navigationssysteme erlauben neben der präzisen Achsausrichtung der Implantate auch eine genaue Messung der Gelenkstabilität. Sie geben damit dem Operateur die Möglichkeit durch Implantatpositionierung aber auch durch sequentielles Weichteilrelease den Beuge- und Streckspalt bestmöglich zu balancieren. Sparmann et al. hatte postuliert, dass eine überlegene Weichteilbalanzierung mittels Navigation zu besseren klinischen Ergebnissen führt (64).

Bei der konventionellen Implantation einer Knieprothese werden zwei chirurgische Konzepte angewandt, um einen symmetrischen Beugespalt zu erreichen. Entweder man entscheidet sich für einen parallelen Sägeschnitt zur transepikondylären Achse (femur first) oder man reseziert femoral in 90° Beugung parallel zum tibialen Sägeschnitt (tibia first).

Unabhängig von der präferierten Operationstechnik ist die intraoperative Messung des Streck- und Beugespalts notwendig für eine präzise Weichteilbalanzierung. Studien an anatomischen Präparaten und in-vivo konnten dies belegen (55, 56, 65 – 67).

Die Ausrichtung der femoralen Komponente nach der transepikondylären Achse scheint vordergründig sinnvoll zu sein, da sie die Seitenbandansätze wiedergibt und damit eine Symmetrieachse der Hauptkinematik des Gelenks (Flexion / Extension) sein müsste. In einer Arbeit von Churchill et al. wurde bestätigt, dass die transepikondyläre Achse der Flexionsachse gleicht (68).

Während bei der tibia first Technik die femorale Komponente so positioniert wird, dass immer ein stabiler Beugespalt entsteht, muss der Chirurg bei der femur first Technik die Beugespaltsymmetrie durch Weichteilrelase gewährleisten. Daher ist zu postulieren, dass die tibia first Technik sicherer zu einem stabilen Beugespalt führt als die femur first Technik. So konnte gezeigt werden, dass bei Implantation einer Prothese entsprechend der Flexionsachse nicht immer ein symmetrischer Beugespalt resultiert (69). Praktisches Problem in der Umsetzung des femur first Konzeptes ist der relevante intra- und interobserver Fehler bei der Bestimmung der femoralen Epikondylen (70 – 72). Im Gegensatz dazu haben Fehler bei der Palpation anatomischer Landmarken keinen Einfluss auf die Rotation des Femurteils bei der tibia-first Technik.

Welches Konzept letztlich bessere klinische Resultate zeigt, ist trotz jahrzehntelanger Existenz beider Techniken bislang ungeklärt (73).

Aktuelle Navigationssysteme bieten die Möglichkeit der Bestimmung unterschiedlicher Landmarken zur Bestimmung der Rotation des Femurteils (posteriore Kondylen, Whiteside Linie Beugespaltsymmetrie) und können damit sowohl eine femur als auch tibia-first Implantationstechnik unterstützen. Matziolis et al. zeigten, dass die navigierte Implantation ein besseres frontales Alignment schaffen kann (34). Zusätzlich hilft die Visualisierung bei der Weichteilbalanzierung (40). Die oben genannten Studien zeigten die hohe Relevanz der chirurgischen Technik und den Einfluss eines balancierten Streck- und Beugespalts. Diese sollen mittels Navigationssystemen besser eingestellt werden (74 – 76).

Das in dieser Untersuchung verwendete Navigationssystem (OrthoPilot®, 4.2, Aesculap) entspricht in seinem workflow der tibia-first Technik und verfolgt damit das Ziel eines optimal balancierten Beugespaltes.

Kinematik

Obwohl plausibel, gibt es keine Hinweise, dass eine der normalen Gelenk ähnliche Gelenkkinematik nach Endoprothese zu einem besseren Ergebnis führt als eine pathologische Kinematik.

Neben der Achsausrichtung wird vor allem der Gelenkstabilität eine zentrale Rolle in der Determinierung der Gelenkkinematik zugerechnet, da sie für die Führung der Implantatbewegung entscheidend ist. So konnte in einer prospektiv randomisierten Studie eine reproduzierbarere Kinematik nach Weichteilbalanzierung mit einem Spreizer als mit einem Spacerblock aufgezeigt werden (77) wobei unterstellt werden kann, dass ein Spreizer eine präzisere Einstellung der Spalten ermöglicht als ein Spacerblock. Während ein Spreizer eine getrennte Beurteilung von medialem und lateralem Gelenkkompartiment ermöglicht, erlaubt ein Spacer lediglich eine Aussage über die Größe des engeren Kompartiments ohne jedoch die Spaltensymmetrie bestimmen zu können. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit ein Spreizer zur intraoperativen Einstellung von Beuge- und Streckspalt verwendet.

Während die Genauigkeit der Implantation durch statische bildgebende Verfahren wie Röntgen, CT oder MRT einfach und reproduzierbar überprüfbar ist, erfordert die

Quantifizierung der Gelenkkinematik erhebliche apparative Voraussetzungen. Die vorrangig angewendeten Untersuchungsmethoden sind hier die in-vivo Fluoroskopie und die Ganganalyse (78 - 81). Selbst nach Durchführung einer solchen Untersuchung ist es erforderlich, die Vielzahl der erhobenen (3-dimensionalen) Daten auf einige wenige aussagekräftige Ergebnisse zu reduzieren. Hier hat sich neben der femoro-tibialen Translationsbewegung das Ausmass der Komponentenrotation, das Drehzentrum dieser Rotationsbewegung sowie das Vorhandensein eines Lift-Off Phänomens als dynamischer Indikator einer Instabilität bewährt (6).

Fluoroskopisches Ergebnis

Die vorliegende Arbeit zeigte in der Fluoroskopie der untersuchten e.motion® Prothese ein Roll-back, welches ein vergleichbares Ausmaß wie durch Freeman und Pinskerova gemessen hat (82, 83). Obwohl der Post-Cam Mechanismus der verwendeten PS Prothese erst ab 70° Flexion greift, zeigte sich bereits zwischen 0° und 70° ein stetiges Roll-Back des Femurs. In keinem Fall konnte eine paradoxe Kinematik im Sinne eines Roll-forward identifiziert werden. Das Roll-Back war nicht parallel sondern – ähnlich der physiologischen Kinematik – auf der lateralen Seite deutlich ausgeprägter als auf der medialen. In der Summe führte dies zu einer Rotationsbewegung mit medialisiertem Drehpunkt in der weitüberwiegenden Mehrzahl der Patienten.

Im Rahmen der hier vorliegenden Studie wurde unter Berücksichtigung der Messgenauigkeit des fluoroskopischen Aufbaus das Auftreten eines Lift-off ab 1mm als wahres Ereignis definiert. Die femorotibiale Translation bei Flexion zeigte dabei keinen Zusammenhang zum Auftreten von lift-Offs. Lift-offs traten erheblich häufiger lateral als medial auf, was mit der dynamischen Stabilisierung des lateralen Beugespaltes durch den m. popliteus im Gegensatz zur statischen Stabilisierung der medialen Seite durch das oberflächliche mediale Seitenband erklärbar ist. Fluoroskopische Studien zeigten eine Verbindung zwischen femoralem Lift-off dem rotatorischen Alignment der Femurkomponente bei der femur first Implantationstechnik (42, 43). Bei Patienten ohne rotatorisches Malalignment wurde kein Lift-off beobachtet.

Entsprechend der in diesen Studien gezeigten Relevanz des Beugespaltes für das Auftreten von Lift-Offs konnte auch in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass Patienten, welche ein Lift-Off Phänomen aufwiesen, einen asymmetrischeren Beugespalt hatten als die Patienten ohne Lift-Off. Die vorliegenden Ergebnisse stehen in Einklang mit Daten, die zeigen, dass ein intraoperatives Druckungleichgewicht zwischen medialem und lateralem Kompartiment zu einer erhöhten Inzidenz von Lift-offs führt (84).

Die Arbeitsgruppe um Baier zeigte, dass intraoperativ ermittelte Stabilitätsdaten (Ergebnisse der Messung aus Beuge- und Streckspalt) mit den postoperativen Ergebnissen ausgedrückt durch die Inzidenz von lift-offs korrelieren. Allerdings stellten sie im Gegensatz zu der hier vorliegenden Arbeit keinen Lift-off bei PS-Implantaten fest (85). Für eine Unabhängigkeit der Lift-Off Inzidenz vom Implantatdesign spricht die Arbeit von Dennis, der sowohl bei CR als auch bei PS Implantaten Lift-offs beobachtete (6). Auch er konnte jedoch bei tibia-first operierten Gelenken in seiner Arbeit keine Lift-Off Phänomene beobachten. Dies könnte der Tatsache geschuldet sein, dass bei den in der vorliegenden Studie eingeschlossenen Patienten trotz tibia-first Technik und PS Design in vielen Fällen kein absolut stabiler Beugespalt intraoperativ erzielt wurde. Andererseits könnte der verwendete fluoroskopische Aufbau auch eine höhere Genauigkeit aufweisen, so dass die Detektionsgrenze für Lift-Off Phänomene niedriger wäre.

Vorangegangene Studien zeigten vermehrten Abrieb durch Lift-Off Phänomene, ein Einfluss auf das klinische Ergebnis konnte bislang jedoch weder in der Literatur (8, 86) noch in der vorliegenden Arbeit nachgewiesen werden.

Vergleichbarkeit der Daten

Bei allen Patienten erfolgte die Prothesenimplantation als Primäreingriff, welcher durch einen erfahrenen Operateur durchgeführt wurde. Der durchschnittliche BMI der eingeschlossenen Patienten betrug $28,4 \pm 3,6$ (23,6 – 37) kg/m². Bei verschiedenen Studien liegt das Durchschnittsalter ähnlich unserem Kollektiv in der 7. Lebensdekade (25, 40, 44). Das durchschnittliche Alter zum Zeitpunkt der Implantation lag bei dieser Gruppe bei 68,4 Jahren. Es wurden 9 Männer und 7 Frauen eingeschlossen.

Die Untersuchung der Kinematik des künstlichen Kniegelenks mittels Fluoroskopie und anschließender 3D-Rekonstruktion ist in diversen Arbeiten belegt (87 – 89). Die Genauigkeit der dreidimensionalen Rekonstruktion der Knieprothese während der fluoroskopischen Messung in vivo wurde bereits in Arbeiten von Zihlmann et. al bestätigt und auch in weiteren Arbeiten beschrieben (87, 90 - 92).

Klinisches Ergebnis

Die Studienkohorte dieser Arbeit bestand aus 16 Probanden, welche mit einer PS-Prothese (e.motion, Aesculap) versorgt wurden.

Insgesamt zeigten alle Patienten gute bis sehr gute Ergebnisse im KSS, HSS und der VAS. Das zeigt sich ebenfalls im für europäische Patienten exzellenten aktiven Bewegungsausmaß von im Schnitt $120,6^\circ \pm 10,6^\circ$. Im Vergleich zu anderen Arbeiten mit ähnlichem Follow-Up, liegt dieses Bewegungsausmaß im oberen Viertel der Ergebnisse (93, 94).

Es konnte kein Zusammenhang zwischen der intraoperativen Stabilität, der Gelenkinematik oder der dynamischen Gelenkstabilität (Lift-Off) und dem klinischen Ergebnis gezeigt werden. Aufgrund der limitierten Fallzahl sowie der begrenzten Trennschärfe der etablierten klinischen Scores kann jedoch ein solcher Zusammenhang nicht mit hinreichender Sicherheit ausgeschlossen werden. Dennoch erlauben die vorliegenden Ergebnisse zumindest eine starke Kausalität zwischen Stabilität, Kinematik und Funktion eines endoprothetischen Gelenkersatzes zu hinterfragen.

Limitationen

In der vorliegenden Studie wurden 17 Kniegelenke von 16 Patienten eingeschlossen. Diese zunächst gering erscheinende Anzahl für die Nachuntersuchung einer Standardoperation ergibt sich aus dem Untersuchungsaufwand und insbesondere der Strahlenbelastung einer fluoroskopischen Untersuchung. Im Vergleich zu anderen Studien liegt diese Zahl unter dem Durchschnitt (29, 30, 73). Zahlreiche Patienten verweigerten unter Verweis auf diese Tatsache die Teilnahme. Daher ist ein Bias in der Zusammensetzung der Patientengruppe hinsichtlich des klinischen Ergebnisses anzunehmen. Es erscheint plausibel, dass Patienten, die eher mit dem Operationsergebnis zufrieden waren eine größere Bereitschaft zeigten, an der Studie

teilzunehmen als solche, die ein schlechteres Ergebnis hatten. Die Durchschnittswerte in den klinischen Scores sind jedoch vergleichbar mit Literaturdaten (95, 96), so dass dieser Effekt zumindest als gering einzustufen ist.

Die Tatsache, dass nicht in allen Fällen ein stabiler Beugespalt erzielt wurde widerspricht der Annahme einer strengen Tibia-first Operationstechnik, ist jedoch der Tatsache geschuldet, dass in den Fällen, in denen davon abgewichen wurde, ein Kompromiss der femoralen Rotation zwischen den knöchernen Landmarken und der Beugespaltsymmetrie getroffen wurde. Daher sind die vorliegenden Ergebnisse nicht auf die Tibia-first Technik verallgemeinerbar, erlauben jedoch im Gegenzug durch die Varianz in der Beugespaltsymmetrie Rückschlüsse auf den Zusammenhang zwischen dieser und der Inzidenz von Lift-Off Phänomenen.

5 Zusammenfassung

Bislang ist noch nicht geklärt, in welchem Maße die intraoperative Gelenkstabilität einen Einfluss auf die resultierende Gelenkkinematik nach abgeschlossener Rehabilitation hat und ob ein Zusammenhang zwischen Stabilität, Kinematik und klinischem Ergebnis besteht.

In der vorliegenden Arbeit wurden 17 Kniegelenke nach navigierter Implantation eines kreuzbandersetzenden bikondylären Oberflächenersatzes (e.motion®, Aesculap) untersucht. Alle Patienten wurden klinisch evaluiert (KSS, HSS und VAS) und die Gelenkkinematik fluoroskopisch während einer tiefen Kniebeuge bestimmt. Die erhobenen Daten wurden mit den intraoperativ ermittelten Navigationsdaten verglichen.

Hinsichtlich der klinischen Scores hatten alle Probanden gute bis sehr gute Ergebnisse. Die fluoroskopischen Auswertungen zeigten eine Bewegung der Knieprothese mit femoralen Roll-Back, das auf der lateralen deutlich ausgeprägter als auf der medialen Seite war. Daraus resultierte eine Rotationsbewegung mit medialisiertem Drehpunkt. Ein Teil der Studienteilnehmer zeigten ein Lift-Off Phänomen der Femurkomponente von mehr als 1mm. Diese Patienten hatten in den Navigationsdaten eine größere Asymmetrie des Beugespaltes als Patienten ohne Lift-off. Weder die fluoroskopischen Daten noch die Navigationsdaten korrelierten mit dem klinischen Ergebnis.

Basierend auf der Grundlage der hier vorliegenden Daten kann ein Zusammenhang zwischen der passiven intraoperativen Stabilität des Beugespaltes und der dynamischen Instabilität, ermittelt durch eine fluoroskopische Analyse (Lift-Off), hergestellt werden. Eine Beeinflussung der mittels funktionellen Scores bestimmten klinischen Ergebnisse durch die intraoperative Stabilität oder die fluoroskopisch gemessene Gelenkkinematik konnte nicht nachgewiesen werden. Trotz der limitierten Fallzahl und Trennschärfe klinischer Scores unterstreichen die vorliegenden Daten, dass das klinische Ergebnis nach endoprothetischem Kniegelenkersatz multifaktoriell determiniert wird und statische und dynamische Stabilität sowie Kinematik allenfalls Co-Faktoren für ein erfolgreiches Ergebnis sind.

Literaturverzeichnis

1. Dankwardt R, Debacher U, Witt H, Schulz F, Zukunft E. Bericht zur Medizinischen Ergebnisqualität 2009. Asklepios Kliniken Verwaltungsges. mbH, 2009: S 139.
2. Weinstein AM, Rome BN, Reichmann WM, Collins JE, Burbine SA, Thornhill TS, Wright J, Katz JN, Losina E. Estimating the Burden of Total Knee Replacement in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Jan 23. doi: 10.2106/JBJS.L.00206.
3. Banks S, Hodge W. Design and Activity Dependence of Kinematics in Fixed and Mobile-bearing Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2004;19: 809-816.
4. Freeman MA, Bradley GW, Revell PA: Observations upon the interface between bone and polymethylmetacrylate cement. *J Bone Jt Surg* 64 –B:489-493 (1982)
5. Plitz W: Gelenkendoprothetik, welche Materialpaarung ist die beste? *Implantat* 2: 11-12 (1996)
6. Dennis DA, Komistek RD, Walker SA, Cheal EJ, Stiehl JB. Femoral condylar lift-off in vivo in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2001 Jan;83(1):33-9.
7. Nilsson K, Kärrholm J. Increased varus-valgus tilting of screw-fixed knee prostheses. Stereoradiographic study of uncemented versus cemented tibial components. *J Arthroplasty.* 1993 Oct;8(5):529-40.
8. Lewis P, Rorabeck CH, Bourne RB, Devane P. Posteromedial tibial polyethylene failure in total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Feb;(299):11-7. PMID:8119004
9. Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR, Weise M. The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. *Am J Sports Med.* 1992 Nov-Dec;20(6):707-16.

10. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Jun;(255):215-27.
11. Ischii Y, Noguchi H, Matsuda Y, Takeda M, Walker S, Komistek R. Effect of laxity on in vivo kinematics of meniscal-bearing knee prostheses. *The Knee* 2007; 14: 269-274.
12. Komistek R, Dennis D, Mabe J, Walker S. An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clinical Biomechanics* 2000; 15: 29-36.
13. Lee D, Seo J, Moon Y. Synchronisation of tibial rotational alignment with femoral components in total knee arthroplasty. *International Orthopaedics* 2008; 32: 223-227.
14. Dennis D. Advantages of Mobile-bearing Total Knee Arthroplasty. *Orthopaedic Surgery Knee* 2007: 43-46.
15. Pinskerova V, Samuelson KM, Stammers J, Maruthainar K, Sosna A, Freeman MA. The knee in full flexion: an anatomical study. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Jun;91(6):830-4. doi: 10.1302/0301-620X.91B6.22319.
16. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin. Orthop Relat Res.* 2003;410:69-81.
17. Li G, Moses JM, Papannagari R, Pathare NP, DeFrate LE, Gill TJ. Anterior cruciate ligament deficiency alters the in vivo motion of the tibiofemoral cartilage contact points in both the anteroposterior and mediolateral directions. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Aug;88(8):1826-34.
18. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Tucker A. A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Nov;(428):180-9.
19. Casino D, Martelli S, Zaffagnini S, Lopomo N, Iacono F, Bignozzi S, Visani A, Marcacci M. Knee Stability before and after Total and Unicondylar Knee Replacement: In Vivo Kinematic Evaluation utilizing Navigation. *Journal of Orthopaedic Research* 2008: 1-6.
20. Moro-oka T, Muenchinger M, Canciani J, Banks S. Comparing in vivo kinematics of anterior Cruciate-retaining and posterior Cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Athrose* 2007; 15: 93-99.

21. Niethard F, Pfeil J. Gonarthrose. Duale Reihe Orthopädie. Stuttgart: Thieme Verlag, 2005: 514.
22. Russo A, Montagna L, Bragonzoni L, Visani A, Marcacci M. Changes in knee motion over the first 3 years with a mobile-bearing prosthesis. *The Knee* 2006; 13: 301-306.
23. Buechel F. Mobile-bearing Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2004; 19: 27-30.
24. Dennis D. Advantages of Mobile-bearing Total Knee Arthroplasty. *Orthopaedic Surgery Knee* 2007: 43-46.
25. Krackow KA, Bayers-Thering M, Phillips MJ, Mihalko WM: A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee arthroplasty: progress toward computer-assisted TKA. *Orthopedics* 1999; 22: 698–702.
26. Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA. The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2000 Aug;15(5):545-50.
27. Kim TK, Cho HJ, Kang YG, Kim SJ, Chang CB. Improved early clinical outcomes of RP/PS mobile-bearing total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Nov;467(11):2901-10. doi: 10.1007/s11999-009-0787-9. Epub 2009 Mar 19.
28. Bächis H, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J. CT-basierte und CT-freie Navigation in der Knieendoprothetik. *Ergebnisse einer prospektiven Studie. Unfallchirurg* 2003;106: 935-40.
29. Bächis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J: Alignment in total knee arthroplasty: a comparison of computer-assisted implantation with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 682.
30. Perlick L, Bächis H, Lerch K, Lüring C, Tingart M, Grifka J: Der navigationsgestützte bicondyläre Oberflächenersatz bei der sekundären Gonarthrose des RA-Patienten im Vergleich zur konventionellen Implantationstechnik. *Z Rheumatol* 2004, 63: 1–7.
31. Lüring C, Bächis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J. Die navigationsgestützte Knieendoprothetik: Eine Standortbestimmung unter evidenzbasierten Kriterien. *Dtsch Ärztebl*, 2005; Ausg A 102:A2320-A2325.

32. Bächli H, Tingart M, Perlick L, Lüring C, Anders S, Grifka J. Stellenwert von Endoprothetik und Umstellungsosteotomie bei Gonarthrose. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2005;143(1):19-24.
33. Cerha O, Kischner S, Günther KP, Lützner J. Kostenanalyse zur Navigation in der Knieendoprothetik. *Der Orthopäde* 2009;38(12):1235-1240.
34. Matziolis G, Krockner D, Weiss U, Tohtz S, Perka C. A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty. Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation. *J Bone Joint Surg Am*, 2007 Feb; 89(2):236-43.
35. Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ: Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomized, prospective trial. *J Bone Joint Surg Br*. 2004 Apr; 86(3):372-7.
36. Chin PL, Yang KY, Yeo SJ, Lo NN: Randomized control trial comparing radiographic total knee arthroplasty implant placement using computer navigation versus conventional technique. *J Arthroplasty*. 2005 Aug; 20(5):618-26.
37. Anderson KC, Buehler KC, Markel DC: Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods. *J Arthroplasty*. 2005 Oct; 20 (7 Suppl 3):132-8.
38. Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrbach K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty*. 2007 Dec;22(8):1097-106.
39. Schmidt F, Lampe F, Elfring R, Nebelung S, Mumme T, Andereya S, Radermacher K, Niethard FU, Müller-Rath R. Weichteilmanagement in der primären Kniegelenkendoprothetik: konventionelle Techniken, Navigation und sensorintegrierte Messsysteme. *Z Orthop Unfall* 2007; 145:599-607.
40. Matziolis G. Surgical navigation as a measuring tool. *Orthopedics*. 2012 Oct;35(10 Suppl):6. doi: 10.3928/01477447-20120919-49.
41. Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kurosaka M, Kuroda R. Soft tissue tension in cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2011 Aug;26(5):788-95. doi: 10.1016/j.arth.2010.06.006. Epub 2010 Jul 20.

42. Scuderi GR, Komistek RD, Dennis DA, Insall JN. The impact of femoral component rotational alignment on condylar lift-off. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 May;(410):148-54.
43. Insall JN, Scuderi GR, Komistek RD, Math K, Dennis DA, Anderson DT. Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Oct;(403):143-52.
44. Becker R, Malzdorf M, Stärke C, Randolph P, Lohmann C. No difference between tibia-first and femur-first techniques in TKA using computer-assisted surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Oct;20(10):2011-6.
45. Freeman MA, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* 2005 Feb;38(2):197-208.
46. Suggs JF, Hanson GR, Park SE, Moynihan AL, Li G. Patient function after a posterior stabilizing total knee arthroplasty: cam-post engagement and knee kinematics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008 Mar;16(3):290-6. doi: 10.1007/s00167-007-0467-9.
47. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Nov;(404):7-13.
48. Eisler T: Das schwedische Endoprothesen-Register. Expertenform des MDS (Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen), Berlin 2008.
49. Châtain F, Gaillard TH, Denjean S, Tayot O. Outcomes of 447 SCORE(®) highly congruent mobile-bearing total knee arthroplasties after 5-10years follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013 Oct;99(6):681-6. doi: 10.1016/j.otsr.2013.05.003. Epub 2013 Aug 26.
50. Argenson JN, Boisgard S, Parratte S, Descamps S, Bercovy M, Bonneville P, Briard JL, Brilhault J, Chouteau J, Nizard R, Saragaglia D, Servien E; French Society of Orthopedic and Traumatologic Surgery (SOFECOT). Survival analysis of total knee arthroplasty at a minimum 10 years' follow-up: a multicenter French nationwide study including 846 cases. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013 Jun;99(4):385-90. doi: 10.1016/j.otsr.2013.03.014. Epub 2013 May 2.

51. Barnes CL, Lincoln D, Wilson B, Bushmaier M. Knee manipulation after total knee arthroplasty: comparison of two implant designs. *J Surg Orthop Adv.* 2013 Summer;22(2):157-9.
52. Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1985 Jan-Feb;(192):13-22.
53. Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreiter M, Leithner A, Böhler N, Labek G. Revision Surgery After Total Joint Arthroplasty: A Complication-Based Analysis Using Worldwide Arthroplasty Registers. *J Arthroplasty.* 2013 Apr 18. doi:pii: S0883-5403(13)00139-3. 10.1016/j.arth.2013.01.012
54. Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Sep;73(5):709-14.
55. Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of total knee prostheses: a case-control comparative study with classical instrumentation. *Comput Aided Surg.* 2001;6(4):217-20.
56. Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of total knee prostheses: a case-control comparative study with classical instrumentation. *Comput Aided Surg.* 2001;6(4):217-20.
57. Tolk JJ, Koot HW, Janssen RP. Computer navigated versus conventional total knee arthroplasty. *J Knee Surg.* 2012 Sep;25(4):347-52.
58. Takahashi, T., Y. Wada, and H. Yamamoto. 1997. Soft-tissue balancing with pressure distribution during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 79:235-9.
59. Trepte, C. T., and K. Pfanzelt. 2003. [Soft tissue balancing in total condylar knee arthroplasty]. *Zentralbl Chir* 128:70-3.
60. Bottros, J., B. Gad, V. Krebs, and W. K. Barsoum. 2006. Gap balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 21:11-5.
61. Lüring C, Perlick L, Tingart M, Bähris H, Grifka J. Advances in soft tissue management in total knee arthroplasty. The use of imageless navigation systems. *Orthopade.* 2006 Oct;35(10):1066-72.
62. Briard JL, Witoolkollachit P, Lin G. Soft tissue management in total knee replacement. Analysis of ligament balancing. *Orthopade.* 2007 Jul;36(7):635-42.

63. Käfer W, Fraitzl CR, Kinkel S, Clessienne CB, Puhl W, Kessler S. Outcome assessment in total knee arthroplasty: is the clinical measurement of range of motion a reliable measurable outcome variable? *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2005 Jan-Feb;143(1):25-9.
64. Sparmann M, Wolke B. Value of navigation and robot-guided surgery in total knee arthroplasty. *Orthopade.* 2003 Jun;32(6):498-505.
65. Luring C, Hübner T, Perlick L, Bächis H, Krettek C, Grifka J. The effectiveness of sequential medial soft tissue release on coronal alignment in total knee arthroplasty using a computer navigation model. *J Arthroplasty.* 2006 Apr;21(3):428-34.
66. Luring C, Bächis H, Hübner T, Grauvogel C, Perlick L, Grifka J. Gap configuration and anteroposterior leg axis after sequential medial ligament release in rotating-platform total knee arthroplasty. *Acta Orthop.* 2006 Feb;77(1):149-55.
67. Luring C, Hübner T, Kendoff D, Perlick L, Bächis H, Grifka J, Krettek C. Eversion or subluxation of patella in soft tissue balancing of total knee arthroplasty? Results of a cadaver experiment. *Knee.* 2006 Jan;13(1):15-8. Epub 2005 Jun 24.
68. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;(356):111-118.
69. Olcott CW, Scott RD. The Ranawat Award. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(367):39-42.
70. Kinzel V, Ledger M, Shakespeare D. Can the epicondylar axis be defined accurately in total knee arthroplasty? *Knee.* 2005;12(4):293-296
71. Jenny JY, Boeri C. Low reproducibility of the intra-operative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement. *Acta Orthop Scand.* 2004;75(1):74-77.
72. Jerosch J, Peuker E, Philipps B, Filler T. Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2002;10(3):194-197.

73. Mielke RK, Clemens U, Jens JH, Kershally S. Navigation in knee endoprosthesis implantation--preliminary experiences and prospective comparative study with conventional implantation technique. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2001 Mar-Apr;139(2):109-16.
74. Olcott CW, Scott RD. The Ranawat Award. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(367):39-42.
75. Romero J, Duronio JF, Sohrabi A et al. Varus and valgus flexion laxity of total knee alignment methods in loaded cadaveric knees. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(394):243-253.
76. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;(356):144-153.
77. Gamada K, Jayasekera N, Kashif F et al. Does ligament balancing technique affect kinematics in rotating platform, PCL retaining knee arthroplasties? A prospective randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(2):160-166.
78. Casino D, Martelli S, Zaffagnini S, Lopomo N, Iacono F, Bignozzi S, Visani A, Marcacci M. Knee stability before and after total and unicondylar knee replacement: in vivo kinematic evaluation utilizing navigation. *J Orthop Res.* 2009 Feb;27(2):202-7. doi: 10.1002/jor.20746.
79. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Tucker A. A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Nov;(428):180-9.
80. Sumino T, Gadikota HR, Varadarajan KM, Kwon Y-M, Rubash HE, Li G. Do high flexion posterior stabilised total knee arthroplasty designs increase knee flexion? A meta analysis. *Int Orthop.* 2011 Sep;35(9):1309-19. doi: 10.1007/s00264-011-1228-4.
81. Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenneucker H, Moemans A. Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br.* 2002 Jan;84(1):50-3.
82. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, Freeman MAR (2004) Does the femur rollback with flexion? *J Bone Joint Surg Br* 86:925–931

83. Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.* 2000 Nov;82(8):1196-8. Tibiofemoral
84. Wasielewski RC, Galat DD, Komistek RD. Correlation of compartment pressure data from an intraoperative sensing device with postoperative fluoroscopic kinematic results in TKA patients. *J Biomech.* 2005;38(2):333-339.
85. Baier C, Springorum HR, Götz J, Schaumburger J, Lüring C, Grifka J, Beckmann J. Comparing navigation-based in vivo knee kinematics pre- and postoperatively between a cruciate-retaining and a cruciate-substituting implant. *Int Orthop.* 2013 Mar;37(3):407-14. doi: 10.1007/s00264-013-1798-4.
86. Jennings LM, Bell CI, Ingham E et al. The influence of femoral condylar lift-off on the wear of artificial knee joints. *Proc Inst Mech Eng H.* 2007;221(3):305-314.
87. J. Victor, J.K. Mueller, R.D. Komistek et al. In vivo kinematics after a cruciate-substituting TKA. *Clin Orthop Relat Res*, 468 (2010), p. 807
88. B. Yue, K.M. Varadarajan, A.L. Moynihan et al. Kinematics of medial osteoarthritic knees before and after posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 29 (2011), p. 40
89. A. Kitagawa, N. Tsumura, T. Chin et al. In vivo comparison of knee kinematics before and after high-flexion posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty *J Arthroplasty*, 25 (2010), p. 964
90. Banks S.A. and Hodge W.A. Accurate measurement of three-dimensional knee re-placement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1996, 43(6):638{49
91. Hoff W.A., Komistek R.D., Dennis D.A., Gabriel S.M., and Walker S.A. Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1998, 13(7):455{472
92. Zuffi S., Leardini A., Catani F., Fantozzi S., and Cappello A. A model-based method for the reconstruction of total knee replacement kinematics. *IEEE Trans Med Imag-ing*, 1999, 18(10):981{91.

93. Baier C, Fitz W, Craiovan B, Keshmiri A, Winkler S, Springorum R, Grifka J, Beckmann J. Improved kinematics of total knee replacement following partially navigated modified gap-balancing technique. *Int Orthop*. 2013 Oct 15.
94. Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 2000 May;82(5):705-11.
95. O'Connor MI. Implant survival, knee function, and pain relief after TKA: are there differences between men and women? *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Jul;469(7):1846-51. doi: 10.1007/s11999-011-1782-5.
96. Bourne R, Chesworth B, Davis AM, Mahomed N, Charron K. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468:57–63.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Timo Zippelius, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *Kniegelenkskinematik nach navigierter Implantation eines kreuzbandersetzenden Oberflächenersatzes* selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik und Resultaten entsprechen den „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Berlin, 14.11.2013

Timo Zippelius

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Georg Matziolis für die Überlassung des Themas, die konstruktiven Diskussionen und hilfreiche Betreuung während der Erstellung der Dissertation.

Besonderer Dank gilt den Mitarbeitern des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie und des Julius Wolff Instituts für die stets kompetente Beratung.

Hierbei gilt mein besonderer Dank Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka und Herrn Prof. Dr. Georg Duda für die Ermöglichung dieser Arbeit.

Herrn Dr. med. Georgi Wassilew und Herrn Dipl.-Ing. Philippe Moewis danke ich für die Einführung sowie Unterstützung hinsichtlich der verschiedenen Messungen.

Herrn Dr. med. Michael Müller und Herrn Dr. med. Eric Röhner danke ich für die inspirierenden Diskussionen, auch im Hinblick auf meine fachliche, berufliche und persönliche Weiterentwicklung.

Ich danke meinen Freunden, welche mich in jeder Lebenslage unterstützt und mir Rückhalt gegeben haben.

Meiner Familie bin ich für die gleichermaßen moralische wie tatkräftige Unterstützung sowohl während meines Studiums als auch während meiner Dissertation zu tiefstem Dank verpflichtet.

Ihnen sei die vorliegende Arbeit gewidmet.