

Aus der HELIOS Klinik Bad Gandersheim

Klinik für Chirurgie und Orthopädie

DISSERTATION

Die funktionelle Femurrotationsachse

**Prospektive Studie zur Anwendbarkeit einer kinematischen Femurrotationsachse unter
Anwendung eines Navigationssystems in der Knieendoprothetik**

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

Von

Sascha Pfiel

aus Bad Gandersheim

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. G. Matziolis
2. Priv.-Doz. Dr. med. D. Kendoff
3. Priv.-Doz. Dr. med. C. Tibesku

Datum der Promotion: 05.06.2011

Erklärung

„Ich, Sascha Pfiel, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die funktionelle Femurrotationsachse - Prospektive Studie zur Anwendbarkeit einer kinematischen Femurrotationsachse unter Anwendung eines Navigationssystems in der Knieendoprothetik“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Bad Gandersheim, der 29.11.2010

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Die Biomechanik des Kniegelenkes	3
1.2. Die Referenzachsen des Femurs	8
1.3. Die intraoperative Bestimmung der Rotationsausrichtung	14
1.4. Die Rotationsfehler der Femurkomponente und deren Folgen	18
1.5. Problemstellung	23
2. Hypothesen	24
3. Methodik	25
3.1. Operationsablauf	27
3.2. Postoperative Behandlung	30
3.3. CT-Untersuchung	30
3.4. Der HSS-Score	33
3.5. Statistik	34
4. Ergebnisse	35
4.1. Beschreibung des Patientenkollektivs	36
4.2. Ergebnisse des HSS-Score	43
4.3. Auswertung der CT-Untersuchungen und der Achsen	46
4.3.1. Achse der eingebauten Femurkomponente	46
4.3.2. Achse der palperten Epikondylen (TEA)	48
4.3.3. Achse der Whiteside-Line	49
4.3.4. Achse der dorsalen Kondylen (PCL)	49
4.3.5. Achse des Beugespaltes	50
4.3.6. Achse der funktionellen Femurrotationsachse	51
4.4. Wahrscheinlichkeiten einer korrekten Prothesenpositionierung	51
4.5. Statistische Ergebnisse der absoluten Abweichungen	52
5. Diskussion	54
6. Zusammenfassung	64
7. Literaturverzeichnis	65
8. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	76
9. Abkürzungsverzeichnis	77
10. Danksagungen	78
11. Lebenslauf	79

1. Einleitung

Die endoprothetische Versorgung des Kniegelenkes hat in den letzten 30 Jahren einen zunehmenden Aufschwung erlebt. So stieg in Schweden in den Jahren 1975 bis 1980 die Anzahl der primären Implantationen nur unwesentlich an, ab 1980 nahm die Anzahl erheblich zu und zeigt ab 2002 eine jährliche Steigerungsrate zwischen 6 und 10 %/Jahr [1]. In Deutschland nahm die Anzahl von Prothesenimplantationen zwischen 2004 bis 2008 um 32,4 % zu (von 110 349 auf 146 052) [2]. Ähnliche Zuwachsraten finden sich sowohl in Australien als auch in Schottland [3,4]. Dabei wird durch den demographischen Wandel mit Zunahme der älteren Bevölkerungsgruppen nur ein kleiner Teil der Zuwachsraten erklärt [1]. Verbesserung der Implantate und eine Standardisierung der Operationstechnik haben zu einer Zunahme der Standzeiten geführt, die 15 Jahre und mehr betragen [1,5].

Die Indikation zur endoprothetischen Versorgung ist bei Zerstörung der femorotibialen und/oder der femoropatellaren Gleitfläche gegeben, wenn die Lebensqualität des Patienten deutlich eingeschränkt ist und andere Therapiemaßnahmen nicht mehr ausreichen. Ursachen für die Zerstörung sind primäre und sekundäre Arthrosen, Folgen Schmerzen und Funktionseinschränkung. Das Ziel der endoprothetischen Versorgung ist die Wiederherstellung der Funktion bei Schmerzfreiheit und damit eine Verbesserung der subjektiven Lebensqualität des Patienten. Dabei wird eine möglichst lange Standzeit der Prothese angestrebt. Die Ergebnisse zeigen jedoch einen Anteil von bis zu 20 % subjektiv unzufriedener Patienten [1,6,7]. Als eine der Hauptursachen wird dabei die Rotationsausrichtung der femuralen und tibialen Komponenten angeschuldigt [8]. Eine falsche Ausrichtung ist für ca. 12 % der Revisionen von Knieprothesen ursächlich verantwortlich [9].

Bereits 1976 berichtet Skolnick über den Zusammenhang einer korrekten Prothesenausrichtung und dem klinischen Ergebnis [10], Lotke und Ecker konnten 1977 den Zusammenhang zwischen dem funktionellen Ergebnissen und der radiologischen Ausrichtung an Hand eines „Röntgenscores“ belegen und sahen in ihrer Studie bei 76 Patienten in weniger als 10 % eine perfekt positionierte Prothese [11]. Das Augenmerk richtete sich in den folgenden Jahren insbesondere auf die „perfekte“ Ausrichtung der Prothesen in der Längsachse und deren Optimierung [12–14] Die Rotationsausrichtung der Prothesenkomponenten fand aber bereits 1979 bei Mochizuki Beachtung [15]. Er empfahl, die Femurkomponente relativ zur Tibia (bei voller Streckung des Beines) in geringer Außenrotation einzubringen, um Probleme mit dem Patellalauf zu vermeiden. Seither ist die korrekte Ausrichtung der Prothesenkomponenten ein

wichtiges Thema in der Knieendoprothetik. Es ist von einer zunehmenden Verschärfung dieser Problematik aufgrund der Einführung minimalinvasiver Operationstechniken auszugehen. Diese Techniken erlauben durch kleinere und weniger traumatische Zugänge die Implantation einer Endoprothese. In demselben Maß jedoch wird die intraoperative Übersicht reduziert und die Erfassung anatomischer Landmarken zur Festlegung der Komponentenrotation erschwert.

Ein funktioneller Ansatz erscheint zur Lösung dieser Probleme sinnvoll. Dieser ist weitgehend untersucherunabhängig, da keine anatomische Struktur erkannt werden muss. Gleichzeitig spielt die Größe des operativen Zugangs keine Rolle, so dass im Hinblick auf minimalinvasive Techniken die Genauigkeit der Methode nicht eingeschränkt wird.

Ziel dieser Studie war es daher, eine funktionelle Kniegelenksachse zu etablieren, die in einem festen Verhältnis zu den etablierten anatomischen Landmarken steht, so dass die Inter- und Intraobservervariabilität in der Einstellung der Komponentenrotation unabhängig von der Größe des operativen Zugangs reduziert werden kann.

1.1. Die Biomechanik des Kniegelenkes

Das Kniegelenk als größtes Gelenk des menschlichen Körpers ist eine Kombination aus Scharnier- und Radgelenk, deren Bewegung um zwei senkrecht aufeinander stehende Hauptachsen erfolgt. Die Flexion/Extension erfolgt um eine annähernd quere Achse, welche der Krümmung der Femurkondylen entspricht. Die Rotation erfolgt um die Unterschenkel längsachse [16]. Physiologisch kann das Bein nicht überstreckt werden, eine aktive Flexion ist bis etwa 130° möglich. Passiv kann das Kniegelenk bis ca. 155° gebeugt werden, ehe eine Weichteilhemmung einsetzt [17]. Innen- und Außenrotationsbewegungen um die Längsachse des Unterschenkels sind bei gebeugtem Kniegelenk zwischen ca. 10 ° Innen- und 42 ° Außenrotation möglich [16].

Betrachtet man die beiden Femurkondylen anatomisch, so zeigt sich, dass der laterale Kondylus bezogen auf die Diaphysenachse weniger weit nach distal reicht als der mediale Kondylus. Der laterale Kondylus ist in sagittaler Richtung 1 – 2 cm kürzer als der mediale und verschmälert sich dorsalwärts [16]. Die Femurkondylen bilden zusammen mit den proximalen Tibiakondylen das Femorotibialgelenk. Die Tibiakondylen zeigen eine Retroversion (dorsal slope) von 3 bis 7°, die mediale ist meist etwas länger und konkav, die laterale nicht selten konvex [16]. Die Patella bildet mit dem femoralen Patellagleitlager das Femuropatellargelenk.

Die Gebrüder Weber haben 1836 eine umfangreiche Untersuchung zur „Mechanik der menschlichen Werkzeuge“ veröffentlicht [18]. Dabei beschrieben sie die unterschiedlichen Krümmungsradien der Femurkondylen (*„Man kann daher die Curve, welche die beiden Condylen in der Richtung von vorne nach hinten darbieten, mit einer Spirale vergleichen, deren erstes Stück mit einem Kreisbogen zusammenfällt“*... *„Die Stellung des Oberschenkelbeines auf der Tibia ist nicht die Art, wie bei einem frei rollenden Rade, sondern ist, wie bei einem gehemmten Rade, mit Schleifen verbunden. Die Hemmung des auf der Tibia rollenden Schenkelbeines geschieht durch die Bänder, welche die Knochen mit einander verbinden“* (S. 174 – 175)) und beschrieben die Funktion der Seitenbänder und der Kreuzbänder bei Beugung und Streckung. Gleichzeitig stellten sie fest, dass der „Roll/Schleifmechanismus“ bei Streckung und Beugung lateral größer ist als medial und sahen die Ursache in den unterschiedlichen Krümmungsradien und den Bändern (*„Wir haben gezeigt und durch Messungen bewiesen, dass die obere Ansatzpunkte c, c der Seitenbänder, bei der Streckung und Beugung auf- und abwärts und zugleich vor- und rückwärts gehen. Diese Bewegung der Condylen ist aber auf beiden Seiten nicht gleich, sondern beim äusseren Condylus grösser, so dass derselbe gewissermassen um den inneren etwas herumgeht, wodurch das äussere Seitenband schneller als*

das innere angespannt wird. Diese Ungleichheit der Bewegung hängt von der symmetrischen Gestalt der Condylen sowohl, als ihrer Bänder ab.“ (S. 182)).

Langer [19] beschrieb dann als Erster die Evolute als Verlauf der Mittelpunkte aller Krümmungsradien. Ansonsten bestätigte er die Annahmen der Gebrüder Weber, dass das Zentrum der Längsrotation im Bereich des medialen Kompartiments gelegen sei. Er schrieb: *„Die Wege, welche einzelne Punkte der Gelenksknochen zurücklegen, können auch nicht in eine Ebene fallen, sie müssen Curven im Raum sein; die Flexionsebene wird daher keine Ebene, sondern eine windschiede Fläche sein“ (S.132 – 133).*

Getrennte Evoluten für den medialen und den lateralen Femurkondylus wurden erstmals von Bognion in seiner Dissertation beschrieben [20], Zuppinger [21] führte zum Beginn des neuen Jahrhunderts erstmals Untersuchungen mit Hilfe der Röntgenphotogrammetrie durch und griff zur Beschreibung des Bewegungsverhaltens des Kniegelenkes auf die Gesetze der Kinematik Reuleuaux [22] im Sinne einer überschlagenen Vierergelenkkette zurück. Eine Drehachse beschrieb er jedoch nicht. Der Gedanke der überschlagenen Vierergelenkkette wurde später von Strasser [23], Huson [24], Nietert [25] und Menschnik [26–28] weiter verfolgt und ausgebaut.

Fischer [29] führte erstmals fotografische 3D-Messungen an Lebenden durch und bestätigte, dass *„...bis gegen 20° Beugung auf der lateralen Seite hauptsächlich ein Rollen, über 20° hinaus aber wesentlich Gleiten stattfindet“*. Gleichzeitig konstatiert er aber auch keine 100 % Sicherheit der gefundenen Werte, da die individuellen Schwankungen zu groß seien. Strasser [23] setzte sich in seinem Lehrbuch insbesondere mit den Daten von Zuppinger [21] und Fischer [29] auseinander und hob hervor, dass bei einer Bewegung zwischen 85 bis 10° innen reines Drehgleiten, außen Drehgleiten mit etwas Rollen zu beobachten ist und daher die Achse innen höher steht als außen (Abb. 1).

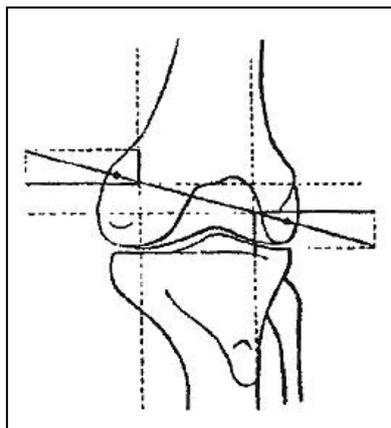


Abb. 1: Mögliche Drehachse des Kniegelenkes nach Strasser 1917 [23]

Knese [30] schrieb in seiner Arbeit von 1950, dass die bisherigen theoretischen Überlegungen auf Grund der tibial und femoral unterschiedlichen Bewegungsvorgänge nicht möglich seien und die experimentelle Bestimmung erhebliche Schwierigkeiten bereite. Er forderte daher auf die Bestimmung einer Flexionsachse beim Kniegelenk zu verzichten.

Lang und Wachsmuth beschreiben in ihrem Lehrbuch die Flexion als eine Mischung aus Abrollen und Gleiten. In der Anfangsphase rollen die Femurkondylen vorwiegend, während in der Hauptbewegung ab ca. 10° medial und ca. 20° lateral reines Drehgleiten vorliegt, da die Kreuzbänder ein weiteres Rollen verhindern. „Die wirkliche Flexionsachse steht deshalb schräg“ [16]. Menshik widerspricht diesem. „Daß die Kreuzbänder nur Abrollbewegungen von $0-20^\circ$ zulassen und über 20° nur Gleitbewegungen erlauben, weil die Bewegung um eine quere Achse im Kniegelenk erfolgt, ist geometrisch unhaltbar.“ [26] Er nahm in seinen Überlegungen unter Einbeziehung der Kreuzbänder und der Seitenbänder den Femurkondylus als ein ruhendes System (Rastsystem), die Tibia als ein bewegtes System (Gangsystem) an. Menshik entwarf eine Gangpolkurve und eine Rastpolkurve und definierte die Bewegung des Kniegelenkes als einen Roll-Gleitmechanismus. Er griff dabei auf das überschlagene Vierergelenk von Reuleaux [22] zurück (Abb. 2).

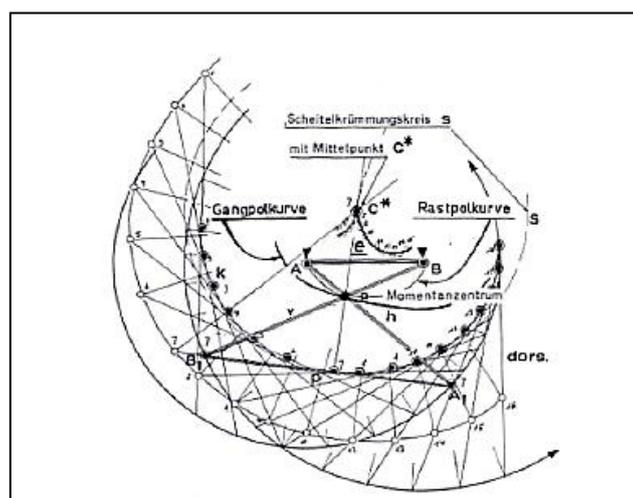


Abb. 2: Gangpol und Rastpolkurve mit Scheitelkrümmungsradien nach Menshik [26]

Grundlage für all diese Überlegungen waren die unterschiedlichen Krümmungsradien der Femurkondylen. In Zusammenhang mit den Kreuz- und Seitenbändern sowie den Unterschieden zwischen Tibiaplateau und den Femurkondylen wurde zur Beschreibung der Biomechanik dieses komplexe Modell notwendig. Dabei findet eine Abroll- und eine Gleitbewegung, ein femorales roll-back statt. Die von Meyer [31] erstmals beschriebene Schlussrotation des Unterschenkels bei Streckung resultiert laut Menschik [26] aus den unterschiedlichen Krümmungsradien der beiden Femurkondylen und der Anordnung des vorderen und hinteren Kreuzbandes. Der Ansicht, dass es ein femorales roll-back gebe, wurde bereits 1941 von Brantigan und Voshell widersprochen [32]. Im Laufe der weiteren technischen Entwicklung (Digitalisierung, Entwicklung der Soft- und Hardware, CT, MRT etc.) kam es zu einer Zunahme der Untersuchungen über die Biomechanik des Kniegelenkes. Blankevoort [33] sowie Hollister [34] sahen ebenfalls kein eindeutiges femorales roll-back. Bereits Hollister postulierte dabei eine fixierte Flexion/Extensions-Achse, die sich jedoch nicht in den anatomischen Standardebenen befindet, sondern jeweils um 3° von der koronaren und transversalen Ebene abweicht. Er sah darin die Ursache für die bisher gescheiterten Anstrengungen, die Kinematik des Kniegelenkes zu beschreiben.

Eine Studie von Stiehl und Komistek [35] zeigte 1995 bei Patienten mit Kniegelenksprothesen und erhaltenem hinteren Kreuzband kein roll-back des Femurs, Pinskerova [36–38] fand an Kadaverknien nur ein minimales roll-back des lateralen Kondylus. Stattdessen sei die bislang als rollback beschriebene Bewegung eine Rotationsbewegung der Tibia, vor allem unter dem lateralen Femurkondylus hinweg. Dies entspricht der Beschreibung der Gebrüder Weber [18] und konnte von Todo [39], Kaarholm [40] und Asano [41] in ihren Studien bestätigt werden. Die Achse der Rotationsbewegungen verläuft dabei im Bereich des medialen Tibiaplateaus. Gleichzeitig fand Pinskerova [36], dass die posterioren Femurkondylen in Bezug zu einer transepicondylären Achse rund sind. Bei Fehlen des vorderen Kreuzbandes verschiebt sich die Drehachse für die Rotationsbewegungen von der medialen auf die laterale Seite [42]. Dies zeigt sich auch bei den Ausmessungen von Abrieb bei gewechselten Polyethylen-Inlays. Auch kinematische 3D-Fluoroskopiestudien nach Knieprothesenimplantationen bestätigen dies [43,44]. Schroeder-Boersch [45] fasst die oben dargestellten Erkenntnisse zusammen und erklärt die bisherige Beschreibung der posterioren Femurkrümmung als elliptisch mit der inkorrekten Wahl der Schnittebene (Abb. 3). Er sieht in den „neuen“ Erkenntnissen Konsequenzen für das Knieprothesendesign.

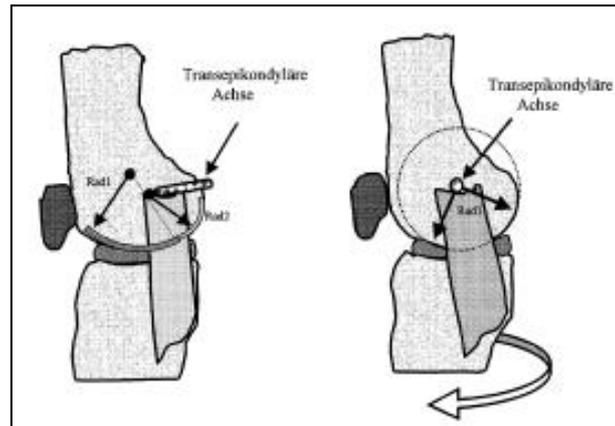


Abb. 3: Vereinfachte Ansicht des Kniegelenkes von medial. *Links*: Ansicht in der streng sagittalen Ebene und somit schräg zur transepikondylären Achse. In dieser Ansicht kommt die Krümmung des posterioren Femurkondylus polyradiär zur Darstellung (zur Vereinfachung sind nur zwei Rotationszentren mit 2 Radien eingezeichnet). *Rechts*: leichte Außenrotation und Kippung; somit Ansicht rechtwinklig zur transepikondylären Achse. In dieser Schnittebene ist der posteriore Femurkondylus rund mit nur einem Radius und einer fixierten Drehachse. Um diese findet die Bewegung Streckung/Beugung statt. (nach [45])

Die Flexions/Extensionsachse (FE-Achse) des Kniegelenkes wird annähernd in der Ebene der transepikondylären Linie (TEA) gesehen [34,46,47]. Daher wird empfohlen, die Femurkomponente parallel zu dieser Achse zu positionieren [48].

1.2. Die Referenzachsen des Femurs

Zur Positionierung der Femurkomponente in der Rotationsachse werden intraoperativ verschiedene Methoden verwandt. Zum einen wird die Ausrichtung an anatomischen Landmarken, zum anderen in der Tibia-first Technik die sog. Gap-Technik, bei der ein symmetrischer Flexions- und Streckspalt angestrebt wird, benutzt. Bei der Ausrichtung an den anatomischen Landmarken werden die posteriore Kondylenlinie (PCL), die anatomische transepikondyläre Achse (TEA), die chirurgische TEA, die Whiteside-Linie (AP) sowie die femorale transverse Achse benutzt.

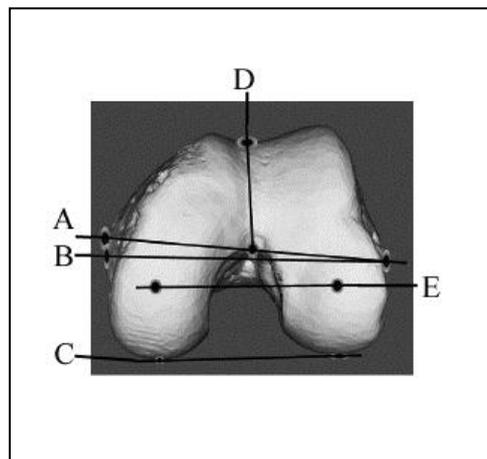


Abb. 4: Die anatomischen Rotationsachsen des Kniegelenkes A: anatomische TEA, B: chirurgische TEA, C: PCL, D: AP, E: femorale transverse Achse (modifiziert nach Victor [49])

Die posteriore Kondylenlinie verläuft durch die dorsalsten Punkte der medialen und femoralen Femurkondyle. Die anatomische TEA verbindet die höchsten Punkte des medialen und lateralen Epikondylus, die chirurgische TEA verbindet den medialen Kondylensulkus mit dem höchsten Punkt des lateralen Epikondylus. Die Whiteside-Linie verläuft durch die tiefsten Punkte der femoralen Trochlea. Die von Victor beschriebene femorale transverse Achse verbindet die Zentren der am besten passenden Sphären der medialen und lateralen Femurkondyle [50].

Wie sich diese Achsen zueinander verhalten ist Gegenstand verschiedener Studien, die teilweise als Kadaverstudien, teilweise als operative Studien durchgeführt wurden. Die Messungen wurden entweder instrumentell, durch CT- oder durch MRT-Untersuchungen gewonnen. Meist wurden 2 oder mehrere Achsen miteinander verglichen.

Yoshioka [46] untersuchte in einer Kadaverstudie mit einem Osteometrie-Tisch die Anatomie und die Funktionsachsen des Femurs. Dabei fand er den Condylar Twist angle (Winkel zwischen

anatomischer TEA und PCL) bei Männern mit 5° (SD 1,8) und bei Frauen mit 6° (SD 2,4). Mantas [51] studierte ebenfalls Kadaver. Im gepaarten Vergleich zeigte sich sowohl links als auch rechts ein Condylar twist angle von $4,9^\circ$ (SD rechts 2,1, links 2,3). Berger [52] untersuchte 75 Kadaverbeine und differenzierte dabei zwischen der anatomischen und der chirurgischen TEA. Dabei definierte er den Winkel zwischen der chirurgischen TEA und der PCL als den posterior condylar angle im Unterschied zum condylar twist angle (s.o.). Der posterior condylar angle betrug bei Männern $3,5^\circ$, bei Frauen $0,3^\circ$ (SD jeweils 1,2). Der condylar twist angle betrug für Männer $4,7^\circ$ (SD 3,5), für Frauen $5,2^\circ$ (SD 4,1). Auf Grund der hohen Variabilität sah er die anatomische TEA als nicht brauchbar an und empfahl die chirurgische TEA insbesondere bei Revisionen, da die posterioren Kondylen dann nicht mehr vorhanden sind. Ansonsten könne der posterior condylar angle für die primäre Prothetik bei Vorhandensein der dorsalen Kondylen geschlechtsspezifisch eingesetzt werden.

Arima [53] und Whiteside [54] machten in ihrer Kadaverstudie darauf aufmerksam, dass bei Valgusknieen die laterale Kondyle verkleinert ist und die PCL daher zu einer Innenrotationsfehlpositionierung führen würde. Die TEA jedoch sei nur schlecht zu identifizieren. Sie sahen daher die Whiteside-Line oder anterioposteriore Achse als eine verwendbare Achse und untersuchten die PCL, die anatomische TEA und die Whiteside-Line sowohl visuell durch 5 Untersucher als auch radiologisch. Dabei war visuell die Whiteside-Line $3,8^\circ$ (SD 2,0) zur PCL außenrotiert bei einem Range von -1,0 bis 10,0. Die TEA war visuell $4,4^\circ$ (SD 2,9) zur PCL außenrotiert (Range -4,5 – 15,5). Radiologisch zeigten sich für die Whiteside-Line Werte von $3,1^\circ$ (SD 1,7), für die TEA $5,7^\circ$ (SD 1,7). Sie sahen auf Grund der größeren Streubreite der TEA einen Vorteil der Whiteside-Line insbesondere bei Valgusknieen.

Im selben Jahr veröffentlichte Laskin [55] eine randomisierte Operationsstudie mit insgesamt 203 operierten Kniegelenken. Dabei wurde in der zweiten Gruppe unter Verwendung der Gap-Technik mittels eingesetzter Spreizer versucht, einen rechtwinkligen Beugespalt herzustellen und gemessen, wie weit der Schneidblock gegenüber der PCL außenrotiert werden musste. Diese Gap-Technik wurde von Dorr [56] propagiert, Freeman [57] empfahl den Einsatz von Spreizern. Im Ergebnis fand Laskin [55] eine Außenrotation von $3,2^\circ$ (SD 0,3). Aufgeteilt nach den präoperativen Valgus/Varus-Achsen ergab sich für den Bereich über 10° Valgus $10,1^\circ$ (SD 4,2), 3° bis 10° Valgus Werte von $3,0^\circ$ (SD 0,2), $2,9^\circ$ Valgus bis 5° Varus $3,1^\circ$ (SD 0,3), 5 bis 15° Varus $3,3^\circ$ (SD 0,2). Einzuschränken bleibt, dass nur 4 Kniegelenke über 10° Valgus/Varus-Fehlstellungen aufwiesen. Signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede fand Laskin nicht.

1996 untersuchte Poilvache [58] insgesamt 100 Kniegelenke intraoperativ mittels Goniometer und verglich die PCL, die anatomische TEA und die Whiteside-Line jeweils getrennt in eine Varus/Neutral und eine Valgusgruppe. Die TEA war bei der Varus-Neutralgruppe $3,51^\circ$ (SD 2,03) außenrotiert, in der Valgusgruppe $4,41^\circ$ (SD 1,83). Die Whiteside-Line war gegen die PCL in der Varus-Neutralgruppe $2,73^\circ$ (SD 2,57) außenrotiert, in der Valgusgruppe $5,91^\circ$ (SD 2,21). Insgesamt stand die Whiteside-Line nahezu rechtwinklig auf der anatomischen TEA ($90,33^\circ \pm 2,44$).

Griffin [59] untersuchte intraoperativ an 107 Kniegelenken den posterior condylar angle mittels einer Schablone, welche nach Durchführung des distalen Femurschnitts aufgesetzt wurde. Er fand keine geschlechtsspezifischen Unterschiede. Es fand sich ein posterior condylar angle von $3,7^\circ$ (SD 2,2), bei Varusstellung $3,3^\circ$ (SD 1,9), Neutralstellung $3,3^\circ$ (SD 2,3) und für Valgusstellung $5,4^\circ$ (SD 2,3). Griffin sah daher die PCL für einige Patienten als ungeeignet zur Referenzierung an.

Nagamine [60] untersuchte 1998 die Kniegelenke von 84 japanischen Patienten mittels Computertomographie, darunter 40 Kniegelenke ohne Pathologien. Ziel der Studie war es, die Whiteside-Line auf ihre Anwendbarkeit zu untersuchen. Über alle Kniegelenke war die PCL zur anatomischen TEA um $6,0^\circ$ (SD 2,4), die Whiteside-Line um $1,4^\circ$ (SD 3,3) innenrotiert. Bei medialer Arthrose zeigte sich eine Innenrotation der PCL gegen die anatomische TEA von $6,2^\circ$ (SD 1,9), bei Retropatellararthrose von $6,4^\circ$ (SD 2,4) und $5,8^\circ$ (SD 2,7) bei normalen Kniegelenken. Die entsprechenden Werte für die Achse 90° zur Whiteside-Line gegen die anatomische TEA betragen $0,1^\circ$ (SD 3,3), $1,3^\circ$ (SD 3,3) und $2,3^\circ$ (SD 3,1). Zur PCL betragen die Werte $6,1^\circ$ (SD 3,4), $5,1^\circ$ (SD 2,4) und $3,4^\circ$ (SD 4,0). Er hielt daher die Whiteside-Line für wenig brauchbar und favorisierte die Benutzung der TEA. Im selben Jahr veröffentlichte Matsuda [61] die erste MRT-Studie zur femoralen Geometrie von 30 normalen und 30 Varusknieen. Der condylar twist angle betrug bei normalen Kniegelenken $6,02^\circ$ (SD 3,6), bei varischen Kniegelenken $6,0^\circ$ (SD 2,35). Die entsprechenden Winkel für die 90° zur Whiteside-Line stehenden Achse und PCL betragen $6,3^\circ$ (SD 2,44) und $6,57^\circ$ (SD 2,54). Obwohl eine große Variabilität der Werte gefunden wurde, sahen die Autoren die PCL als brauchbar zur Rotationsausrichtung bei Varusknieen an.

Akagi [62] zeigte in einer präoperativen CT-Studie, dass bei 26 Patienten die PCL gegenüber der anatomischen TEA $6,8^\circ$ (SD 1,8) innenrotiert war. Ein Jahr später veröffentlichte Griffin [63] eine MRT-Studie zur Anatomie des distalen Femurs. Dabei untersuchte er 104 Kniegelenke ohne

Arthrose und fand einen posterior condylar angle zwischen chirurgischer TEA und PCL von $3,11^\circ$ (SD 1,75). Er fand keine geschlechtsspezifischen Unterschiede, jedoch eine Zunahme des Winkels bei Zunahme des Alters. Bei Patienten unter 41 Jahren betrug der Winkel $2,71^\circ$ (SD 1,56), über 41 Jahren $3,50^\circ$ (SD 1,86).

2001 untersuchte Yoshino [64] die Unterschiede zwischen der anatomischen und der chirurgischen TEA bei Arthrose an 96 Kniegelenken mittels CT. Drei Untersucher werteten die CT-Untersuchungen aus und fanden je nach Arthroseschweregrad (eingeteilt nach Ahlbäck) den medialen Epikondylensulkus unterschiedlich erkennbar. Bei Grad I konnte der Sulkus in 48 %, bei Grad II in 34,8 %, bei Grad III in 26,2 % und bei Grad IV in 20 % erkannt werden. Der condylar twist angle betrug $6,4^\circ$ (SD 1,6), wobei kein signifikanter Unterschied bei der Auswertung in Bezug auf den Arthrosegrad bestand. Der posterior condylar angle betrug $3,0^\circ$ (SD 1,6) und es fand sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied nach Arthrosegrad. Der Unterschied zwischen den beiden Winkeln betrug $3,2^\circ$ (SD 1,0). Yoshino empfahl, bei der präoperativen Planung einer Knieprothesenimplantation die anatomische TEA zu benutzen.

Ebenfalls 2001 veröffentlichte Akagi [65] eine CT-Untersuchung an 111 Kniegelenken bei 66 Patienten. Er unterteilte morphologisch den medialen Epikondylus in 3 Typen, je nachdem ob der Sulkus erkennbar war oder nicht (Abb. 5).

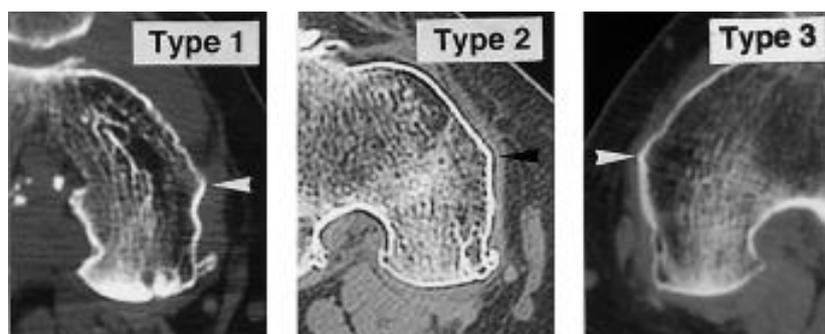


Abb. 5: CT-Typen des medialen Kondylus nach Akagi. Typ 1: gut erkennbarer Sulkus, Typ 2: noch erkennbarer Sulkus, Typ III: kein erkennbarer Sulkus (nach [65])

Akagi fand den Typ I in 24,3 %, Typ II in 49,5 % und Typ III in 26,1 % der Fälle. Aufgeschlüsselt nach frontaler Achse fand sich ein condylar twist angle bei Varusachse von $6,4^\circ$ (SD 1,4), bei neutraler Achse von $7,2^\circ$ (SD 2,0) und Valgusachse von $8,8^\circ$ (SD 3,2), wobei der Unterschied zwischen Varus- und Valgusachse signifikant war. Der posterior condylar angle

zeigte einen Wert von $4,2^\circ$ (SD 2,1), der Unterschied zwischen den beiden Winkeln betrug konstant $3,2^\circ$ (SD 0,7). Der Winkel zwischen der Senkrechten auf die Whiteside-Line und der anatomischen TEA betrug konstant $0,4^\circ$ (SD 1,8) und zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen frontalen Beinachsen. Akagi empfahl bis zu 9° Valguswinkel die Prothese $3 - 6^\circ$ außenrotiert zur PCL auszurichten, bei einem größeren Valgus sollte die Whiteside-Line benutzt oder eine präoperative CT-Untersuchung zur Rotationsbestimmung genutzt werden.

2005 untersuchte Asano [66] an 9 gesunden japanischen Probanden mittels CT und Konstruktion eines 3D-Modells die Lage einer Flexion-Extensionsachse. Der Condylar twist angle betrug $6,7^\circ$ (SD 1,5), der posterior condylar angle $3,1^\circ$ (SD 1,7). Die errechnete funktionelle Flexions-Extensionachse lag am nächsten zur chirurgischen TEA. Dies wurde bereits 1998 von Churchill in einer funktionellen Kadaverstudie untersucht und deklariert [47]. Diese These widersprach Eckhoff 2007 [67] in einer Kadaverstudie mittels CT-Untersuchung und 3D-Visualisierung. Er fand eine Differenz zwischen TEA und Flexion-Extensionsachse von ca. 5° . Lustig [68] fand in einer Kadaverstudie 2009 einen Unterschied zwischen einer mathematisch berechnetem Zentrum der Kondylen und der chirurgischen TEA von 6,5 mm (Range 2,3 – 11,3 mm) lateral und 8,4 mm (Range 4,0 – 11,6 mm) medial. Daher sollte die chirurgische TEA nicht zur Rotationsausrichtung benutzt werden.

Fasst man die o.g. Studien zusammen, kommt man zu folgenden Schlussfolgerungen:

Die PCL ist im Schnitt 3° gegenüber der chirurgischen TEA und 5° gegenüber der anatomischen TEA innenrotiert. Gegen die Whiteside-Line ist die PCL im Schnitt 4° innenrotiert. Mit zunehmenden Valgus wird die Innenrotation der PCL gegenüber der chirurgischen und anatomischen TEA größer. Die Whiteside-Line zeigte in den Studien die größte Schwankungsbreite.

Unabhängig von den interindividuellen Schwankungsbreiten ergeben sich somit 4 Achsen, welche prinzipiell unter Kenntnis ihrer Zusammenhänge zur intraoperativen Rotationsausrichtung der Femurkomponente genutzt werden können. Zusätzlich besteht noch die Möglichkeit, die sog. Gap-Technik einzusetzen. Dabei wird die Rotation der Femurkomponente so eingerichtet, dass ein symmetrischer Beugespalt resultiert. Bereits Insall [69] benutzte dazu Spacer und legte Wert auf einen gleichmäßigen Beuge- und Streckspalt. Laskin [55] berichtete 1995 über die Verwendung von Spreizern, um den Beugespalt gleichmäßig und kontrolliert aufzudehnen. Heute werden Bandspanner eingesetzt, die ein kontrolliertes Distrahieren zulassen

und die Rotation der Femurkomponente in Beugung wird parallel zu Resektionsebene des Tibiaplateaus (90° zur Tibiaachse) eingestellt. Vorher sollte jedoch bei einseitig kontrahierten Kniegelenken ein exaktes Weichteilrelease durchgeführt werden [70]. Nach Winemaker [71] ist dazu im Durchschnitt eine Außenrotation der femoralen Komponente von $4,8^\circ$ (SD 3,3) gegenüber der PCL notwendig. Bei Varusachse fand sich eine durchschnittliche Außenrotation von $4,4^\circ$ (SD 3,2), bei Valgusachse von $6,0^\circ$ (SD 3,21). Je größer die präoperative Valgusachse, desto eher musste die Außenrotation mehr als 6° betragen, um einen symmetrischen Beugespalt herzustellen. Diese Daten entsprechen den oben genannten Werten und legen die Vermutung nahe, dass bei Ausrichtung der Rotation an der TEA (chirurgisch oder anatomisch) auch ein symmetrischer Beugespalt zu erreichen sein sollte [72].

Wie genau aber können die entsprechenden Achsen und hier insbesondere die TEA intraoperativ bestimmt werden und damit die „korrekte“ Rotation der Femurkomponente bestimmt werden?

1.3. Die intraoperative Bestimmung der Rotationsausrichtung

Intraoperativ ergeben sich verschiedene Möglichkeiten, die Rotationsausrichtung der Femurkomponente festzulegen. Während im Rahmen der konventionellen Implantationstechnik häufig der femorale Schneidblock für den dorsalen Schnitt an den dorsalen Kondylen (3° oder 5° außenrotiert) referenziert wird oder nach der Gap-Technik ausgerichtet wird, ist es bei den navigierten Operationstechniken möglich, sich die angetasteten Achsen anzeigen und entsprechend den Schnittblock auszurichten sowie gleichzeitig die Gap-Technik zu benutzen. Die Frage einer möglichst genauen Antastung der knöchernen Landmarken ist bei Einsatz eines Navigationssystems entscheidend für das erreichte Ergebnis. So kann möglicherweise ein sog. MIS-Zugang ohne Evertierung der Patella die Erreichbarkeit und damit die zuverlässige Antastung der medialen Kondyle bzw. des medialen Epikondylensulkus erschwert sein.

Über die Genauigkeit der Bestimmung der Rotationsachsen gibt es mehrere Studien. 1996 untersuchte Poilavache [58] die intraoperative Bestimmung der PCL, der Whiteside-Line sowie der TEA und fand eine geringere Genauigkeit als in den anatomischen Studien. Trotzdem wurde die TEA als zuverlässig befunden, die Whiteside-Line zeigte eine recht hohe Variabilität und war schlechter zu lokalisieren. Olcott [72] fand 1999 in einer Studie, bei der er untersuchte, welche Achsen intraoperativ benutzbar seien um einen symmetrischen Beugespalt zu erreichen, dass die (anatomische) TEA in 90 %, die Whiteside-Line zu 83 % und die PCL in nur 70 % dieses Ziel erreichten. Diese Zahlen nahmen bei Valgusachsen deutlich ab. Olcott empfahl die Benutzung der TEA. In einer zweiten Veröffentlichung zu derselben Untersuchung [73] kommt er zu dem Schluss, dass auf Grund der 10% Restwahrscheinlichkeit, einen asymmetrischen Beugespalt zu belassen, der Operateur nicht nur eine Methode anwenden und seine Technik den speziellen anatomischen Bedingungen jedes Patienten anpassen sollte.

Katz [74] untersuchte 2001 die Zuverlässigkeit der Rotationsachsen an Kadavergelenken, indem er diese Achsen von drei Untersuchern an acht Gelenken bestimmen ließ und die Außenrotation im Vergleich zur PCL bestimmte. Dabei fand er für die TEA einen Durchschnitt von $6,1^\circ \pm 3,3$, Whiteside-Line $3,4^\circ \pm 2,1$ und für die Beugespaltsymmetrie $1,9^\circ \pm 2,3$. Die TEA sah er als unpraktikabel an und empfahl die Benutzung der Whiteside-Line und der Gap-Technik.

2002 ließ Jerosch [75] in einer Kadaverstudie acht Chirurgen an drei Kadaverkniegelenken die chirurgische TEA markieren und errechnete die interindividuellen Unterschiede. Im Ergebnis

fand er lateral eine Fläche von 117 mm², medial 102 mm². Der mittlere Unterschied zwischen zwei Chirurgen betrug 6,4 mm lateral (Range 13,2) und 9,7 mm medial (Range 21,6). Damit ergab sich eine durchschnittliche interindividuelle Variationsbreite für die chirurgische TEA von 23°, welche er als unakzeptable ansah.

Jenny [76] untersuchte 2004 ebenfalls die Genauigkeit der Antastung der TEA an 20 Kniegelenken im Rahmen einer navigierten Implantationstechnik, indem zwei Chirurgen jeweils dreimal beim selben Patienten die TEA antasteten. Dabei zeigte sich ein mittlerer Unterschied von 5 und 6° für beide Untersucher, mit einem Maximum von 15°. Der mittlere interobserver Unterschied betrug 9° mit einem Maximum von 15°. Es fand sich keine Bevorzugung der Innen- oder Außenrotation.

Yau [77] untersuchte die Genauigkeit der Antastung der knöchernen Landmarken in einer Kadaverstudie mittels Navigation, indem er einen Untersucher jede knöchernen Landmarke jeweils 100 Mal antasten ließ. Medial fand er einen mittleren Fehler von 2,8 mm, lateral von 1,7 mm. Die maximale Abweichung war medial 7,6 mm (SD 2,1) und lateral 4,2 mm (SD 0,9). Er errechnete einen maximalen Fehler von 8,2°. Anzumerken ist, dass diese Untersuchung an von Weichteilen denudierten Knochen vorgenommen wurde, eine direkte Übertragung auf eine Operationssituation daher schwer möglich scheint. Ebenfalls 2005 ließ Siston [78] elf Orthopäden an zehn Kadaverknien einerseits die TEA navigiert und andererseits in konventioneller Operationsmethode die Whiteside-Line, die TEA, die PCL sowie die vom jeweiligen Orthopäden festgelegte Rotationsausrichtung der Femurkomponente bestimmen. Diese Achsen wurden gegen eine festgelegte TEA verglichen. Zwischen den einzelnen Achsen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Lediglich 17% der Achsen waren innerhalb einer Abweichung von < 5° zur Referenzachse. Es zeigte sich ein Range zwischen 13° Innenrotation und 16° Außenrotation. Auch die navigierte TEA zeigte keine besseren Werte.

Matziolis [79] bestimmte im Rahmen einer Studie an 32 navigierten Knieendprothesen mit einer postoperativen CT-Untersuchung eine absolute Abweichung zwischen der chirurgischen intraoperativ bestimmten TEA und der CT-mäßig bestimmten chirurgischen TEA von $1,4^\circ \pm 1,3$. Als einzigen signifikanten Zusammenhang zur Genauigkeit der Bestimmung zeigte sich die operierte Seite. Boldt [80] untersuchte 38 implantierte LCS-Prothesen, welche in der Gap-Technik implantiert wurden mittels Spiral-CT unter Referenzierung an der TEA. Dabei zeigte sich ein Median der Implantatlage von 0,3° IR (SD 2,2; Range 6° IR – 4° AR).

2007 untersuchte Middleton [81] im Rahmen einer Kadaverstudie an 50 Kniegelenken die Präzision der Whiteside-Line. Dabei wurde der Winkel zwischen der Whiteside-Line und der chirurgischen TEA bestimmt. Es zeigte sich ein Mittelwert von 91° (SD 4,7°) und ein Range von 80 – 102°. Middleton zog den Schluss, dass die Whiteside-Line nicht allein zur Rotationsbestimmung herangezogen werden sollte und mehrere Achsen zum Ausschluss von Rotationsfehlern benutzt werden sollten.

Ebenfalls 2007 verglich Yau [82] die Genauigkeit der TEA, PCL, Whiteside-Line und Gap-Technik im Rahmen von 25 navigierten Knieprothesen unter Korrelation mit der mittels CT-Untersuchung bestimmten chirurgischen TEA. Die TEA zeigte einen Median von 3,5° Innenrotation (SD 5, Minimum 17° IR, Maximum 11° AR, Range 28°), die PCL 0,3° Außenrotation (SD 4°, Minimum 13° IR, Maximum 14° AR, Range 27°), die Whiteside-Line 0,5° Außenrotation (SD 5°, Minimum 17° IR, Maximum 15° AR, Range 32°) und die Gap-Technik 0,8° Außenrotation (SD 3°, Minimum 14° IR, Maximum 12 AR, Range 26°). Außerhalb eines Bereichs von $\pm 5^\circ$ lagen unter Benutzung der TEA 56%, für die PCL 72%, für die Whiteside-Line 60% und für die Gap-Technik 20% der Bestimmungen (Abb. 6).

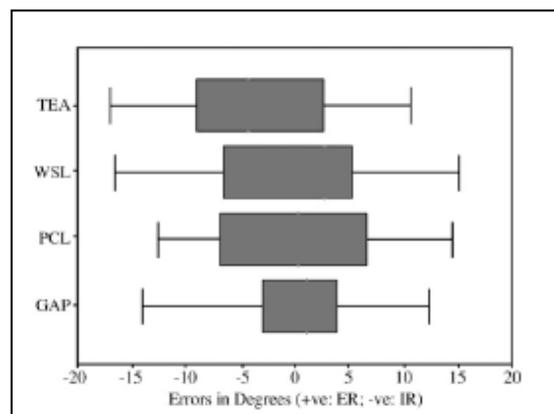


Abb. 6: Box-Plot Diagramm der Fehler der einzelnen Techniken (Box: 50% Intervall, Linien: Minimum und Maximum) [82]

Siston [83] ließ 2008 zwölf Orthopäden an Kadaverknien mittels anatomisch und kinematischen (Patellatracking und Screw-Achse) oder kombinierter Methoden die Ausrichtung der femoralen Rotationspositionierung navigiert bestimmen. Dabei fand er, dass die kinematischen Methoden keine besseren Ergebnisse als die anatomischen ergaben, die Kombinationen jedoch bessere Ergebnisse zeigten. So zeigten die anatomischen Methoden 37 % der Fälle innerhalb eines Bereiches von $\pm 5^\circ$ von der TEA, die kinematischen Methoden 30 % und die kombinierten Methoden 58°.

Heesterbeek [84] untersuchte 87 Kniegelenke unter Verwendung der Gap-Technik und korrelierte die erzielte Femurrotation mit der PCL. Sie fand einen Median von 5° (SD 3,2) mit einem Range von 3° IR und 12° AR. Dabei fand sich kein Unterschied zwischen Kniegelenke, bei denen ein Seitenbandrelease zur Herstellung eines symmetrischen Beugespalts notwendig war zu denen ohne Release. Moon [85] korrelierte im Rahmen von Prothesenimplantationen bei 28 Patienten mit einem Navigationssystem die PCL, die anatomische TEA und die Whiteside-Line gegen den Tibiaschnitt. Er fand folgende Werte: TEA Median $1,29^\circ$ AR (SD 3,67; Range 7° IR – $10,5^\circ$ AR), Whiteside-Line Median $3,9^\circ$ AR (SD 4,17; Range 3° IR – $15,5^\circ$ AR) sowie PCL Median $4,03^\circ$ IR (SD 2,71; Range $9,5^\circ$ IR – $-1,0^\circ$ AR). Damit zeigte die PCL die geringste Streubreite, allerdings war dieses Ergebnis statistisch nicht signifikant. Moon kam zu dem Schluss, dass die optimale Flexionsachse häufig verfehlt wird.

Wie aus den o.g. Studien ersichtlich ist die Datenlage widersprüchlich, ein Goldstandard zur Bestimmung der femuralen Rotationsausrichtung in der konventionellen oder der navigierten Operationstechnik hat sich bisher nicht etabliert. Teilweise sind erhebliche Spannweiten vorhanden. Als Ursache dafür kommen einerseits die Genauigkeit der intraoperativen Bestimmung wie z.B. die Antastung der Epikondylen, andererseits aber auch durch die Arthrose verursachte oder anlagebedingte knöcherne Veränderungen, wie die Kondylen- oder Trochleadyplasie oder ligamentäre Pathologien (z.B. Insuffizienz) in Frage. Ab welchen Abweichungen ist aber mit einer relevanten Problematik zu rechnen, wie äußert sich diese und wie kann diese diagnostiziert werden?

1.4. Der Rotationsfehler der Femurkomponente und deren Folgen

Schon 1979 beschäftigte sich Mochizuki [15] mit Patellaproblemen nach Knieendoprothesenimplantationen. Er empfahl die Femurkomponente in Streckstellung relativ zur Tibia in Außenrotation einzubringen, um eine Lateralisation der Patella und damit das Risiko einer Patellaluxation oder Subluxation sowie einer vermehrten Abnutzung des Retropatellarersatzes zu reduzieren. Patellaprobleme blieben einer der Hauptursachen für Prothesenrevisionen [86–90]. Durch verbesserte Implantate, eine entsprechende Operationstechnik und die zunehmende Erfahrung der Operateure nahmen die Langzeitergebnisse der Endoprothetik des Kniegelenkes zu [1,3,6,91]. Dennoch werden auch heute noch als häufigste Ursachen für chronische Schmerzen und ein Prothesenversagen die aseptische Lockerung, Instabilitäten, Patellaprobleme und Infekte genannt [1,3,92].

Versuche, die Patellaproblematik mittels Patellarevisionen anzugehen, schlugen meist fehl [93]. Im Laufe der Jahre wurde die Rotationspositionierung der femuralen und der tibialen Komponente als Ursache für die vorbeschriebenen Probleme erkannt [52,94]. So untersuchte Rhoads [52,94] in einer Kadaverstudie den Effekt verschiedener Positionierungen der Femurkomponente auf die Kinematik nach Prothesenimplantation. Er berichtete, dass eine leichte Außenrotation der femuralen Komponente in Bezug auf die PCL zu einem nahezu normalen Lauf der Patella führt. Zusätzlich sei bei einer Fehlrotation der Femurkomponente das Gelenk zwar in Streckung korrekt balanciert, bei Flexion bestehe jedoch ein asymmetrischer Beugespalt, welcher eine ungleichmäßige Belastung des Inlays bedinge. Wasielewski [95] konnte dies in seiner Studie von 1994 bestätigen. Auch Anouchi [96] untersuchte in einer Kadaverstudie den Effekt der femuralen Rotationspositionierung auf den Patellalauf sowie auf die Kniestabilität. Neben einem positiven Effekt einer (an den posterioren Kondylen ausgerichteten) eher außenrotierten Femurkomponentenposition auf den Patellalauf zeigte sich auch eine bessere Seitenbandstabilität, während eine Innenrotation den Stress auf das mediale Seitenband erhöhte. Dadurch sei ein geringeres Flexionsausmaß bei diesen (innenrotierten) Prothesen zu erwarten. Interessant an dieser Studie ist das untersuchte Ausmaß der Rotation. Diese betrug jeweils 5° Innen- und Außenrotation. Diese Studie belegte den Einfluss der femuralen Rotation auf den Patellalauf und die Kniestabilität. Eine Operationstudie von Laskin [55] konnte 1995 den positiven Einfluss eines korrekten, symmetrischen Flexionspalt (durch entsprechende Rotationsausrichtung der Femurkomponente) auf das Bewegungsausmaß sowie auf die postoperative Schmerzsymptomatik und radiologische Lockerungszeichen aufzeigen. Singermann [97] untersuchte 1995 an Kadaverknien die Wirkung von jeweils 10° Innen- und

Außenrotation (in Bezug zur PCL) auf die auf die Patella einwirkenden Kräfte an 2 Prothesenmodellen. Er fand sowohl für Innen- als auch Außenrotationspositionierung im Vergleich zur Neutralpositionierung einen Anstieg der einwirkenden Kräfte, wobei die Innenrotation einen deutlich stärkeren Effekt bewirkte. Auch Akagi [62] konnte 1999 den positiven Effekt einer (gegenüber der dorsalen Kondylen) außenrotierten Prothese nachweisen. Miller [98] untersuchte 2001 den Effekt einer 5° Innen- und Außenrotation der Femurkomponente in Bezug zur TEA an drei verschiedenen Prothesentypen an Kadavergelenken ohne die Tibiarotation zu verändern und fand sowohl für Innen- als auch Außenrotation eine Zunahme des Q-Winkels (Winkel zwischen Zugwinkel der Quadrizepsgruppe und der Richtung des Ligamentum patellae) sowie eine Zunahme der Scherkräfte auf die Patella. Bei 0° Rotation zur TEA ergab sich ein normaler Patellalauf sowie eine Minimierung der tibiofemorale Scherkräfte und der Instabilität. Miller empfahl daher, die Femurkomponente parallel zur TEA einzubringen. Romero [99] konnte in einer Kadaverstudie, bei der er am belasteten Kadaverknie in verschiedenen Komponentenausrichtungen die Varus/Valgusstabilität in unterschiedlichen Flexionsgraden untersuchte, zeigen das insbesondere eine Innenrotationsfehlstellung der Femurs zu einer Varuslaxizität führt.

Berger [100] untersuchte als Erster Patienten mit einem vorderen Knieschmerz im Vergleich zu einer Gruppe ohne Schmerzen mittels CT auf die Positionierung der femuralen und tibialen Komponente. Er fand in der Gruppe mit vorderem Knieschmerz kombinierte Innenfehlrotationen. Diese waren in ihrem Ausmaß direkt proportional mit dem Ausmaß der patellofemorale Komplikationen. Bei einer Innenrotation von 1° - 4° fand er einen lateralen Patellalauf und Patellaverkipfung, bei 3° - 8° eine Patellasubluxation und bei 7° - 17° Patellaluxationen oder Versagen des Retropatellarersatzes. Die Kontrollgruppe zeigte eine kombinierte Außenrotation (10° - 0°). Berger empfahl bei Patienten mit vorderem Knieschmerz oder Patellaproblemen ohne erkennbare andere Ursachen die Abklärung der Rotationsausrichtung der Komponente mittels CT. Barrack [101] konnte 2001 die Ergebnisse von Berger bestätigen. 2003 untersuchte Kienapfel [102] retrospektiv ein Patientenkollektiv (18 Patienten), bei welchen eine primär implantierte Patellakomponente gewechselt werden musste mit einer „gematchten“ Kontrollgruppe. Neben Patella-Defille-Aufnahmen bestimmte er auch die femurale und tibiale Rotation mittels CT. Dabei fand sich in dem Patientenkollektiv ein um ca. 3° mehr innenrotierte Femurkomponente und eine um ca. 5° mehr innenrotierte Tibiakomponente (beides nicht signifikant) im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Ob eine rotierendes Inlay die Malrotation zwischen tibialer und femuraler Komponente reduziert und damit ggf. auch das Risiko eines vorderen Knieschmerz, einer Subluxation oder Luxation, von Patellafrakturen, vermehrte Inlay-Abnutzung und aseptischer Lockerung reduzieren hilft, untersuchte Kessler [103] 2008 in einer Kadaver- und Computerstudie. Dabei wurde die Femurkomponente im Vergleich zur chirurgischen TEA jeweils $\pm 3^\circ$ malrotiert und der Effekt auf die Kniekinematik und die auf die Patella einwirkenden Kräfte jeweils mit fixierten und mobilen Inlay untersucht. Im Vergleich fand sich für die Rotationsinlays keine Reduktion der auf die Patella einwirkenden Kräfte und den Patellalauf. Kessler kam zu dem Ergebnis, dass auch bei mobilen Inlays eine „akkurate“ Einstellung der Femurrotation notwendig ist.

Neben dem schon beschriebenen vorderen Knieschmerz, Patellaproblemen sowie vermehrten Stressbelastungen auf das Inlay wird eine Fehlpositionierung der femuralen Komponente auch als Ursache für ein vermehrtes kondyläres Lift-off angesehen. Dies konnte Insall [104] in einer Studie zeigen, bei der er einerseits Patienten mittels fluoroskopischer Technik funktionell untersuchte und andererseits die Rotation der Implantate mittels CT bestimmte. Dabei fand sich, dass sowohl eine vermehrte Innen- als auch Außenrotation mit einem vermehrten Lift-off korrelierte. Hofmann [8] beschrieb in seiner Studie zum Ergebnis von Revisionen malrotierter Prothesen drei Beugespalttypen bei Innenrotationsabweichungen der Femurkomponente. Beim Typ A kommt es beim symmetrisch ausbalancierten Streckspalt mit zunehmender Flexion zu einem Öffnen des lateralen Beugespalts (lift-off) mit normaler bis sehr guter Beweglichkeit. Durch Überbelastung der sekundären Stabilisatoren kommt es zu Schmerzen im lateralen Kompartiment und im ventralen Streckapparat. Diese treten insbesondere bei Treppensteigen, Aufstehen aus dem Sessel und Gehen auf unebenen Boden auf. Beim Typ B kommt es bei symmetrischem Streckspalt zu einem vorzeitigen Festklemmen im medialen Gelenkspalt zwischen 60° - 80° Flexion. Das mediale Seitenband lässt bei diesem Typ keinen Spielraum zu, Schmerzen treten über dem medialen Tibiakopf und dem medialen Kompartiment auf. Das Gelenk zeigt ein geringes Bewegungsausmaß, durch den erhöhten medialen Anpressdruck kann es zu einem vorzeitigen PE-Verschleiß kommen. Der Typ C zeigt einen Mischtyp, bei dem einerseits kein vorzeitiges mediales Einklemmen, andererseits aber auch kein vermehrtes laterales lift-off bei Flexion besteht. Die Klinik bei diesem Typ ist unterschiedlich ausgeprägt, die Patienten erreichen Flexionswerte zwischen 80° - 100° (Abb. 7).

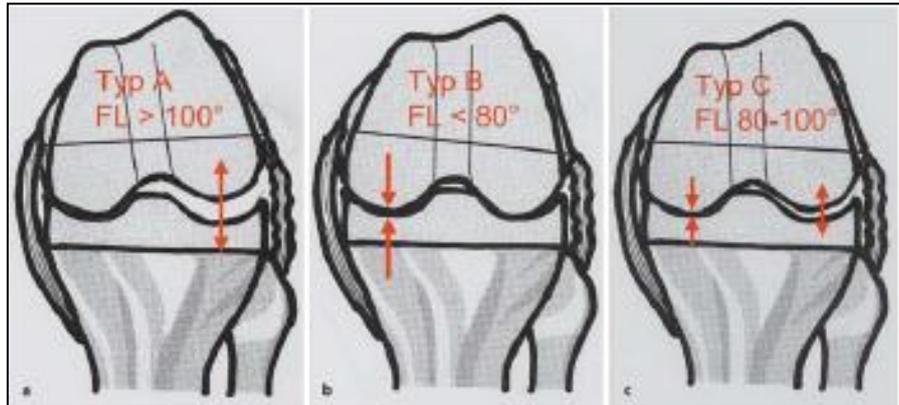


Abb. 7: Schema der asymmetrischen Beugespalttypen nach Hofmann a. Typ A mit lateraler Instabilität und guter Beugung. b. Typ B mit medialer Einklemmung und schlechter Beugung. c. Typ C mit mäßiger Beugung und wenig lateraler Instabilität (nach [8])

In seinem Patientenkollektiv konnte er 26 Patienten mit einem schmerzhaften Kniegelenk nach Prothesenimplantation einschließen und fand bei 25 Patienten eine klinisch relevante Innenrotationsfehlstellung der Tibiakomponente und/oder der Femurkomponente. Lediglich in einem Fall lag eine Außenrotationsfehlstellung der Femurkomponente vor (10°). Kombinierte Fehlstellungen der Tibia und des Femurs fanden sich bei 38% der Patienten. Nach Systemwechsel und Korrektur der Malrotation zeigten 78% der Patienten gute und sehr gute Ergebnisse. Auch Graichen [105] konnte 2007 bei einer Untersuchung zur Ursachenanalyse der ligamentären Instabilität als Ursache für Knie-TEP-Revisionen eine isolierte Instabilität in Flexion als zweithäufigste Form aufzeigen. Eine kombinierte Instabilität in Flexion und Extension bildete die häufigste Form. Als Ursache sah er bei der isolierten Flexionsinstabilität eine Fehlrotation der Femurkomponente neben einem unzureichenden Weichteilrelease an. Einschränkend ist anzumerken, dass die Studie die Rotation der Komponenten nicht präoperativ verifizierte. Somit konnte über das Ausmaß der angeschuldigten Fehlrotation keine Aussage getroffen werden.

Zusammenfassend ist eine Fehlrotation der Femurkomponente und/oder der Tibiakomponente Ursache für einen vorderen Knieschmerz, eine Patellasubluxation oder Luxation, dem Risiko einer Patellafraktur, einem vermehrten Lift-off und damit einer Instabilität in Flexion sowie einer vermehrten einseitigen Belastung auf das Inlay und das Tibiaplateau. Die „korrekte“ Ausrichtung der Komponenten hat deshalb einen entscheidenden Einfluss auf das subjektive, aber auch das objektive Ergebnis der Knieendoprothetik und die Langzeitergebnisse.

Während für die Ausrichtung in der Frontalebene der Goldstandard mit $\pm 3^\circ$ von der Mikulics-Linie schon länger feststeht [106], ist ein Goldstandard, innerhalb derer sich die Rotation der Femurkomponente zu bewegen hat, ohne das relevante subjektive und objektive Probleme auftreten, noch unklar. Hofmann [8] sieht (lt. eigenen Erfahrungen) eine Einteilung der Rotationsabweichungen in 3 Schweregrade: leicht bis 3° , mittel $4 - 6^\circ$ und schwer $> 6^\circ$. Bei Berger [100] finden sich 3 Gruppen, wobei hier nur Innenrotationen diagnostiziert wurden ($1 - 4^\circ$; $3 - 8^\circ$; $7 - 17^\circ$). Die o.g. Kadaverstudien zeigen messbare Effekte einer vermehrten Innen- oder Außenrotation bei 3° , 5° oder 10° . Ob diese auch klinische Relevanz in Bezug auf einen vorderen Knieschmerz, Instabilität oder eine vermehrte Inlay-Belastung haben, kann aus den Studien nicht geschlossen werden. Einigkeit besteht darüber, dass eine vermehrte Innenrotation eher Auswirkungen hat als eine Außenrotation. Siston [83] sieht den Korridor, in dem sich die Rotation der Femurkomponente bewegen sollte, bei $\pm 5^\circ$ relativ zur chirurgischen TEA. Größere Studien zur Rotationspositionierung und deren Auswirkungen auf die Funktion auch bei Patienten ohne subjektive Beschwerden oder klinische Auffälligkeiten fehlen. Eine Aussage darüber, ob in jedem Fall eine von der chirurgischen TEA abweichende Femurkomponentenposition auch zu entsprechender Klinik führt, kann daher nicht gemacht werden. Da zur Feststellung der Rotationsausrichtung CT-Untersuchungen mit einer entsprechenden Röntgenbelastung notwendig sind, schränkt die Möglichkeit solcher Untersuchungen ein.

Auch die Einführung von Navigationssystemen in die Knieendoprothetik hat diesen Problemen keine Lösung geboten. Während die Navigation in Bezug auf die korrekte Beinachse der nichtnavigierten Operationstechnik signifikant überlegen ist, zeigen sich für die Rotationspositionierung keine Vorteile [107]. Ein Vorteil könnte aber die Tatsache sein, dass durch Anwendung des Navigationssystems die verschiedenen Möglichkeiten der Bestimmung (sowohl knochenbasiert als auch Gap-Technik) kombiniert und dem Operateur intraoperativ die Auswahl der Positionierung unter Anzeige der kompletten gemessenen Daten ermöglicht. Da diese Daten intraoperativ auf der Festplatte gespeichert und damit der postoperativen Auswertung zugänglich sind, ist für wissenschaftliche Fragestellungen interessant. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, intraoperativ eine passive Kinematik zu bestimmen. Diese wird z.B. für die abschließende Beurteilung der Varus/Valgusachse unter Flexion/Extension mit eingebrachten Probeimplantaten vor definitiver Implantation genutzt.

1.5. Problemstellung

Die Ausrichtung der Femur- und Tibiakomponente hat für das subjektive und objektive Ergebnis der Knieendoprothetik einen entscheidenden Einfluss. Alle aktuell vorhandenen Methoden wie die anatomischen Landmarken aber auch die Gap-Technik haben spezifische Vor- und Nachteile. Teilweise liegen dabei erhebliche Variationsbreiten vor, deren Ursachen einerseits in anlagebedingten, teilweise durch die Arthrose bedingter Abweichen zu sehen sind, andererseits durch die Ungenauigkeit der Antastungen bzw. Bestimmungen bedingt sind. Auch die Navigationstechnik hat hier bisher keine Vorteile erbracht. Welche Positionierung soll der Operateur wählen, wenn die Werte erheblich differieren und nicht mit den anatomischen Korrelationen übereinstimmen? Das Risiko einer Fehlrotation besteht trotz Navigation weiterhin und damit das Risiko entsprechender klinisch relevanter Probleme. Obwohl das Problem der Fehlrotation schon seit mindestens 1979 [15] bekannt ist, ist bisher kein Goldstandard vorhanden. Mit einer Möglichkeit, das Risiko einer Fehlrotation zu reduzieren, könnte jedoch der Anteil der subjektiv unzufriedenen, weil nicht beschwerdefreien Patienten gesenkt werden.

Die Verwendung eines Navigationssystems bietet die Möglichkeit, die passive Kinematik des Kniegelenkes intraoperativ zu bestimmen. Mathematisch ist es daher möglich im 3D-Raum eine virtuelle Femurrotationsachse durch den Computer des Navigationssystems berechnen zu lassen. Daher wurde diese Idee in Kooperation mit der Firma Fa. Precisions Implants AG, Aarau, Schweiz umgesetzt und ein mathematischer Algorithmus entwickelt. Dieser wurde zunächst am Kadavermodell auf seine Anwendbarkeit getestet und anschließend in das vorhandene Programm TKR Base V2.0.1 mit der Applikation TKR MIS und dem Workflow Gap Adjustment integriert. Zielsetzung der Studie war die Anwendbarkeit und die Präzision dieses Algorithmus in der Praxis zu erforschen.

2. Hypothesen

1. Mittels Navigation lässt sich intraoperativ bei jedem Patienten eine passive Kinematik erfassen und daraus eine Achse berechnen, nach der eine Rotationsausrichtung der Femurkomponente erfolgen kann.
2. Diese Achse, funktionelle Femurrotationsachse (fFRA) genannt, weicht nicht mehr von der im CT bestimmten TEA ab als die anderen intraoperativ erfassten und verwendeten Achsen (chirurgische bzw. anatomische TEA, PCL korrigiert um 3° Außenrotation, Whiteside-Line sowie Flexionsspalt).

3. Methodik

Der Algorithmus des Navigationssystems wurde vor Beginn der Studie an Kadavern getestet. Vor Beginn der Studie erfolgte die Definition des Studiendesigns. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Charité (Ethikantrag Nr. EA 1/004/06) genehmigt.

Im Rahmen einer prospektiven Studie wurden zwischen vom Februar 2008 und Oktober 2008 alle Patienten, die den Einschlusskriterien entsprachen, in die Studie aufgenommen.

Einschlusskriterien:

- männliche und weibliche Patienten im Alter von mindestens 55 Jahren mit Indikation zur endoprothetischen Versorgung eines Kniegelenks bei primärer Arthrose
- maximal 15° Varus/Valgus - Beinachse
- Vorliegen der unterschriebenen Einverständniserklärung

Ausschlusskriterien:

- Patienten mit sekundärer Osteoarthrose mit Anamnese oder Hinweisen im Zielgelenk auf septische Arthritis, entzündliche Gelenkerkrankung, Gicht, Pseudogicht, M. Paget, Gelenkfraktur, Ochronose, Akromegalie, Hämochromatose, M. Wilson, primäre Osteochondrose, Erberkrankungen (M. Ehlers-Danlos), Kollagenosen.
- Alter unter oder gleich 54 Jahre
- Patienten, die sich krankheitsbedingt in einem Rechtsstreit befinden
- Patienten, die beschränkt geschäftsfähig oder geschäftsunfähig sind

Alle Patienten wurden vor Einschluss über die Studie schriftlich und persönlich informiert und ihr Einverständnis durch ihre Unterschrift dokumentiert. Die Patienten erhielten eine Studiennummer und wurden dadurch pseudonymisiert.

Dokumentiert wurden Patientenalter, Geschlecht, operierte Seite, Größe und Gewicht, Operateur, Operationsdauer-Dauer, Implantatgröße, Komplikationen intra- und postoperativ, postoperativer Blutverlust, ggf. Retransfusion von Cellsaver-Blut oder Fremdblutgaben, sowie die Dauer der stationären Behandlung. Im Falle einer nach Entlassung aufgetretenen Komplikation wurde diese ebenfalls in die Dokumentation aufgenommen, sofern der Patient die Klinik wieder aufsuchte.

Es erfolgte eine Score-Bewertung mittels HSS-Score sowie eine klinische und radiologische Kontrolle an vier Untersuchungszeitpunkten: U1 präoperativ, U2 zum Entlassungszeitpunkt aus der operierenden Klinik, U 3 nach Abschluß der Rehabilitation und U4 nach 6 Monaten.

Intraoperativ wurden entsprechend des Operationsablaufes Daten der Navigation im Navigationssystem erfasst. Die Daten aus dem Navigationssystem wurden nach Abschluss der Studie aus der Festplatte ausgelesen.

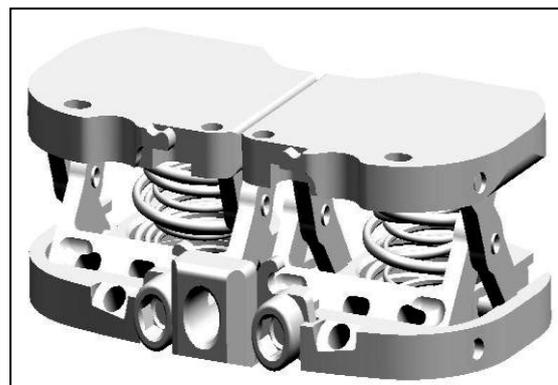
3.1. Operationsablauf

Die Operation erfolgte in Rückenlage des Patienten und Periduralanästhesie. Das Navigationsgerät befand sich immer auf der medialen Seite des Patienten, der Operateur stand stets auf der lateralen Seite des zu operierenden Beines. Als Implantate wurde ein zementierter Oberflächenersatz mit rotierender Plattform Typ Solution Plus SB (vormals Fa. Endoplus, Marl, jetzt Smith & Nephew, Marl) eingesetzt. Das Navigationssystem bestand aus dem System PiGalileo (Fa. Precision Implants AG, Aarau, Schweiz) mit der Softwareversion TKR Base V2.0.1, der Applikation TKR MIS und dem Workflow Gap Adjustment. Als Instrumentenset wurde das Set TKR MIS mit Minibandspanner benutzt. Die Operationen wurden durch 2 mit dem Implantat und dem Navigationssystem erfahrene Operateure (BÖ, PF) durchgeführt.

In Oberschenkelblutsperre mit einem Druck von 400 mm Hg erfolgte ein MIS Subvastuszugang. Nach Fixieren eines tibialen und femoralen Markes wurde das Hüftkopfbereich durch Pivotieren bestimmt und der femurale Durchstoßpunkt angetastet sowie die Whiteside-Line durch Antasten von 3 Punkten an den tiefsten Punkten des femoropatellaren Gleitlagers bestimmt. Nach Einlesen der Beinachse erfolgte die Registrierung der anatomischen tibialen Landmarken (tibialer Durchstoßpunkt, Defekt und Joint-Level, Tibiarotation, Rotation des Fußes sowie höchster Punkt des Außenknöchels und tiefster Punkt der Außenknöchelspitze). Danach wurde über die navigierte Schnittlehre der Tibiaschnitt durchgeführt. Nach Dokumentation der Resektionsebene wurde ein speziell für diese Operationstechnik entwickelter Minibandspanner (Abb. 8) provisorisch mittels Pins auf die Schnittfläche aufgebracht. Dieser Bandspanner dehnte das Gelenk mit einer Kraft von 90 Newton auf.



Abb. 8 : a. Minibandspanner im Einsatz;



b. Schema Minibandspanner

Nach provisorischem Gelenkverschluss mittels zweier Backhausklemmen wurde die Kinematik des Kniegelenkes im Bewegungsausmaß $10 - 90^\circ$ erfasst und durch das Navigationssystem mit dem mathematischen Algorithmus eine funktionelle Femurrotationsachse berechnet. Das Ergebnis wurde dem Operateur zu keinem Zeitpunkt angezeigt. Die Resektionsschnitte am Femur begannen mit dem distalen Femurschnitt über eine navigiert ausgerichtete Schnittlehre unter Einstellung von Flexion, Varus/Valgus sowie Resektionshöhe medial, lateral und in der Notch. Nach Registrierung dieses Schnittes wurde der Extensionspalt mittels Bandspanner mit einer Spannung von 80 N balanciert und ein evtl. notwendiges laterales oder mediales Release durchgeführt. Jetzt konnten die übrigen anatomischen Punkte am Femur angetastet und eingelesen werden: höchster Punkt der lateralen Epikondyle, Sulcus der medialen Epikondyle bzw. falls nicht tastbar höchster Punkt der medialen Epikondyle, anteriorer Referenzpunkt sowie dorsalsten Punkt der lateralen und medialen dorsalen Kondyle. Die dorsalen Kondylenpunkte konnten durch eine dynamische Anzeige vor Registrierung ausgetastet werden. Im nächsten Schritt wurde mittels eines Sizers, welcher an den dorsalen Kondylen und der distalen Resektionsebene fest anliegenden fixiert wurde, die Größe der femoralen Komponente, die Rotationsausrichtung der Prothesenlage und die Lage des anterioren Schnittes zur Notch festgelegt. Auf dem Bildschirm wurden dabei dem Operateur folgende Werte angezeigt und grafisch dargestellt:

- Größe der gewählten Prothese,
- Schnittebene des anterioren Schnittes zum anterioren Referenzpunkt
- Prothesenposition relativ zur angetasteter Whiteside-Line
- Prothesenposition relativ zur angetasteter PCL
- Prothesenposition relativ zur angetasteter TEA
- Resektionsdicke der dorsalen Kondylen angezeigt.

Nach Festlegung der Positionierung und Größe wurde der Sizer definitiv über Speed-Pins fixiert, ein Bandspanner in 90° Flexion eingebracht und mit 80 N aufspannt. Nach Einlesen des Flexionsspalt und ggf. Korrektur der Rotation erfolgte die anteriore Resektion und Entfernung des Sizers. Die Rotationsausrichtung der Femurkomponente erfolgte damit nicht durch einen Schnitt der dorsalen Kondylen, sondern durch den anterioren Schnitt.

Für die weiteren femuralen Schnitte wurde eine weitere Sägeschablone entsprechend der vorher bestimmten Größe aufgebracht, fixiert und der dorsale Kondylenschnitt und die Schrägschnitte ausgeführt. Anschließend konnte die Patella evertiert und bearbeitet werden (routinemäßige zirkuläre Denervation sowie Osteophytenabtragung). Nach Einbringen der Probekomponenten wurden die Stabilität, der Patellaufschlag und die Kinematik des Gelenkes getestet, die Kontrolle der Kinematik erfolgte dabei navigiert.

Bei korrektem Ergebnis konnte dann nach Entfernung der Probekomponenten und Zurichten der Tibia sowie des Femurs zur Aufnahme der Originalkomponenten diese zweizeitig einzementiert werden. Das Gelenk wurde nach Einlage einer gesondert ausgeleiteten intraartikulären Redondrainage verschlossen, subcutan wurde routinemäßig ebenfalls eine Redondrainage eingelegt. Nach Subcutannähten erfolgte der Hautverschluß mittels Hautnähten. Die Blutsperre wurde nach sterilem Verband eröffnet, das Drainagesekret routinemäßig mittels Cellsaver aufgefangen.

3.2. Postoperative Behandlung

Abhängig vom postoperativen Hämoglobin-Wert und Blutverlust erfolgte eine Retransfusion des Cellsaverblutes. Fremdblut wurde nach den geltenden Richtlinien falls notwendig transfundiert. Zur postoperativen Anästhesie wurde ein Periduralkatheter unter zusätzlicher Gabe von subcutanen Schmerzmitteln (i.d.R. Dipidolor) für 2 bis maximal 3 Tagen genutzt. Gleichzeitig erfolgte eine orale Schmerzmedikation, die ggf. bedarfsweise angepasst wurde.

3.3. CT-Untersuchung

Zwischen dem 6. - 10. postoperativen Tag erfolgte eine normierte CT-Untersuchung des operierten Beines. Das Bein wurde in einer Kunststofforthese rotationsstabil gelagert und ein festgelegtes CT-Untersuchungsprotokoll gefahren:

- Scan Hüftkopf: 50 mm, Schichtdicke 4 mm
- Scan Sprunggelenk: 50 mm, Schichtdicke 4 mm
- Scan Kniegelenk: 200 mm, Schichtdicke 1 mm

Die CT-Untersuchung war mit einer Strahlenbelastung von weniger als 5 mSv verbunden.

Die Rohdaten wurden mit dem Programm Image J (Public Domain, National Institut of Health, Version 1.41o) in absoluten Raumkoordinaten (x, y und z) ausgewertet. Dabei wurden folgende anatomische Landmarken bestimmt:

- Mitte des medialen femoralen Fixationspins
- Mitte des lateralen femoralen Fixationspins
- höchster Punkt der lateralen Epikondyle
- Tiefster Punkt des Sulkus an der medialen Kondyle bzw. falls dieser Sulkus nicht vorhanden war, höchster Punkt der Kondyle

Der Winkel zwischen computertomographisch bestimmter chirurgischer oder anatomischer TEA und der implantierten Femurkomponente ergab den Winkel α . Die intraoperativ relativ zur Prothesenposition bestimmten Werte (TEA, PCL, Whiteside-Line, Beugespalt und die vom Computer errechnete fFRA) konnten damit zu α in Relation gesetzt und die relative Abweichung von der computertomographisch bestimmten TEA errechnet werden. Daraus ergaben sich die

absoluten Abweichungen durch Wegfall der Vorzeichen. Dabei wurde die PCL mit 3° Außenrotation korrigiert. Die fFRA wurde aus den gespeicherten Daten ausgelesen und konnten grafisch dargestellt werden (Abb. 9). Verschiedene Lagen der Femurrotation sowie das Vorhandensein oder Fehlen des medialen Sulkus an der Epikondyle sind in den Abbildungen 10 und 11 dargestellt.

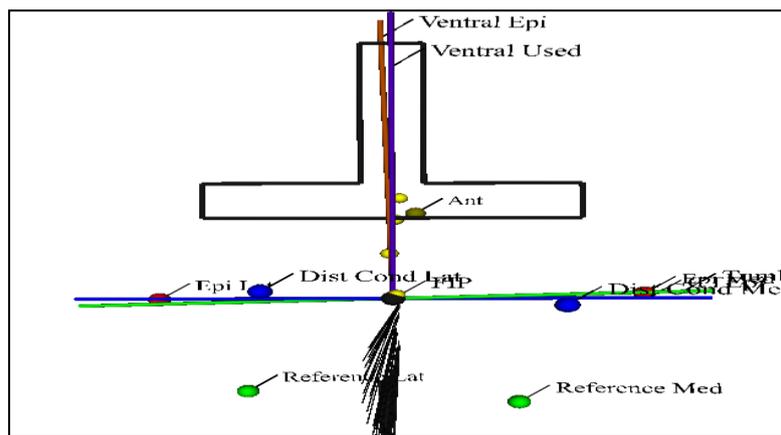


Abb. 9: Grafische Darstellung der berechneten fFRA

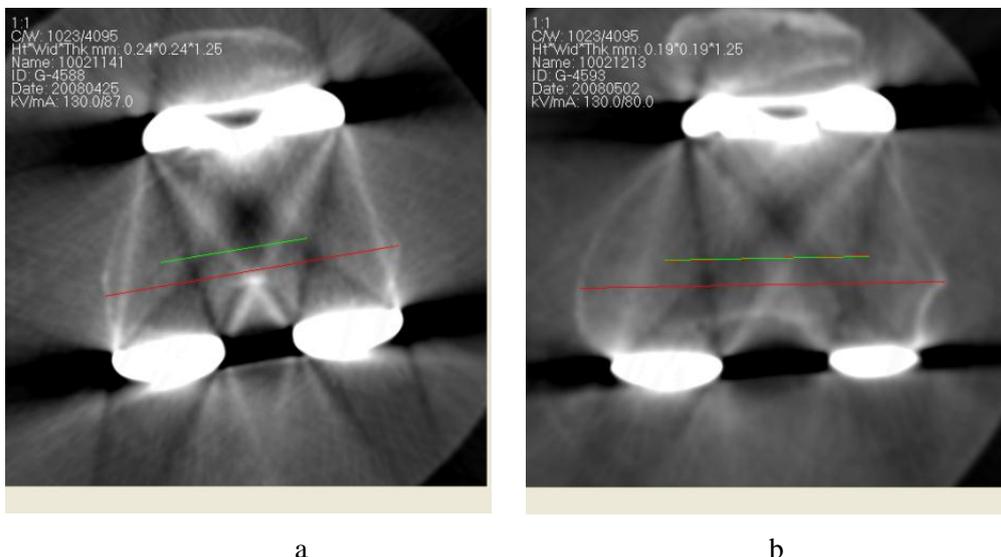
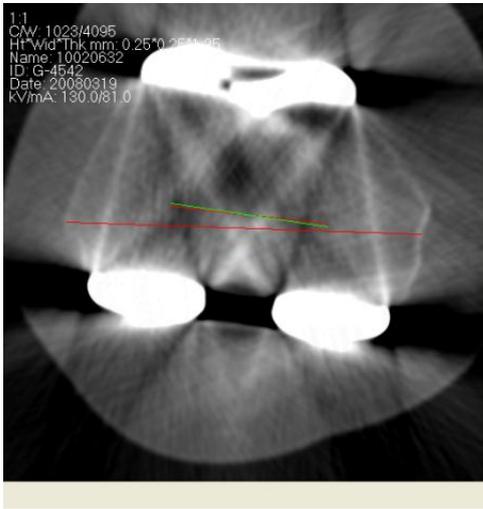
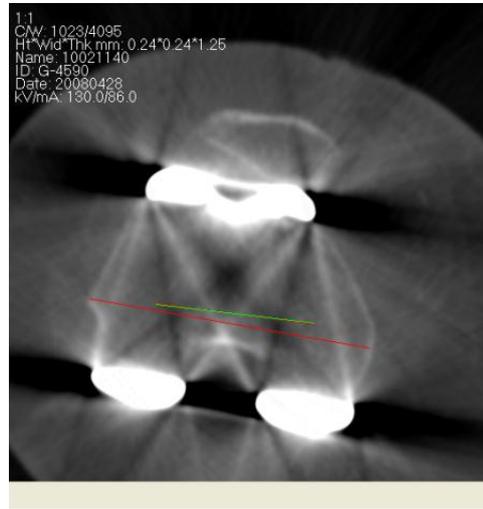


Abb. 10: Femurkomponente korrekt ausgerichtet (parallel zur TEA)
a. Sulkus an der medialen Epikondyle vorhanden, b. kein Sulkus erudierbar



a



b

Abb. 11: a. Femurkomponente eindeutig innenrotiert,
b. Femurkomponente außenrotiert

3.5. Statistik

Die Daten wurden mittels Microsoft Office Excel 2007 dokumentiert und mit der Statistiksoftware Origin Pro 8.1 (Fa. OriginLab Corporation, Northampton, USA) ausgewertet. Berechnet wurden Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen sowie der Schwankungsbreiten. Die Werte wurden auf einem Niveau von 0,05 mit dem Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung getestet. Da die absoluten Werte nicht normalverteilt waren, wurde der nicht parametrische Mann-Whitney U-Test zur statistischen Analyse mit einem Signifikanzniveau von 0,05 verwendet. Zur Überprüfung einer Korrelation zwischen Alter, Gewicht, präoperativer Beinachse und der Prothesenposition wurde der Pearson Korrelationskoeffizient mit einem Signifikanzniveau von 0,05 berechnet. Zusätzlich wurde eine „korrekte“ Positionierung der Femurkomponente in einem Korridor von 3° Innenrotation (-3°) und 5° Aussenrotation (+5°) definiert und berechnet, wie hoch der prozentuale Anteil der korrekt positionierten Femurkomponenten bei alleiniger Verwendung der jeweiligen Achse gewesen wäre.

Die Verteilung der Daten wurde über Histogramme dargestellt. Zur Veranschaulichung von Gruppenvergleichen wurden Box-Plot Diagramme verwendet. Die Box umfasste den Bereich von der 25ten bis zur 75ten Perzentile. Der Querstrich in der Box stellte den Median dar, das Quadrat in der Box den Mittelwert. Die Whisker stellten die Standardabweichung, die Sterne die Minimal- und Maximalwerte dar.

4. Ergebnisse

Im Zeitraum von Februar 2008 bis Oktober 2008 wurden 82 Patienten, die den o.g. Einschlusskriterien entsprachen, operiert. Postoperativ lehnten 3 Patienten sekundär die geplante CT-Untersuchung ab, bei 79 Patienten konnte die Untersuchung durchgeführt werden. Davon waren 4 CT-Untersuchung wegen Bewegungsartefakten nicht auswertbar. Es lagen somit CT-Auswertungen von 75 Patienten vor. Dies entspricht 91,5 % der operierten Patienten.

Die Nachuntersuchungen konnten bei 62 Patienten bis zu U4 (6 Monate postoperativ) komplett durchgeführt werden, 12 Patienten erschienen aus unbekanntem Gründen nicht zu den Nachuntersuchungen. Eine Patientin wurde vor Ablauf eines halben Jahres (U4) auf Grund einer traumatischen periprothetischen Tibiafraktur revidiert. Der HSS-Score konnte somit komplett bei 62 Patienten erhoben werden. Damit konnte der HSS-Score bei 82,7 % der mittels CT untersuchten Patienten bis zum Zeitpunkt U4 erhoben werden (Abb. 12).

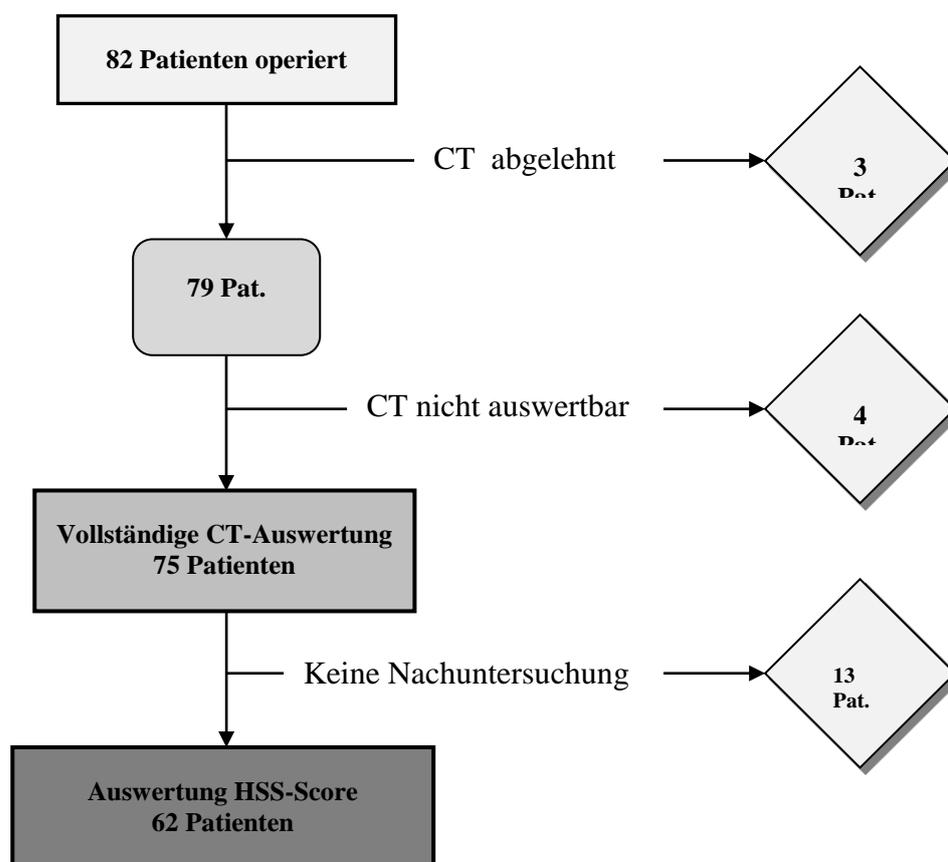


Abb. 12: Darstellung der untersuchten Patienten und der sekundär von der Studie ausgeschlossenen Patienten

4.1. Beschreibung des Patientenkollektivs

Von den 75 Patienten waren 50 weiblich und 25 männlich, dies entspricht einem Geschlechtsverhältnis von 67 % ♀ zu 33 % ♂ (Abb. 13a). 41 mal wurde ein rechtes, 34 mal ein linkes Knie operiert (Abb. 13b)

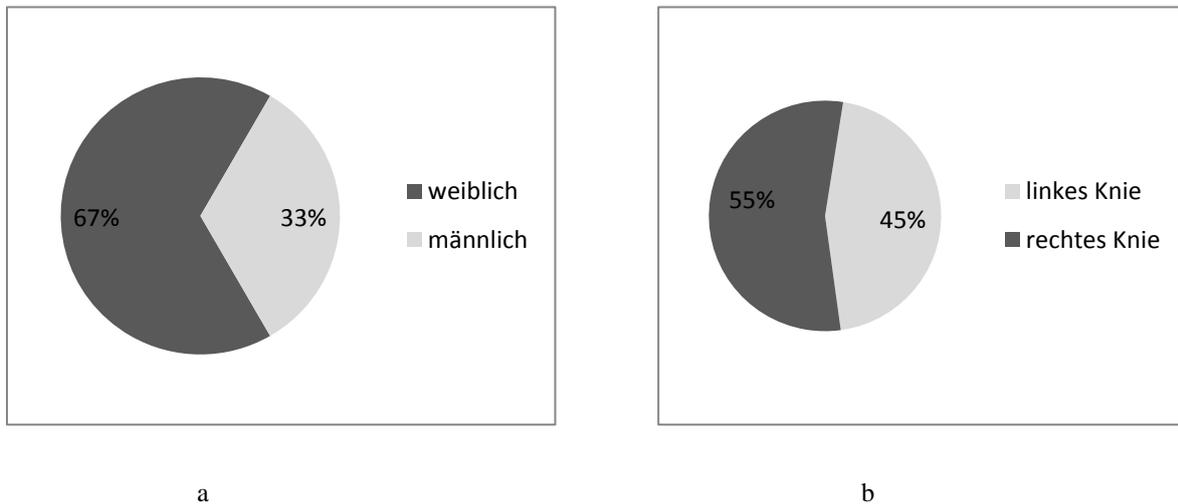


Abb. 13: a. Geschlechtsverhältnis der ausgewerteten Patienten in Prozent; b. Verhältnis der operierten Seite in Prozent

Die Patienten waren im Mittel 69,6 Jahre \pm 7,4 (Median 69,7 , Range 54,5 – 90,9) alt (Abb. 14).

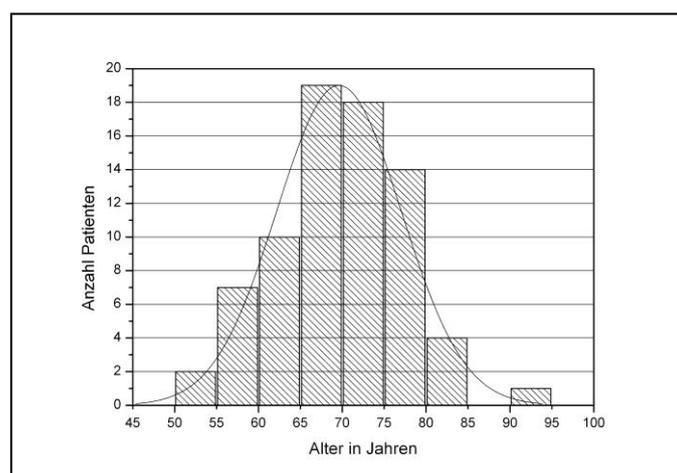


Abb. 14: Verteilung der Patienten bezüglich der Alters (Klassengröße 5 Jahren)

Bei einer Durchschnittsgröße von 1,65 Metern \pm 0,09 (Median 1,64, Range 1,4 – 1,9) (Abb. 15) fand sich ein durchschnittliches Gewicht von 82,5 kg \pm 14,7 (Median 83, Range 54 – 126) (Abb. 16). Der Body-Mass-Index zeigte einen Mittelwert von 30,3 \pm 4,5 (Median 30,0, Range 19,3 – 43,6) (Abb. 17).

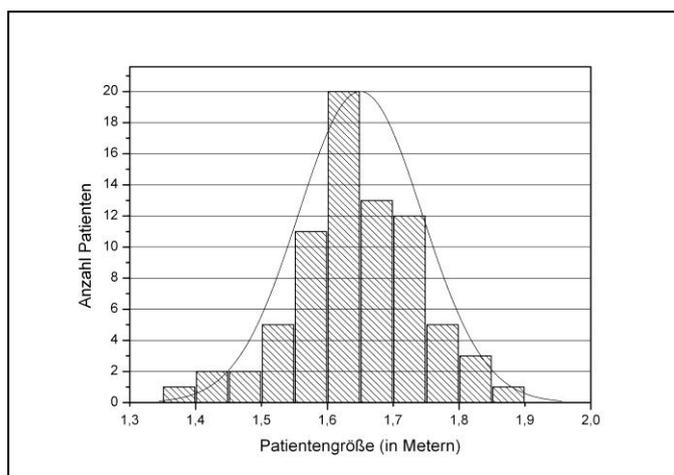


Abb. 15 : Patientengröße in Klassen (Klassenbreite 0,05 Meter)

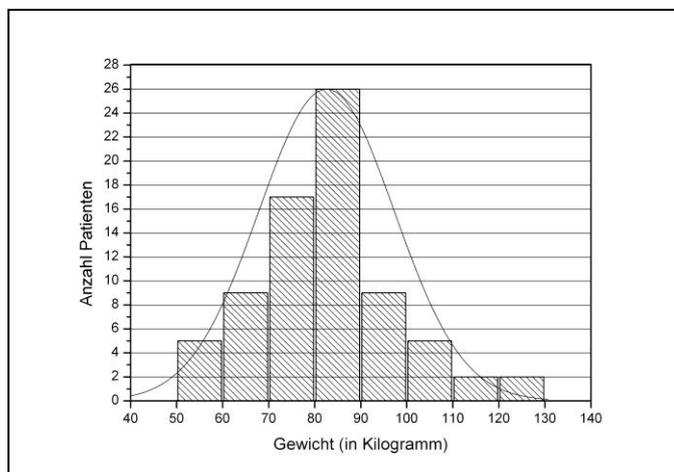


Abb. 16: Gewichtsverteilung der Patienten in Klassen (Klassenbreite 10 Kg)

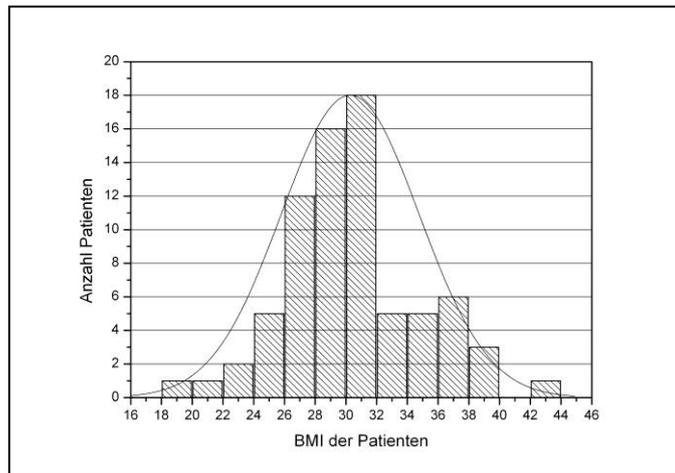


Abb. 17: BMI der Patienten in Klassen (Klassenbreite 2)

Die Gewichtsklasseneinteilung der WHO unterscheidet 8 Gewichtsklassen, von starkem Untergewicht bis zu Adipositas Grad III. Eine Präadipositas wird bei einem BMI ≥ 25 angenommen, eine Adipositas Grad I ab BMI 30, Grad II ab 35 und Grad III bei einem BMI > 40 . Die BMI-Verteilung der Patienten in der WHO-Klassifikation zeigt Abbildung 18.

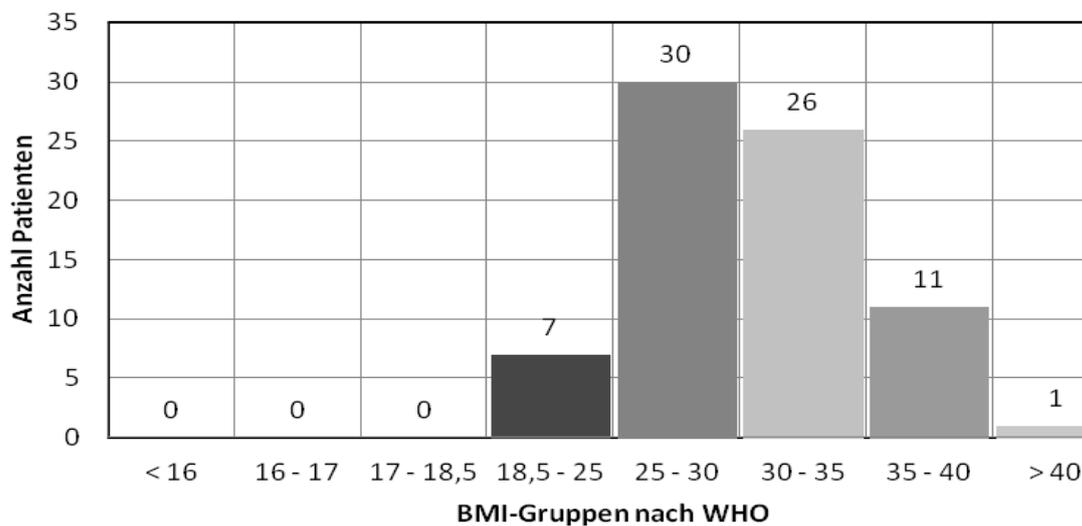


Abb. 18: Anzahl der Patienten in den WHO-Gewichtsklassen

Die Dauer der stationären Behandlung betrug im Mittel $15,9 \pm 2,7$ Tage (Median 15, Range 12 – 25). Betrachtet man die Aufenthaltsdauer postoperativ zeigt sich ein Mittelwert von $13,6 \pm 2,6$ Tage (Median 13, Range 10 – 23). Abbildung 19 zeigt die Dauer der postoperativen stationären Behandlung. 3 Patienten konnten postoperativ erst nach über 19 Tagen in die Rehabilitationsklinik entlassen werden. Bei diesen Patienten war jeweils eine Nachblutung aufgetreten, welche zu einer Revisionsoperation und damit zu einer Verlängerung des stationären Aufenthaltes geführt hatte.

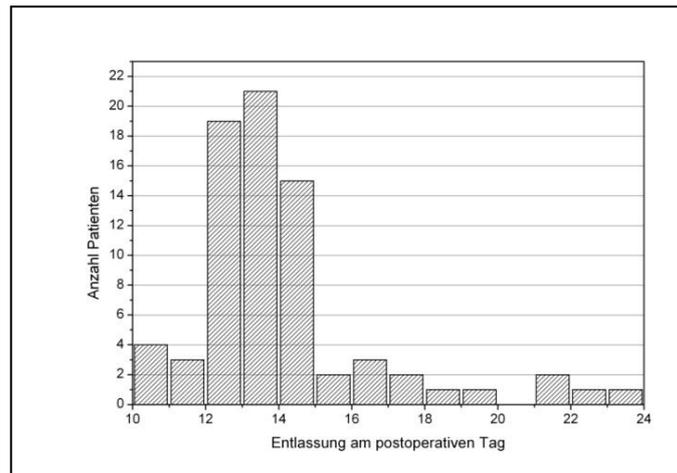


Abb. 19: Länge des stationären Aufenthaltes postoperativ (Klassenbreite 1Tag)

Die Op-Dauer betrug im Mittel $96,0 \pm 14,7$ Minuten (Median 94, Range 68 – 141) (Abb. 20). Der Maximalwert mit 141 Minuten war durch die Notwendigkeit einer Instrumentenresterilisation bedingt. Intraoperative Komplikationen traten nicht ein, ein Abbruch der Navigationstechnik wegen technischer Probleme war in keinem Fall notwendig. Alle Operationen konnten nach dem o.g. Operationsablauf durchgeführt werden.

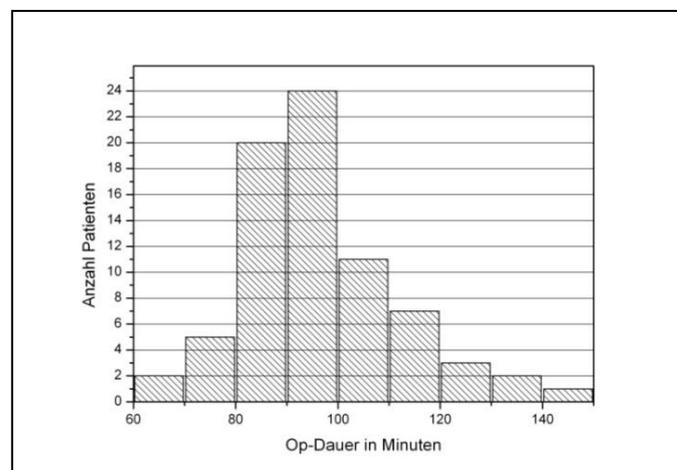


Abb. 20: Op-Dauer in Minuten (Klassenbreite 10 Minuten)

Die präoperative Fehlstellung in der Frontalebene wurde der intraoperativen Messung durch das Navigationssystem entnommen. Es zeigte sich ein Mittelwert von $0,94 \pm 3,27^\circ$ (Median 1,5 Grad, Range -8,5 – 10). Die Messung wurde dabei am liegenden, soweit möglich passiv gestreckten unbelasteten Kniegelenk durchgeführt. Ganzbeinstandaufnahmen wurden prä- und postoperativ durchgeführt, jedoch nicht für diese Studie ausgewertet. Abbildung 21 zeigt die Verteilung der intraoperativen Varus/Valgus-Achsen.

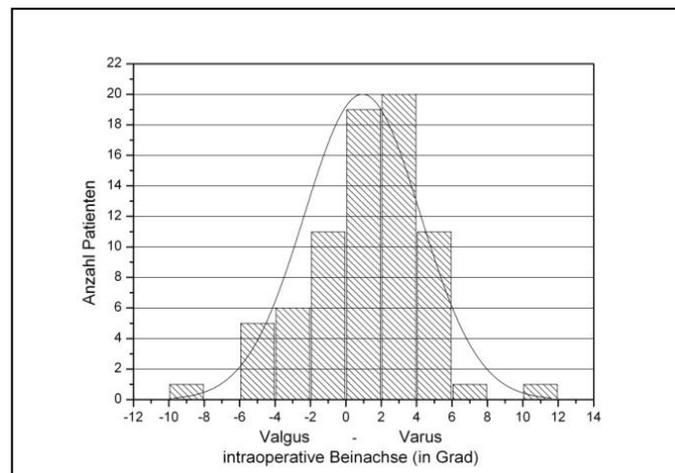


Abb. 21: Verteilung der intraoperativen Beinachse (Valgus negativ, Varus positiv)

Das im Cellsaver perioperativ aufgefangene Blut betrug im Durchschnitt $426,7 \pm 223,6$ ml (Median 400, Range 50 – 1200) (Abb. 22).

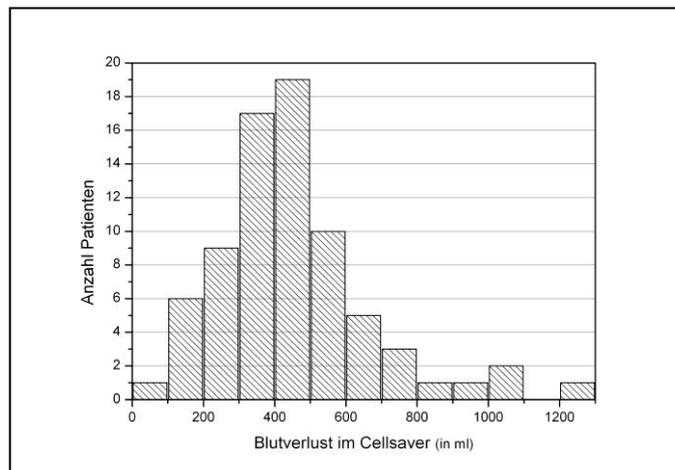


Abb. 22: Blutverlust in ml im Cellsaver postoperativ in ml (Klassengröße 100 ml)

Bei 43 Patienten (57,3 %) wurden keine Cellsaver-Rückgaben durchgeführt, die restlichen 32 Patienten (42,7 %) erhielten im Durchschnitt $347,3 \pm 143,2$ ml (Median 282, Range 210 – 771) Cellsaverblut zurück (Abb. 23)

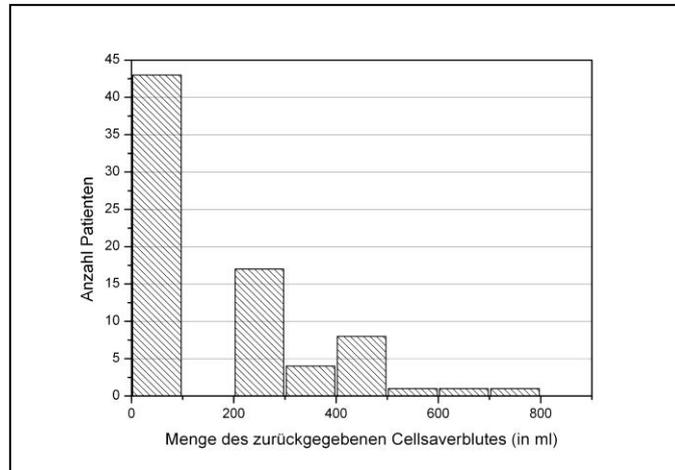


Abb.23: Menge des zurückgegebenen Cellsaver-Blutes in ml (Klassengröße 100 ml)

Der postoperative Blutverlust in die Redon-Drainagen betrug im Mittel 458 ± 264 ml (Median 440, Range 50 – 1800) (Abb. 24)

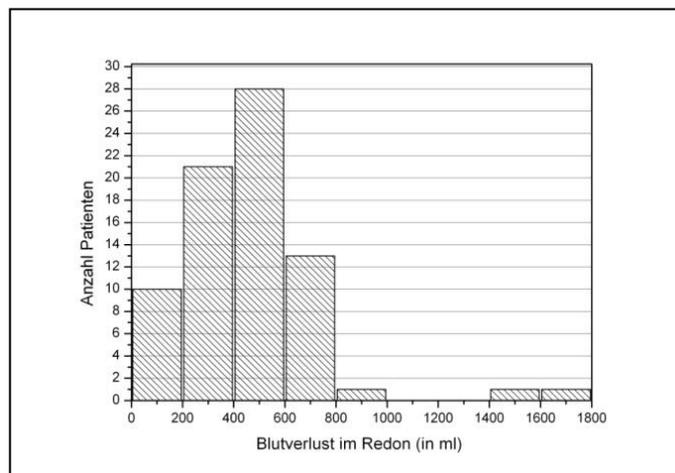


Abb. 24: Blutverlust in den Redon-Drainagen in ml (Klassengröße 100 ml)

Die Indikation Fremdblutkonserven zu geben wurde bei acht Patienten gestellt, zwei Patienten erhielten jeweils eine Konserve, sechs Patienten jeweils zwei Konserven. Damit betrug die Transfusionsrate 10,7 %.

Komplikationen traten dreimal auf. Dabei handelte es sich um 3 subcutane Hämatome, welche jeweils operativ ausgeräumt wurden. Bei diesen Patienten zeigte sich diese Nachblutungen nicht direkt postoperativ, die Blutmenge im Cellsaver betrug 600, 400 sowie 875 ml. Die Menge des Blutes in den Redondrainagen betrug dagegen 1420, 715 und 1600 ml und führte zur Revisionsindikation.

Weitere Komplikationen (Infekte, Thrombosen, Nervenläsionen oder Frakturen) traten nicht auf. Die Gesamtkomplikationsrate betrug damit 4 %, die Revisionsrate ebenfalls 4 %.

Alle Patienten erreichten während ihres stationären Aufenthaltes eine passive Flexion von mindestens 90°.

Es fanden sich keine Korrelationen zwischen Alter, Größe, Gewicht, Op-Dauer oder präoperativer Fehlstellung in der Frontalebene.

4.2. Ergebnisse des HSS-Scores

Zum präoperativen Untersuchungszeitpunkt (U 1) betrug der Mittelwert des HSS-Scores $55,0 \pm 11,5$ (Median 55,5, Range 28 – 80). Zum Zeitpunkt U 2 war der Mittelwert trotz der erst kurz zurückliegenden Operation schon auf $62,7 \pm 6,65$ gestiegen (Median 62, Range 48 – 80). Bis zum Zeitpunkt U 3 (Entlassung aus der Rehabilitationsklinik) stieg dieser Mittelwert weiter auf $78,1 \pm 8,78$ (Median 79,0, Range 56 – 97) an und erreichte 6 Monate postoperativ (U 4) einen Wert von $89,4 \pm 7,98$ (Median 91, Range 66 – 98). Es zeigte sich damit eine signifikante Verbesserung des HSS-Scores ($p < 0,05$). Eine Übersicht über die statistischen Werte zeigt Abbildung 25 mit einem Box-Plot Diagramm.

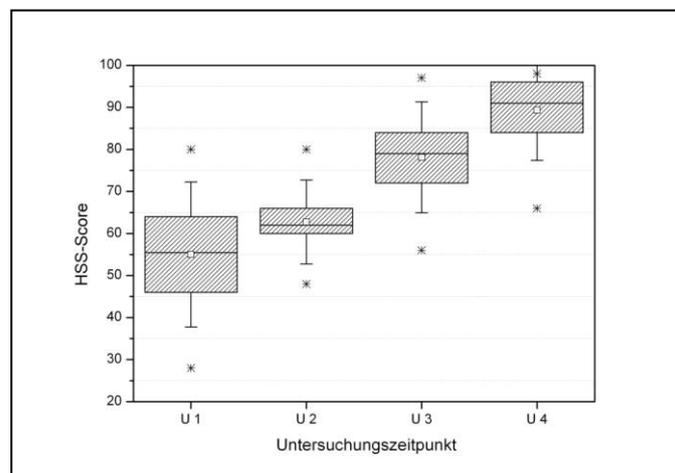


Abb. 25 : Box-Plot Diagramm des HSS-Scores zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt

Der HSS-Score wurde zusätzlich in die Klassen „sehr gut“, „gut“, „befriedigend“ und „schlecht“ differenziert. Abbildung 25 zeigt diese Bewertung zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten.

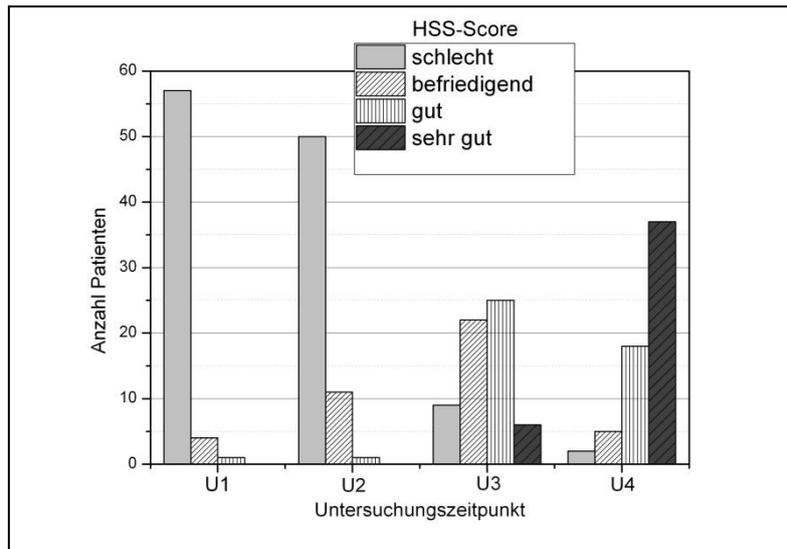


Abb. 25: HSS-Score Klassenverteilung U 1 – U 4

Während bei U 2 noch die schlechten und befriedigenden Ergebnisse anzahlmäßig führten, waren dies bei U 3 die guten und bei U 4 die sehr guten Ergebnisse. Im Einzelnen zeigten zum Zeitpunkt U 1 56 Patienten einen schlechten Score (90,3 %), 4 einen befriedigenden Score (6,4 %) und 1 Patient einen guten HSS-Score (1,6 %). Bei der U 4-Untersuchung ergaben sich bei 2 Patienten eine schlechter Score (3,2 %), bei 5 Patienten ein befriedigender Score (8,1 %), bei 18 Patienten ein guter Score (29,0 %) und bei 36 Patienten ein sehr guter Score (58,7 %) Damit zeigten 54 von den 62 Patienten einen guten bis sehr guten HSS-Score zum Zeitpunkt U 4 (87,1 %). Die 7 Patienten mit einem befriedigenden oder schlechten Score-Ergebnis zeigten in Bezug auf die Rotationsausrichtung keine Auffälligkeiten und lagen im Bereich des als korrekt definierten Korridors. Zwischen dem Ergebnis der U 4 Untersuchung und der Rotationsausrichtung der Femurkomponente bestand keine Korrelation (Pearsonkorrelationskoeffizient -0,048; Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$) (Abb. 26).

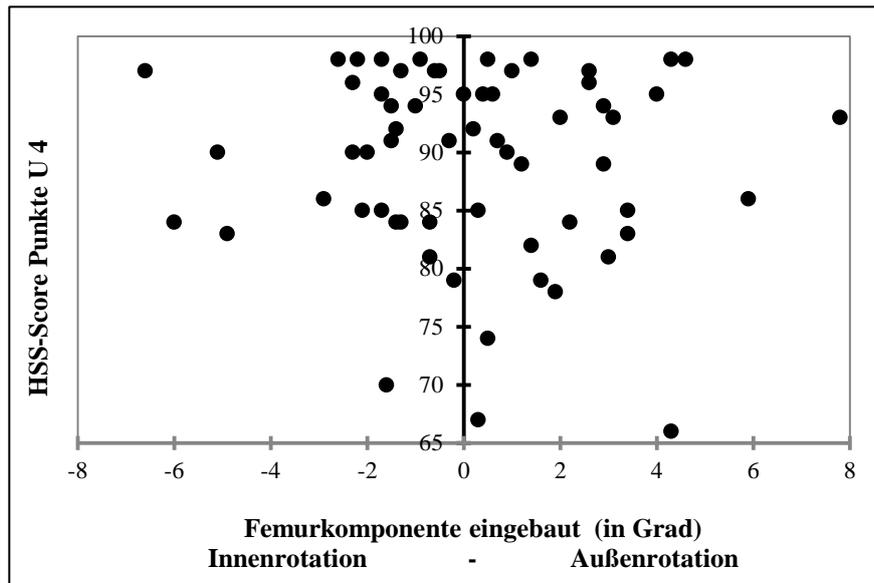


Abb. 26: Punktmatrix der Korrelation Femurkomponentenrotation und HSS-Score

Von U1 – U4 kam es im Mittel zu einem Anstieg des HSS-Scores um 33,6 Punkte \pm 14,7 (Median 33,5; Range 0 – 68). Dabei fand sich bei einem Patienten keine Verbesserung des Punktwertes, 4 weitere Patienten zeigten nur einen marginalen Anstieg von weniger als 10 Punkten. Bei keinem dieser Patienten konnte eine Fehlrotation als Ursache eruiert werden.

4.3. Auswertung der CT-Untersuchungen und der Achsen

4.3.1. Achse der eingebauten Femurkomponente

Die postoperative CT-Untersuchung ergab, dass die Femurkomponenten im Mittel eine Abweichung von der TEA-Achse von $0,1 \pm 2,7$ Grad (Median 0,3 Grad, Range -7,4 – 7,8 Grad) aufwiesen. Die absoluten Zahlen zeigten einen Mittelwert von $2,1 \pm 1,7$ Grad (Median 1,6 Grad, Range 0 – 7,8 Grad) (Abb. 27 a und b).

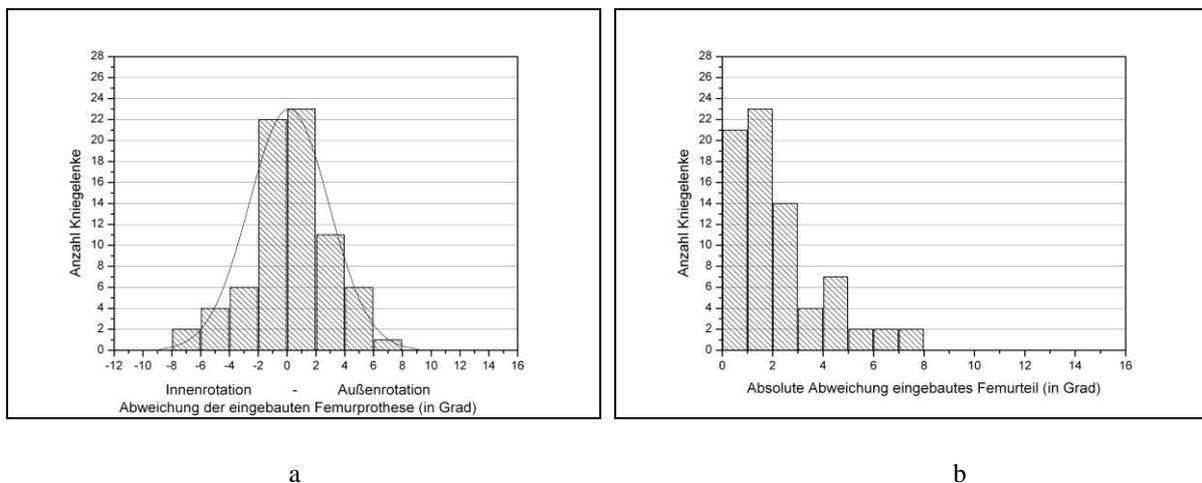


Abb. 27: Abweichungen Femurprothese von CT-Achse; a.: Messwerte, b.: absolute Werte.

Unter der Annahme eines Korridors für eine „korrekte“ Prothesenposition von 3 Grad Innenrotation bis 5 Grad Außenrotation fanden sich 6 vermehrt innenrotierte und 2 vermehrt außenrotierte Femurkomponenten. Damit waren insgesamt 10,7 % der Prothesen fehlrotiert (8 % innenrotiert, 2,7 % außenrotiert). 89,3 % der Prothesen lagen innerhalb des als korrekt angenommenen Korridors.

Betrachtet man die gemessenen Abweichungen der palperten Achsen sowie des Beugespaltes und der errechneten funktionellen Femurrotationsachse von der CT-Achse ergeben sich die in Tabelle 1 und den Abbildungen 28, und 29 dargestellten Werte.

Achse	Mittelwert	SD	Median	Minimum	Maximum
Palpierte TEA	1,546	4,187	1,9	-7,9	13,8
Palpierte Whiteside-Line	-0,586	4,635	-0,4	-9,4	10
Palpierte PCL	-3,106	2,994	-3,3	-12,6	4,8
Beugespalt	-0,213	3,134	-0,3	-7,4	8,8
Funktionelle Femurrotationsachse	-0,113	2,771	-0,4	-6,6	10,0

Tabelle 1: Mittelwert, SD, Median, Minimum und Maximum der gemessenen Werte

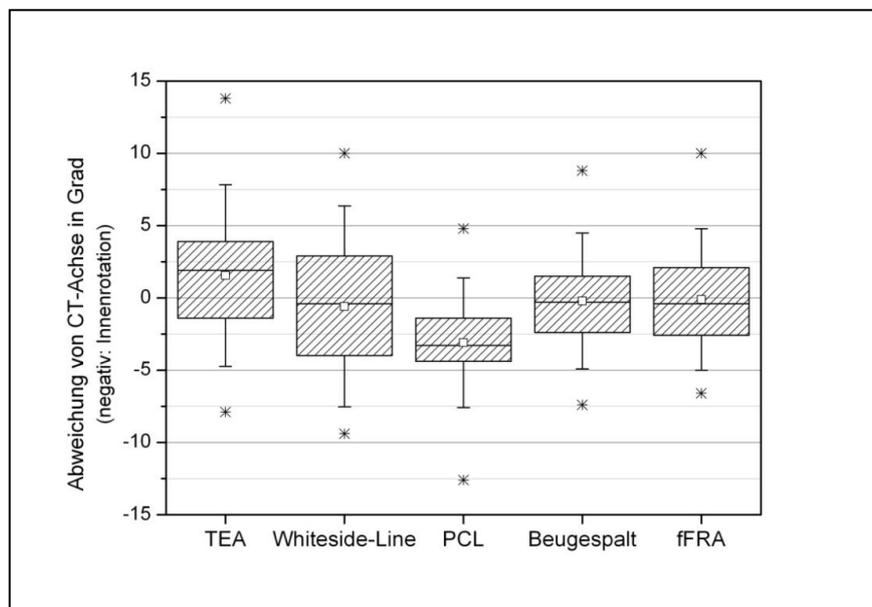


Abb. 28: Darstellung der Ergebnisse als Box-Plot Diagramm

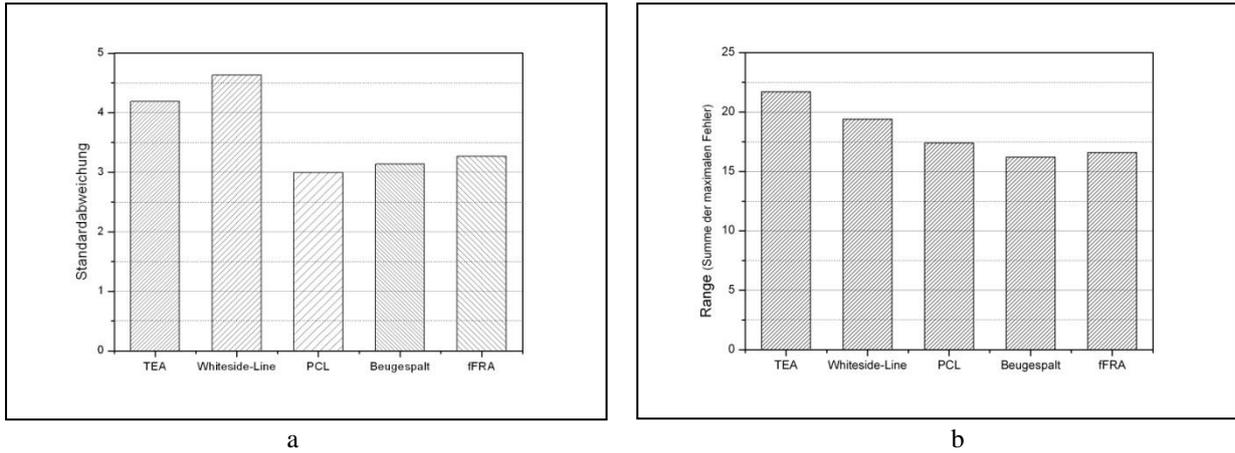


Abb. 29: a. Darstellung der Standardabweichung als Breite der Fehlerverteilung
 b. Darstellung des Range als Summe der maximalen Fehler

Im Einzelnen haben sich die nachfolgenden Ergebnisse der gemessenen und der errechneten Achsen ergeben.

4.3.2. Achse der palperten Epikondylen (TEA)

Im Vergleich zu der gemessenen transepicondylären Achse aus der CT-Untersuchung zeigte die palperte transepicondyläre Achse eine Abweichung von im Mittel $1,5 \pm 4,1$ Grad (Median 1,9 Grad, Range -7,9 – 13,8 Grad). Die absoluten Werte ergeben einen Mittelwert von $3,5$ Grad \pm 2,6 (Median 3,3 Grad, Range 0 – 13,8 Grad) (Abb 30 a. und b).

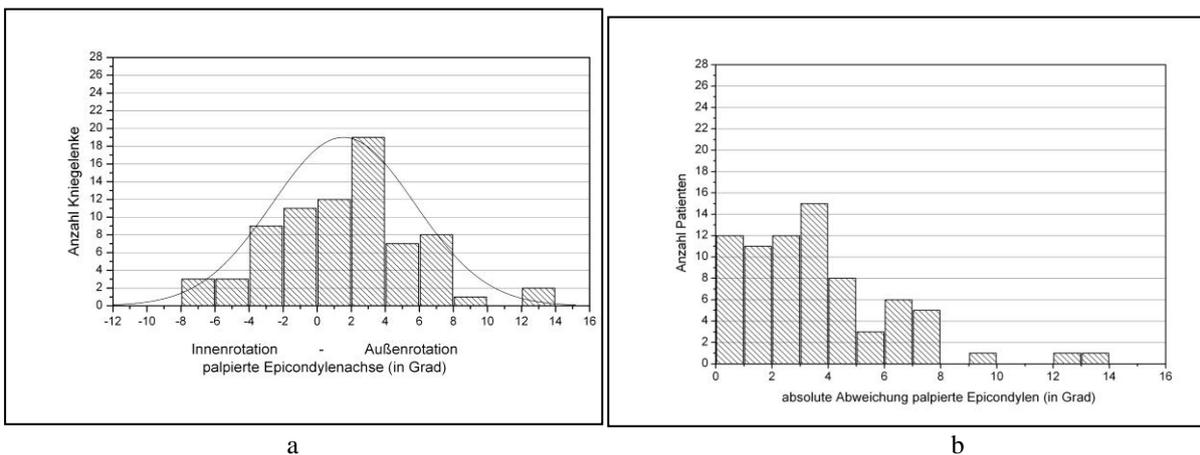


Abb. 30: Abweichung der palperten Epikondylen von der CT-Achse
 a.: Messwerte, b.: absolute Werte

Wenn die Femurkomponenten ausschließlich nach der angetasteten TEA implantiert worden wären, hätten sich 26 Komponenten außerhalb des Korridors befunden (34,7 %). Damit wären lediglich 65,3 % der Komponenten korrekt platziert gewesen. Vermehrt innenrotiert wären 12 Komponenten (16,0 %), vermehrt außenrotiert 14 Komponenten (18,7 %).

4.3.3. Achse der Whiteside-Line

Die Abweichung der palperten Whiteside-Line von der CT-Achse betrug im Mittel $-0,5 \text{ Grad} \pm 4,6$ (Median $-0,4$, Range $-9,4 - 10,0$ Grad). Die absoluten Werte zeigen einen Mittelwert von $3,8 \pm 2,6$ Grad (Median $3,3$, Range $0,1 - 10,0$ Grad) (Abb. 31).

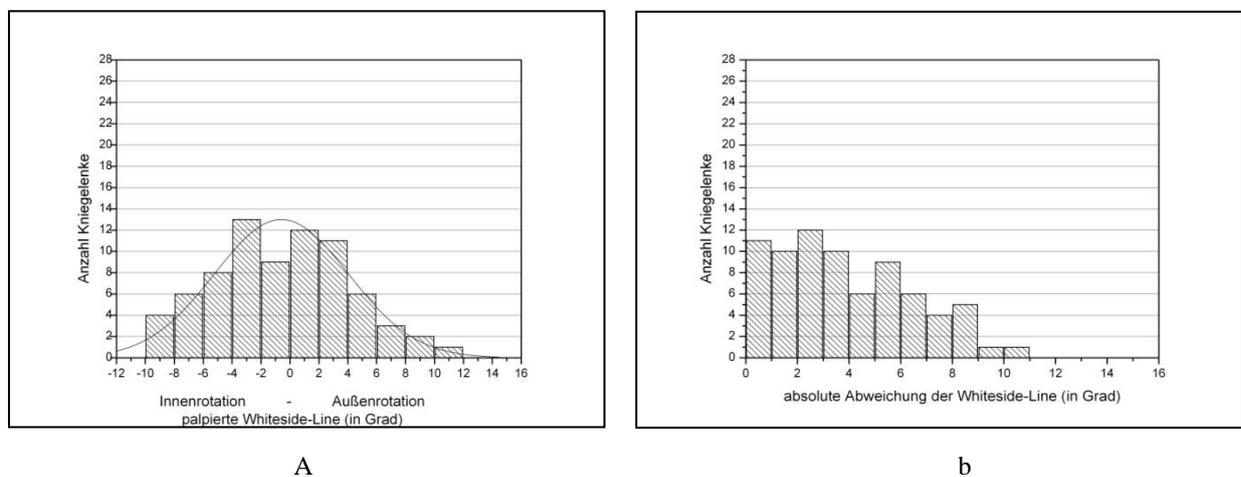


Abb. 31: Abweichung der Whiteside-Line von der CT-Achse
a.: gemessene Werte; b.: absolute Werte

Bei Ausrichtung nach der Whiteside-Line hätten 33 Komponenten außerhalb des Korridors gelegen (44,0 %), damit nur 56,0 % innerhalb. Vermehrt innenrotiert wären 24 Komponenten (32,0 %), vermehrt außenrotiert 9 (12,0 %).

4.3.4. Achse der dorsalen Kondylen (PCL)

Die Abweichung der angetasteten dorsalen Kondylen von der CT-Achse zeigte einen Mittelwert von $-3,1 \text{ Grad} \pm 2,9$ (Median $-3,3$, Range $-12,6 - 4,8$ Grad). Die absoluten Werte zeigen einen Mittelwert von $2,2 \pm 2,0$ Grad (Median $1,4$, Range $0 - 9,6$ Grad). Dabei wurden die absoluten Werte mit 3° gegen die gemessenen Werte korrigiert (PCL gegen TEA im Schnitt 3° innenrotiert) (Abb. 32).

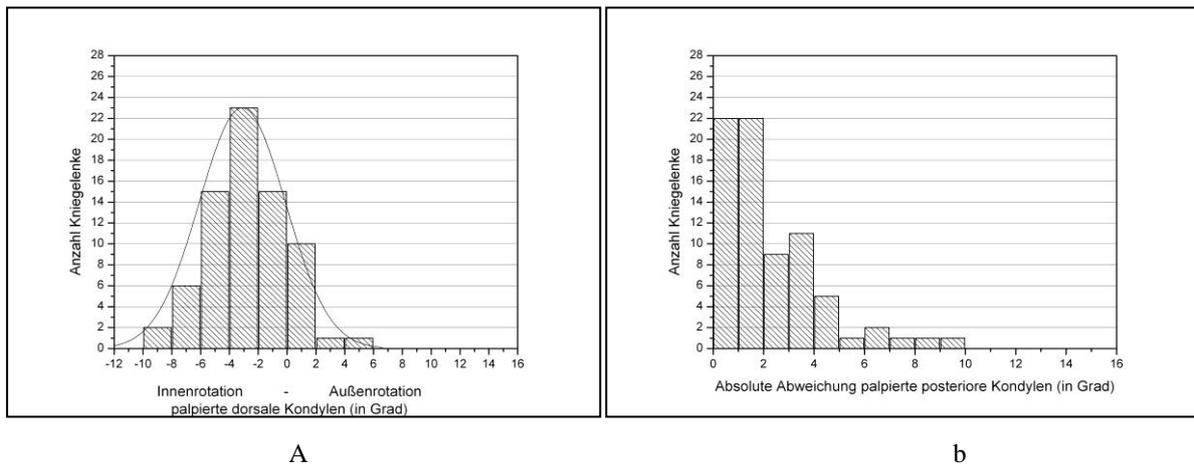


Abb. 32: Abweichungen der dorsalen Kondylen von der CT-Achse
 a.: gemessene Werte; b.: absolute Werte (korrigiert um 3° IR)

Bei Ausrichtung nach der PCL mit Korrektur um 3° außenrotiert zur PCL würden 12 Komponenten außerhalb des Korridors liegen (16,0%). Vermehrt innenrotiert wären 10 (13,3 %), vermehrt außenrotiert 2 (2,7 %) der Komponenten.

4.3.5. Achse des Beugespaltes

Der Beugespalt zeigte eine Abweichung von der CT-Achse im Mittel von - 0,2 Grad ± 3,1 (Median -0,3, Range - 7,4 – 8,8 Grad). Die absoluten Werte betragen Mittelwert 2,5 Grad ± 1,8 (Median 2, Range 0,2 – 8,8 Grad) (Abb. 33).

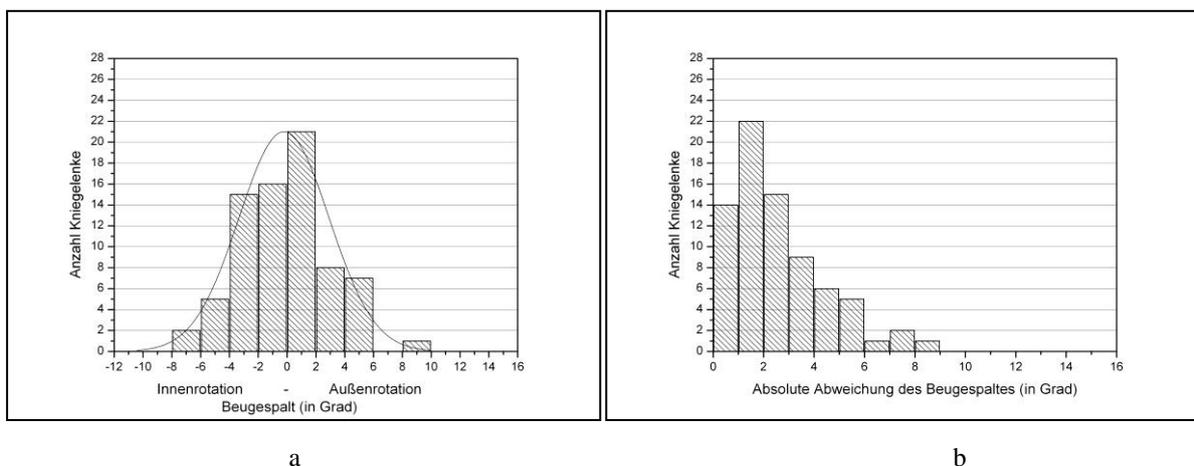


Abb. 33: Abweichung des Beugespaltes von der CT-Achse
 a.: gemessenes Werte; b.: absolute Werte

Bei Ausrichtung am Beugespalt wären insgesamt 16 Komponenten fehlrotiert (21,3 %). Dabei wären 13 Komponenten vermehrt innenrotiert (17,3 %) und 3 Komponenten vermehrt außenrotiert implantiert worden (4,0 %).

4.3.6. Achse der funktionellen Femurrotationsachse

Die errechnete funktionelle Femurrotationsachse zeigte eine Abweichung von der CT-Achse mit einem Mittelwert von $-0,1 \text{ Grad} \pm 3,2$ (Median $-0,4$, Range $-6,6 - 10 \text{ Grad}$). Die absolute Abweichung betrug im Mittel $2,5 \text{ Grad} \pm 1,9$ (Median $2,4$, Range $0 - 10 \text{ Grad}$) (Abb. 34).

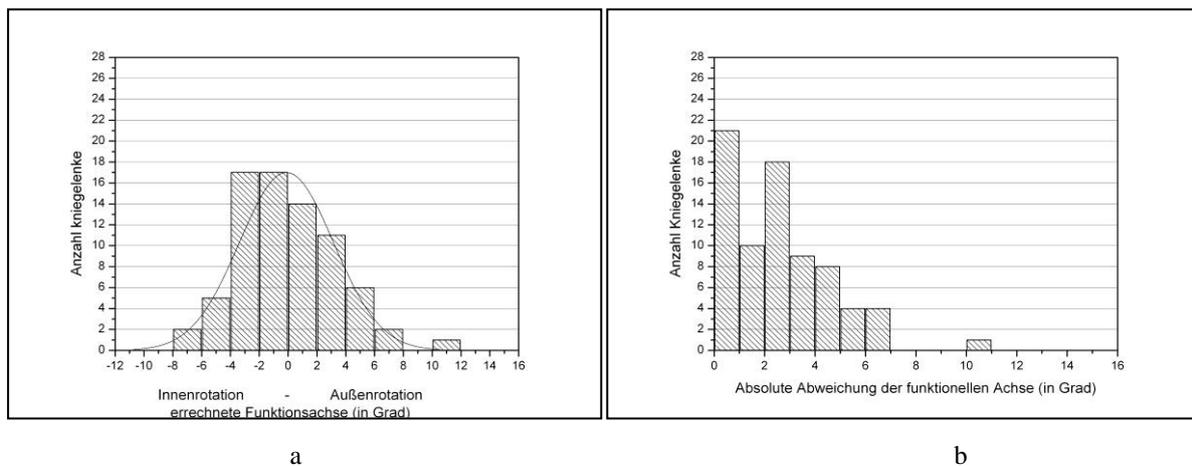


Abb. 34: Abweichung der funktionellen Rotationsachse von der CT-Achse
a.: gemessene Werte; b.: absolute Werte

Unter alleiniger Benutzung der fFRA zur Prothesenausrichtung hätten 14 Komponenten außerhalb des als korrekt angenommen Korridors gelegen (18,7 %). Vermehrt innenrotiert wären 9 Komponenten (12,0 %), vermehrt außenrotiert 5 (6,7 %).

4.4. Wahrscheinlichkeiten einer korrekten Prothesenpositionierung

Ausgehend von einem korrekten Korridor von 3° Innenrotation bis 5° Außenrotation zeigt die Lage der implantierten Femurkomponente eine Fehlerquote von 10,7 %, wobei 8 % der Prothesen innenrotiert und 2,7 % außenrotiert waren. Unter Annahme der Benutzung einer einzelnen Achse zur Bestimmung der Prothesenlage in ihrer Rotationsausrichtung zeigt sich, dass für die TEA eine Quote von 34,7 %, für die Whiteside-Line von 44,0 %, für die PCL von 16,0 %, für den Beugespalt von 21,3 % und für die fFRA von 18,7 % ergab. Dabei fanden sich tendenziell mit Ausnahme der TEA eine höhere Wahrscheinlichkeit für einen

Innenrotationsfehler. Interessanterweise ist die Rate der tatsächlich fehlrotierten Femurkomponenten geringer, als bei Verwendung jeder der einzelnen Achsen für sich genommen. Tabelle 2 zeigt die Werte im Überblick.

	Gesamt	Innenrotation	Außenrotation
Implantatlage	10,7	8,0	2,7
TEA	34,7	16,00	18,7
Whiteside-Line	44,0	32,0	12,0
PCL	16,0	13,3	2,7
Beugespalt	21,3	17,3	4,0
fFRA	18,7	12,0	6,7

Tabelle 2: Wahrscheinlichkeiten einer korrekten Prothesenpositionierung (in Prozent)

4.5. Statistische Ergebnisse der absoluten Abweichungen

In Tabelle 3 sind die Werte der absoluten Abweichungen der Achsen von der CT-Achse als Übersicht dargestellt. Es zeigt sich, dass der Beugespalt und die fFRA die geringsten Standardabweichungen als Maß für die Streuung der Werte aufweisen und auch in Hinblick auf den Mittelwert der absoluten Abweichungen zusammen mit der PCL geringere Werte als die TEA und die Whiteside-Line zeigen.

Achse	Mittelwert	SD	Median	Minimum	Maximum
Palpierte TEA	3,5	2,6	3,3	0	13,8
palpierte Whiteside-Line	3,8	2,6	3,3	0,1	10
Palpierte PCL	2,2	2,0	1,4	0	9,6
Beugespalt	2,5	1,8	2	0,2	8,8
Funktionelle Femurotationsrachse	2,5	1,9	2,4	0	10

Tabelle 3: Statistik der absoluten Abweichungen von der CT-Achse

Diese Annahmen bestätigen sich in der Überprüfung mit dem einseitigen Mann-Whitney U-Test. Auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den absoluten Abweichungen der TEA und der Whiteside-Line. Die PCL, der Beugespalt und die fFRA sind signifikant besser als die TEA und die Whiteside-Line. Zwischen der PCL, dem Beugespalt und der fFRA finden sich keine signifikanten Unterschiede.

	fFRA	Beugespalt	PCL	Whiteside-Line
TEA	0,010	0,006	0,000	0,740
Whiteside-Line	0,002	0,001	< 0,0001	
PCL	0,927	0,930		
Beugespalt	0,545			

Tabelle 4: p-Werte des einseitigen Mann-Whitney U-Test; Signifikanz-Niveau $\alpha = 0,05$

Somit ist die fFRA in Bezug auf ihre absoluten Abweichungen von einer durch CT-Untersuchung bestimmten TEA signifikant genauer als eine intraoperativ angetastete TEA und die Whiteside-Line, jedoch nicht signifikant besser als die angetastete PCL und der Beugespalt.

Vergleicht man die absoluten Abweichungen der Lage der implantierten Femurkomponente, so zeigt sich, dass die Komponente signifikant besser lag als die TEA (p-Wert <0,001) und die Whiteside-Line (p-Wert <0,001), während zwischen der PCL (p-Wert 0,930), dem Beugespalt (p-Wert 0,132) und der fFRA (p-Wert 0,120) auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ keine signifikanten Unterschiede bestanden.

5. Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden prospektiven Studie wurden die Hypothesen aufgestellt, dass

- sich mittels Navigation intraoperativ bei jedem Patienten eine passive Kinematik erfassen und daraus eine Achse berechnen lässt, nach der eine Rotationsausrichtung der Femurkomponente erfolgen kann
und
- diese Achse, funktionelle Femurrotationsachse (fFRA) genannt, in ihrer Ausrichtung nicht mehr von der im CT bestimmten TEA abweicht, als die anderen, intraoperativ erfassten und verwendeten Achsen (chirurgische bzw. anatomische TEA, PCL korrigiert um 3° Außenrotation, Whiteside-Line sowie Flexionsspalt).

Im Ergebnis zeigt sich, dass bei allen operierten und in die Studie eingeschlossenen und auswertbaren Patienten eine funktionelle Femurrotationsachse durch das Navigationssystem errechnet werden konnte. Im Vergleich zu den andern intraoperativ angetasteten und bestimmten Achsen zeigte diese fFRA in dieser Studie eine vergleichbare Genauigkeit wie die PCL und die Gap-Technik. Die fFRA zeigte im Vergleich zur TEA und Whiteside-Line eine bessere Präzision. Somit konnten die aufgestellten Hypothesen bestätigt werden.

Das vorliegende Patientenkollektiv war hinsichtlich Alter und Geschlecht mit den Daten anderer Veröffentlichung und Studien vergleichbar. Im BQS-Report 2008 [2] betrug das Geschlechtsverhältnis weiblich zu männlich 67,1:32,9. Auch im Schwedischen Knieregister von 2008 [1] findet sich eine ähnliche Geschlechtsverteilung, wobei hier in der Darstellung im Verlauf der Jahre eine Zunahme des Männeranteils zu verzeichnen ist.

Auch in Bezug auf das Alter findet sich in den Veröffentlichungen ein durchschnittliches Alter von ca. 69 – 70 Jahren [1,3,91]. Das Risiko an einer Arthrose zu erkranken steigt mit zunehmendem Alter bei beiden Geschlechtern [110] an. Auch nach van Saase [111] steigt die Arthrosehäufigkeit mit dem Alter an und erreicht bei Frauen im Alter 65 – 74 Jahren eine Prävalenz von 26,1%, bei Männern in derselben Altersgruppe 20,8%. Daher liegt in diesen Altersgruppen der Hauptanteil der Prothesenimplantationen.

Neben dem Alter stellt das Übergewicht einen Risikofaktor für die Arthrosegenese dar, welcher einerseits über eine erhöhte mechanische Belastung und andererseits über biochemische

Faktoren wirksam sein kann [112]. Der Zusammenhang zwischen Übergewicht und einem erhöhten Risiko einer Arthroseentstehung ist durch mehrere Studien belegt [113–118]. In der vorgestellten Studie findet sich bei einer durchschnittlichen Körpergröße von 1,65 Metern ein durchschnittliches Gewicht von 82,6 kg. Damit ergab sich eine durchschnittlicher BMI von 30,3. Dieser BMI-Mittelwert liegt am unteren Grenzwert der Adipositas Grad I (nach WHO). Verteilt auf die unterschiedlichen BMI-Klassen der WHO befinden sich 37 Patienten (49,3 %) im Normalgewicht und in der Klasse der Präadipositas, 38 Patienten (50,7 %) in den Klassen Adipositas I – III. Dabei fanden sich 26 Patienten (48 %) in der Klasse Adipositas Grad I. Betrachtet man den Anteil der Männer bzw. Frauen mit Adipositas in den jeweiligen Altersklassen in Deutschland, findet man in der Altersklasse 60 – 69 Jahre ca. 28 % der Männer und ca. 35 % der Frauen mit Übergewicht [119]. Damit ist der Anteil der Patienten mit Übergewicht in der vorliegenden Studie eindeutig höher als im Bundesdurchschnitt.

Die Operationszeit betrug im Mittel 96,0 Minuten (Median 94 Minuten). Die Implantate wurden nacheinander zementiert, so dass die gesamte Aushärtungszeit mit ca. 15 – 18 Minuten zu veranschlagen ist. Bähis [120] berichtet über eine durchschnittliche Operationszeit mit einem CT-freien Navigationssystem von 78 Minuten bei einem parapatellaren Standardzugang. Bertsch [121] fand in einer kontrollierten prospektiven Studie zum Vergleich navigierter mit konventioneller Operationstechnik Operationszeiten von durchschnittlich ca. 110 Minuten konventionell und ca. 150 Minuten navigiert über einen Standardzugang. Mielke [122] zeigte in seiner Studie, dass mit zunehmender Lernkurve eine Operationszeit mit Navigationssystem über einen Standardzugang von 60 – 75 Minuten erreicht werden kann. Bonutti [123] verglich eine Gruppe navigiert operierter Patienten mit einer Gruppe nichtnavigiert über einen MIS-Zugang operierter Patienten. Navigiert betrug die durchschnittliche Operationszeit 121 Minuten vs. 58 Minuten ohne Navigation. Chin [124] fand für eine CAS-Gruppe eine Operationszeit von 118 Minuten. Konventionell operiert betrug die durchschnittliche Operationszeit in einer Studie von Hart [125] für den Standardzugang 68 Minuten, für einen MIS-Zugang 79 Minuten. Matziolis [126] berichtete in einer Studie zum Vergleich einer navigierten gegenüber einer konventionellen Endoprothesenimplantation eine Operationszeit konventionell von 94 Minuten, navigiert von 101 Minuten. Pietsch [127] fand in einer Studie 2007 eine durchschnittliche Operationszeit von 98 Minuten (Range 70 – 145 Minuten). Die Operationszeit eines MIS-Zuganges sei gegenüber einer konventionellen Technik (beides ohne Navigation) um ca. 20 Minuten verlängert. In einer Vergleichstudie zwischen Mini-Subvastus-Zugang und parapatellarem Standardzugang war bei Boerger [128] die Operationszeit in der Mini-Subvastusgruppe mit 81 Minuten signifikant länger

als in der Gruppe mit einem parapatellaren Zugang (64 Minuten). In den BQS Daten für das Jahr 2008 [2] wird ein Mittelwert von 88,3 Minuten (Median 85 Minuten) bei 145 996 Implantationen angegeben. Darunter fallen alle Arten von Zugängen und sowohl navigierte als auch unnavigierte Implantationen.

Vergleicht man die Studien, so zeigen sich teilweise erhebliche Unterschiede in den Operationszeiten. Die Spannweiten reichen von 58 Minuten bis zu 150 Minuten. Allgemein wird eine Verlängerung der Operationszeit zwischen 15 und 41 Minuten (im Mittelwert 20 Minuten) durch Einsatz der Navigation angenommen [107]. Zusätzlich soll der MIS-Zugang selbst eine Verlängerung der Operationszeit bedingen. Die Operationszeit in der vorliegenden Studie bei Einsatz eines Navigationssystems unter Verwendung eines MIS-Zuganges lag daher im Mittelfeld der vorgenannten Studien. Da keine Vergleichsgruppe (ohne Navigation oder Standard parapatellarer Zugang mit Navigation) vorliegt, kann keine Aussage über den Verlängerungseffekt der Navigation oder des MIS-Zuganges gemacht werden.

An Komplikationen traten 3 postoperative Blutungen, welche eine Revision und Hämatomentlastung notwendig machten, auf. Damit betrug die Komplikationsrate 4 %. Weitere intra- oder postoperative chirurgische Komplikationen, insbesondere Infektionen, Frakturen, Nerven- oder Gefäßläsionen oder Implantatdislokationen wurden nicht beobachtet. Ebenso wenig traten allgemeine postoperative Komplikationen (Thrombose, Lungenembolie, Pneumonie, kardiovaskuläre Komplikationen) auf. Im Vergleich mit der Datenlage des BQS-Institutes [2] ist damit die Komplikationsrate erhöht. Im Jahr 2008 traten laut BQS insgesamt 2,5 % behandlungsbedürftige chirurgische Komplikationen auf, der Anteil der Reoperationen wegen einer Komplikation betrug 1,4 %. Die Rate an Wundhämatomen/Nachblutungen wurde mit 1,2 % angegeben. Bonutti [123] berichtet über insgesamt 25 % Komplikationen bei einer Gruppe navigierter Endoprothesen und 12,7 % beim MIS-Zugang. Dabei fanden sich in der MIS-Gruppe weder Nachblutungen noch Hämatome. Pitsch [127] fand in seiner Studie 2007 innerhalb einer Lernkurve von 107 Patienten eine Komplikationsrate von 16 %, nach der Lernphase war eine Komplikationsrate von 5 % zu verzeichnen. Hämatome traten in der Lernphase bei 3 Patienten auf (2,8 %), eine Aussage über die Revisionsbedürftigkeit wurde nicht gemacht. Bei Boerger [128] finden sich in beiden Gruppen keine Komplikationen. Claus [129] untersuchte 2006 die Risikofaktoren der postoperativen Komplikationen in der primären Knieendoprothetik. Erfasst wurden die Komplikationen von 17 641 Implantationen in den Jahren 2000 - 2002. Dabei fanden sich in 2,9 % der Fälle ein postoperatives Hämatom, die Odds Ratio ergab für das postoperative Hämatom die Risikofaktoren Fremdblutgabe (2,8), Antibiotikagabe > 24 Stunden

(1,8), männliches Geschlecht (1,7), zementfreie Implantation der tibialen Komponente (1,6), Einstufung in ASA Klasse 3 (1,5) sowie die Durchführung eines lateralen Release (1,5). Bei Männern wurden bevorzugt Hämatome, Wundinfektionen und Pneumonien beobachtet.

Die 3 Nachblutungen in der eigenen Studie betrafen alle Männer. Die Ursache der in der Studie aufgetretenen postoperativen Blutungen, welche auf Grund ihres Umfangs eine Revision notwendig machten, sahen wir in Blutungen aus der A. genus superior medialis sowie aus Ästen der Rr. Muscularis A. genus descendi, welche mit der vorgenannten Arterie medial im Subvastusbereich eine Anastomose bildet. Intraoperativ konnten bei den Revisionsfällen in diesen Bereichen Blutungsquellen gefunden und gestillt werden. Bei entsprechender Beachtung der Arterien und intraoperativer präziser Lokalisation und Koagulation traten keine vermehrten Blutungen auf. Ein laterales Release wurde bei keinem Patienten durchgeführt und kann daher als Ursache der Nachblutungen ausgeschlossen werden.

Die im Cellsaver aufgefangene Blutmenge betrug im Mittel 427 ml. 42,7 % der Patienten erhielten eine Cellsaverblut-Retransfusion von durchschnittlich 347 ml. Die anschließend in den Redon-Drainagen aufgefangene Blutmenge betrug im Mittel 458 ml, bei 8 Patienten war eine Gabe von Fremdblutkonserven notwendig. Dabei erhielten 2 Patienten jeweils 1 Konserve, 6 Patienten erhielten 2 Konserven. Die Transfusionsrate betrug 10,7 %.

Matziolis [126] berichtet über einen durchschnittlichen Blutverlust von 469 ml (Range 50 – 1120) in der navigierten Knieendoprothetik und 520 ml (50 – 1015) in der konventionellen Operationstechnik. Bei Pietsch [127] findet sich ein durchschnittlicher Blutverlust von 1050 ml (780 – 2840) im Rahmen einer Studie zur minimal-invasiven Mini-Midvastus Technik. Tenholder [130] berichtet in einer Studie zur MIS-Technik im Vergleich zu einem Standardzugang über eine durchschnittliche Retransfusion von Cell-Saverblut von im Mittel 292 ml in der MIS-Technik und 683 ml in der Gruppe des Standardzuges. Die Rate an Fremdblutgaben betrug in der MIS-Gruppe 0,1 pro operiertes Knie, in der Kontrollgruppe 0,6 Konserven pro Knie. In der vorgestellten Studie beträgt die Transfusionsrate 0,18 pro operierten Kniegelenk und liegt damit in der Nähe zu den Angaben von Tenholder.

Von den insgesamt 75 in die Studie eingeschlossenen und auswertbaren Patienten konnte bei 62 Patienten bis zum Zeitpunkt U 4 (6 Monate postoperativ) der HSS-Score erfasst werden. Damit lag die Rate der gescorten Patienten bei 82,7 %. Der HSS-Score stieg innerhalb von 6 Monaten um durchschnittlich 33,6 Punkte an und erreichte zum Zeitpunkt U 4 einen Mittelwert von 78,1

Punkten. Es konnte keine Korrelation zwischen der Implantatlage in Bezug auf die Femurrotation und den erreichten Punktwerten des HSS-Scores gefunden werden.

Der von Ranawat und Shine 1973 [108] publizierte HSS-Score ist eines der ältesten Score-Systeme zur Bewertung der Ergebnisse der Knieendoprothetik. 1997 untersuchte Ryd [109] die Validität und Reliabilität verschiedener Score-Systeme (HSS-Score, Venn Diagramm Score und den Knee Society Score). Dabei fand sich eine ausreichende Validität, jedoch eine nur geringe Reliabilität, damit eine geringe Verlässlichkeit. So berechnete Ryd, dass beim HSS-Score ein minimaler Unterschied von 30 Punkten benötigt wird, um auf einem 95 % Konfidenzlevel einen echten Unterschied zwischen den Ergebnissen anzuzeigen. Neben dieser Einschränkung des Scores besteht eine Limitation der Studie darin, dass die Nachuntersuchungen an der operierenden Klinik teilweise durch die Operateure durchgeführt worden waren. Damit kann ein Untersucher-Bias nicht ausgeschlossen werden. Trotzdem sollen die Ergebnisse kurz diskutiert werden.

Malkani [131] untersuchte insgesamt 118 Patienten mit 168 implantierten Kniegelenken im Mittel 10 Jahre postoperativ. Der HSS-Score stieg von einem Durchschnitt von 55 Punkten präoperativ auf einen Wert von 81 ± 9 Punkte postoperativ. Berger [132] fand in seiner Studie mit einer Nachuntersuchungszeit von im Durchschnitt 11 Jahren bei 82 Patienten einen durchschnittlichen HSS-Score von 86 Punkten (Range 32 – 100 Punkte). In den einzelnen Klassen zeigten 46 % der Patienten ein sehr gutes, 38 % ein gutes, 8 % ein befriedigendes und 8 % ein schlechtes Ergebnis. Kladny [133] untersuchte 2002 die Ergebnisse der stationären Rehabilitation der Knieendoprothetik und fand zum Abschluß der Rehabilitation einen durchschnittlichen HSS-Score von 69,8 Punkten im Vergleich zum Aufnahmewert von 47,4 Punkten. Dabei konnte der Anteil der Patienten mit einem schlechten HSS-Score auf 10,4 % zum Zeitpunkt der Entlassung aus der Rehabilitation gesenkt werden. Ma [134] fand in einer Nachuntersuchung nach 10 Jahren einen mittleren HSS-Score von 86 Punkten. Song [135] konnte in einer Untersuchung zur Stabilität von Knieprothesen nach navigierter und konventionellen Technik 1 Jahr postoperativ keine Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf den HSS-Score finden (67,2 navigiert, 65,0 konventionell). Seon [136] untersuchte 112 Patienten, welche navigiert in Gap-Technik operiert wurden und fand einen präoperativen HSS-Score von 61,6 und einen HSS-Score von 93,3 Punkten 1 Jahr postoperativ. Dabei fand sich kein Unterschied in den Score-Werten zwischen Patienten mit rechtwinkligem und denen mit nicht rechtwinkligem Flexionsspalt. In einer Studie zwischen einer Standard und einer posterior

stabilisierten Mobile-Bearing Knieprothese konnte Choi [137] keinen Unterschied im präoperativen (47/43 Punkte) und im postoperativen HSS-Score (93/93 Punkte) finden .

Der in der vorliegenden Studie gefundene Anstieg des HSS-Scores liegt über den von Kladny (nach Abschluß der Rehabilitationsmaßnahmen) gefundenen Werten und tendenziell schlechter als die in den übrigen Studien gefundenen Score-Werte. Dabei muß beachtet werden, dass die Scores in den Studien minimal 1 Jahr postoperativ erfasst wurden, die eigenen Score-Werte 6 Monate postoperativ. Zwischen den erreichten Score-Werten und der Lage der Femurkomponente in Bezug auf die Rotation fand sich kein Zusammenhang, insbesondere fanden sich auch bei deutlich vermehrt innenrotierten Positionierungen HSS-Werte im sehr guten Bereich. Gleichzeitig zeigten die Patienten mit einem schlechten oder befriedigenden HSS-Score Implantatlagen im als korrekt angesehenen Korridor von $-3 - 5^\circ$.

Die intraoperativ bestimmte TEA zeigte im Vergleich zur durch CT bestimmten TEA ein Mittelwert von $1,5^\circ$ bei einem Range von $21,7^\circ$. Im Gegensatz zur Studie von Yau [82], der eine Innenrotation der chirurgischen TEA zu einer CT-mäßig bestimmten TEA fand, zeigte sich in der vorliegenden Studie damit eine Tendenz zur Außenrotation. Dies stimmt mit den Werten von Matziolis [79] überein. Gleichzeitig fand sich ein etwas geringerer Range als in der Kadaverstudie von Jerosch [75] und der Studie von Siston [78]. Im Vergleich mit den Studien von Jenny [76], Yau [77] und Matziolis [79] ist der Range der TEA jedoch deutlich größer. Ursache hierfür könnte der gewählte MIS-Zugang mit einer schlechteren Darstellbarkeit insbesondere der lateralen Kondyle sein. Weiterhin ist zu beachten, dass intraoperativ versucht wurde, die chirurgische TEA (Sulkus des medialen Epikondyle und höchster Punkt der lateralen Epikondyle) anzutasten. War kein medialer Sulkus zu eruieren, erfolgte die Antastung des höchsten Punktes der medialen Epikondyle, damit also die Bestimmung der anatomischen TEA. Schon Berger [52] machte auf den Unterschied zwischen diesen beiden Achsen aufmerksam. Akagi [65] und Yoshino [64] fanden zwischen diesen beiden Achsen einen Unterschied von im Mittel $3,2^\circ$. Dabei unterscheidet Akagi [65] in seiner CT-Studie zwischen drei Typen des medialen Epikondylus (Typ I: gut erkennbarer Sulkus, Typ II: noch erkennbarer Sulkus und Typ III: kein erkennbarer Sulkus). Gerade Typ II, welchen er in seiner Studie mit einer Häufigkeit von 49,5 % der Fälle fand, könnte Ursache für den Range von $21,7^\circ$ sein. Intraoperativ kann dieser Typ möglicherweise nicht erkannt und damit der höchste Punkt der Epikondyle angetastet werden, während in der CT-Untersuchung noch ein Sulkus gesehen und damit die chirurgische TEA ausgewertet wurde.

Die intraoperativ angetastete Whiteside-Line zeigte im Vergleich mit der CT-Achse eine leichte Innenrotation mit einem Mittelwert von $-0,5^\circ$ und einem Range von $19,4^\circ$. Damit findet sie sich sowohl in ihrer Lage als auch mit ihrem Range im Bereich der in der Literatur genannten Werte [53, 54, 58, 60, 61, 65, 81, 82].

Die intraoperativ angetastete PCL zeigte einen Mittelwert von $-3,1$ bei einem Range von $21,4^\circ$. Entsprechend der Studien [53, 54, 58, 60, 61, 65, 81, 82] findet sich damit eine 3° Innenrotation der PCL gegenüber der TEA.

Der Beugespalt war mit einem Mittelwert von $-0,2^\circ$ im Vergleich zur CT-Achse diskret innenrotiert und zeigte einen Range von $16,2^\circ$. Damit zeigte der Beugespalt im Vergleich zu den anderen bisher benutzten Achse in der vorliegenden Studie die geringste Streubreite. Dieser Range war aber deutlich größer als in der Studie von Laskin [55], der einen Range von $-1,0$ bis $10,0$ fand. Allerdings wurde in dieser Studie der Beugespalt gegen die PCL referenziert und nicht gegen eine CT-Bestimmung der TEA. Katz [74] dagegen bestimmte die Ausrichtung der Femurkomponente unter alleiniger Verwendung der Gap-Technik an einer CT-mäßig bestimmten TEA und fand eine im Mittel $0,3^\circ$ innenrotierte Lage der Implantate mit einem Range von 10° . Damit sind auch im Vergleich zu dieser Studie die Ergebnisse des Beugespaltes zwar im Mittelwert gleichwertig, in Bezug auf die Streubreite jedoch deutlich größer.

Zur Berechnung signifikanter Unterschiede wurden die absoluten Abweichungen der Werte von der CT-Achse berechnet. Die relative Abweichung der PCL wurde mit einem Wert von 3° Innenrotation korrigiert, da dies laut Literatur als die durchschnittliche Abweichung von der TEA angenommen wird [53, 54, 62, 64, 79].

Die Berechnung mit dem einseitigen Mann-Whitney U-Test zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen der TEA und der Whiteside-Line, während die PCL, der Beugespalt sowie die fFRA signifikant besser waren als die TEA und die Whiteside-Line. Zwischen der PCL, dem Beugespalt und der fFRA fanden sich keine signifikanten Unterschiede. Damit kann die Hypothese, dass die fFRA mindestens genauso gut wie alle anderen bisher benutzten Achsen zur Einstellung der femoralen Rotation verwendet werden könnte, bestätigt werden.

Betrachtet werden muss dabei die Genauigkeit der in dieser Studie benutzten Methoden. Die Genauigkeit der Navigation wird mit 1° angegeben, die CT-Untersuchung soll ebenfalls eine Genauigkeit von 1° aufweisen (Matziolis et al. 2006). Weiterhin muss in der Auswertung beachtet werden, dass die navigierten Achsen intraoperativ mit einer Genauigkeit von $0,5^\circ$

angezeigt und eingestellt werden können, während die fFRA mit einer Genauigkeit von $0,01^\circ$ berechnet wurde. Da der korrekte Korridor punktgenau bestimmt wurde, damit ein Wert von z.B. $3,1^\circ$ Innenrotation als Fehlrotation gilt, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Werte für die TEA, die Whiteside-Line, die PCL und den Beugespalt tendenziell schlechter als die fFRA abschneiden. Dies geht auch in die Berechnung der Abweichungen von der CT-Achse ein.

In Bezug auf den Beugespalt müssen weitere Einschränkungen gemacht werden. Während die TEA, die Whiteside-Line und die PCL nach Antastung berechnet und damit, bis auf die Genauigkeit der Antastung, nicht mehr vom Operateur beeinflusst werden kann, ist bei der Bestimmung des Beugespaltes intraoperativ noch erhebliche Einflussmöglichkeiten durch den Operateur gegeben. Zum einen ist durch ein mehr oder weniger durchgeführtes mediales oder laterales Release vor der Messung des Beugespaltes ein (erwünschter) Einfluss vorhanden, um einen möglichst parallelen Beugespalt zu erzeugen. Aber auch die Kraft der Aufspreizung mittels eines Bandspanners sowie ein ggf. ausgeübter Varus- oder Valgusstress zum Zeitpunkt der Messung können die Abweichung des Beugespaltes beeinflussen.

Verschiedene Autoren nehmen einen Korridor von $\pm 5^\circ$ in Bezug auf die chirurgische TEA als korrekt an [82, 83], aber bereits Berger [100] sah ab mehr als 3° Innenrotation eine Patellasubluxation. Hofmann [8] teilt die Rotationsabweichungen in 3 Schweregrade ein, wobei er einer Fehlrotation von mehr als 3° bereits eine mittlere Schwere zuweist. Insgesamt nehmen die vorgenannten Autoren an, dass eine vermehrte Innenrotation eher Probleme hervorruft als eine vermehrte Außenrotation. Daher wurde in der vorliegenden Studie ein Korridor von -3° bis 5° als korrekter Korridor gewählt.

Während die Lage der Femurkomponente gegenüber der TEA und der Whiteside-Line signifikant besser war, zeigten sich gegenüber der PCL, dem Beugespalt und der fFRA keine signifikanten Unterschiede im Mann-Whitney U-Test. Betrachtet man jedoch die Rate an korrekt (d.h. in einem hier als korrekt angenommen Korridor von 3° Innenrotation bis 5° Außenrotation in Bezug zur CT-mäßig bestimmten TEA) liegenden Komponenten, fand sich für die Implantatlage ein Fehler von 10,7 %, d.h. 89,3 % der implantierten Femurkomponenten lagen im korrekten Korridor. Die femorale Implantatlage ist damit erheblich besser als von Siston [78] in einer Kadaverstudie unter Verwendung sowohl konventioneller als auch navigierter Techniken berichtet. Unter Verwendung eines Korridors von $\pm 5^\circ$ referenziert an der TEA waren in dieser Studie lediglich 17 % der Prothesenlagen unabhängig von der Verwendung eines Navigationssystems korrekt.

In einer weiteren Kadaverstudie mit Referenzierung an der TEA zeigte Siston [83], dass bei Verwendung anatomischer Landmarken nur 37 % der Implantate innerhalb eines Korridors von $\pm 5^\circ$ lagen, unter Verwendung kinematischer Methoden (Patella tracking) 30 % und unter kombinierten Techniken 58 %. Yau [138] fand unter Verwendung der Standardrotationsachsen navigiert über einen konventionellen Zugang, dass bei einem Korridor von $\pm 5^\circ$ unter Verwendung der TEA 56 %, bei der TEA 72 %, bei der Whiteside-Line 60 % und bei der Gap-Technik 20 % der Femurkomponenten fehlrotiert implantiert werden. In der eigenen Studie würden unter Verwendung der TEA 34,7 %, der Whiteside-Line 44,0 %, der PCL 16,0 % und unter Verwendung des Beugespaltes 21,3 % der Prothesen außerhalb des definierten Korridors implantiert werden. Die fFRA zeigte eine Fehlerwahrscheinlichkeit von 18,7 %. Auffällig ist dabei, dass alle Achsen bis auf die TEA eine höhere Wahrscheinlichkeit haben, einen Innenrotationsfehler zu erzeugen.

Ein Vorteil navigierter Knieendoprothetik ist die Möglichkeit intraoperativ nicht nur eine einzige Methode zur Bestimmung der Rotationsausrichtung zu nutzen, sondern alle Möglichkeiten der Rotationsbestimmung auszunutzen. Bereits Olcott [139] empfahl die Nutzung verschiedener Achsen, unter Berücksichtigung der individuellen Gegebenheiten. Auch Middleton [81] zog aus seiner Studie den Schluss, zur Rotationsbestimmung mehrere Achsen heranzuziehen. Trotz Anwendung eines Navigationssystems wird in einer Metaanalyse in Bezug auf die Rotationsausrichtung navigiert gegenüber konventionell kein Vorteil berichtet [107]. Vorteile werden für die Weichteilbalancierung durch Anwendung eines Navigationssystems berichtet [140–142]. Obwohl die Navigation die Überprüfung der Effekte eines Weichteil-Release sicherlich verbessern und visualisieren hilft, scheint jedoch die Nutzung verschiedener Rotationsachsen das endgültige Ergebnis der Implantatposition zu verbessern.

Die Ergebnisse dieser Studie legen ebenfalls diesen Schluss nahe, da die Implantatlage besser als bei Verwendung jeder einzelnen der geprüften Rotationslandmarken war. Der Operateur hat, unter Kenntnis der verschiedenen Achsen, deren Präzision und derer Variationsbreite, intraoperativ bei Anzeige aller Achsen die Möglichkeiten, individuell eine seiner Meinung nach geeignete Rotationsausrichtung einzustellen. Dabei bekommt er die verschiedenen Achsen in ihrer Relation zueinander angezeigt. Damit kann die Wahrscheinlichkeit einer Fehlrotation gesenkt werden. Eine Achse wie die fFRA kann dazu beitragen, da sie - wie diese Studie zeigt - eine geringere Streubreite als die TEA und die Whiteside-Line aufweist.

Obwohl die überprüfte fFRA auf Grund ihrer Streubreite statistisch nicht signifikant besser als die PCL und der Beugespalt war, könnte die Einführung dieser Achse in die Navigation die Präzision der Rotationsausrichtung der Femurkomponente verbessern.

Im Ergebnis zeigt diese Studie die Anwendbarkeit und Nutzbarkeit der fFRA. Weitere Studien sollten folgen. Dabei sollte überprüft werden, wodurch die vorhandenen Abweichungen von bis zu $6,6^\circ$ Innenrotation und 10° Außenrotation bedingt sein könnten. Durch eine fluoroskopische Analyse sowohl prä- als auch postoperativ mit einer intraoperativen Erfassung der fFRA und Korrelation mit einer durch CT-Untersuchung bestimmten TEA könnte es gelingen, die Ursache zu eruieren. Als weiteres sollte die fFRA in den Workflow eines Navigationssystems integriert werden, um eine mögliche Verbesserung der Implantatpositionierung unter Verwendung der fFRA weiter zu untersuchen. Dabei müssen auch die klinischen Ergebnisse Beachtung finden. Da der HSS-Score relativ wenig reliabel ist, sollten hier andere Instrumente, insbesondere zur Überprüfung der subjektiven Zufriedenheit nach Knieendoprothesenimplantation, benutzt werden. Hierfür könnte z.B. der SF 36 hilfreich sein, welcher in der deutschen Version sowohl valide und reliabel [143] ist und auch im Bereich der orthopädischen Chirurgie in seinem Einsatz zur Überprüfung subjektiver patientenbezogener Aspekte überprüft wurde [144].

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde eine neue Rotationsachse, welche intraoperativ durch ein Navigationssystem aufgrund der intraoperativ erfassten Kinematik errechnet wurde, auf seine Anwendbarkeit überprüft. Die sogenannte funktionelle Femurrotationsachse ließ sich bei allen erfassten und auswertbaren Probanden berechnen und zeigte sich im Vergleich zu den traditionellen Rotationsachsen als mindestens gleichwertig. In Bezug zur TEA und zur Whiteside-Line fand sich eine signifikant geringere Streubreite, in Bezug zur PCL und den Beugespalt fanden sich keine signifikanten Unterschiede. Bei angewandeter MIS-Technik konnte eine korrekte Rotationspositionierung der Femurkomponente von 89,3 % erreicht werden. Dies ist besser als in der Literatur für konventionelle Zugänge beschrieben. Die Verwendung eines Navigationssystems unter Benutzung aller Achsen scheint eine Reduktion der Fehlpositionierung zu fördern.

7. Literaturverzeichnis

1. **Dept. of Orthopedics** (2008) Annual Report 2008: Swedish Knee Arthroplasty Register. http://www.knee.nko.se/english/online/uploadedFiles/112_SVK_2008Engl_1.1.pdf. Accessed 1 June 2009
2. **BQS** Institut für Qualität & Patientensicherheit BQS-Bundesauswertung: Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation. Online unter: http://www.bqs-outcome.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/knie_tep_erst/buaw/basis/0020_Basis.html
3. **AOA** (2008) Australian Orthopedic Association National Joint Replacement Registry: Annual Report, Adelaide
4. **NHS Scotland**: Scottish Arthroplasty Project, Annual Report 2009. Online unter: <http://www.arthro.scot.nhs.uk/Reports/Main.html>
5. **Agneskirchner JD**, Lobenhoffer P (2004) Endoprothetik des Kniegelenks, Unfallchirurg 107(3):219-29
6. **König A**, Kirschner S (2003) Langzeitergebnisse in der Knieendoprothetik. Orthopäde 32(6):516–526
7. **Robertsson O**, Dunbar M, Pehrsson T, Knutson K, Lidgren L (2000) Patient satisfaction after knee arthroplasty: A report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. Acta Orthop Scand 71(3):262–267
8. **Hofmann S**, Romero J, Roth-Schiffel E, Albrecht T (2003) Rotationsfehlstellungen der Komponenten als Ursache chronischer Schmerzen und vorzeitigem Prothesenversagen bei Knieendoprothesen. Der Orthopäde 32(6):469–476
9. **Sharkey PF**, Hozack WJ, Rothmann RH, Shastri S, Jacoby SM (2002) Why Are Total Knee Arthroplasties Failing Today? Clin. Orthop. Relat. Res. (404):7–13
10. **Skolnick MD**, Coventry MB, Ilstrup DM (1976) Geometric total knee arthroplasty. A two-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am 58(6):749–753
11. **Lotke PA**, Ecker ML (1977) Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. J Bone Joint Surg Am 59(1):77–79
12. **Coventry M** (1979) Two-Part Total Knee Arthroplasty: Evaluation and Present Status. Clin. Orthop. (145):29–36
13. **Hu HGA**, Walker PS (1989) Effect of Knee Component Alignment on Tibial Load Distribution With Clinical Correlation. Clin. Orthop. (248):135–144
14. **Green GV**, Berend KR, Berend ME (2002) The Effects of Varus Tibial Alignment on Proximal Tibial Surface Strain in Total Knee Arthroplasty. The Journal of Arthroplasty(17):1033–1039

15. **Mochizuki RM**, Schurmann DJ (1979) Patellar complications following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* (61):879–883
16. **Lang J**, Wachsmuth W, Lanz Tv (2004) Bein und Statik. Sonderausgabe der 1972 erschienenen 2. Auflage. *Klassiker der Medizin*, Bd. 1, Teil 4. Springer, Berlin
17. **Frick H**, Leonhardt H, Starck D (1980) *Allgemeine Anatomie*, 2-te Ausgabe. Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie, Band 1, Stuttgart
18. **Weber E**, Weber W (1836) *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: Eine anatomisch-physiologische Untersuchung*. Dieterichsche Buchhandlung, Göttingen
19. **Langer K** (1858) Das Kniegelenk des Menschen: Dritter Beitrag zur vergleichenden Anatomie und Mechanik der Gelenke. Vorgetragen in der Sitzung vom 8. Juli 1858. In: *Sitzungsberichte der Kaiserlichen Akademie der Wissenschaften in Wien*. Aus der K. K. Hof- und Staatsdruckerei, Wien, pp 99–142
20. **Bougnion E** (1892) *Le Mécanisme du Genou*. Dissertation, Universität Lausanne
21. **Zuppinger H** (1904) Die aktive Beinflexion im unbelasteten Kniegelenk. Habilitationsschrift, Universität Zürich
22. **Reuleaux F** (1875) *Theoretische Kinematik: Grundzüge einer Theorie des Maschinenwesens*. F. Vieweg und Sohn
23. **Strasser H** (1917) *Lehrbuch der Muskel und Gelenkmechanik: Teil untere Extremität*, Band III. Springer, Berlin
24. **Huson A** (1974) Biomechanik des Kniegelenkes. *Orthopäde* (3):119–126
25. **Nietert M** (1975) Untersuchungen zur Kinematik des menschlichen Kniegelenkes im Hinblick auf ihre Approximation in der Prothetik. Dissertation, Technische Universität Berlin
26. **Menschik A** (1974) Mechanik des Kniegelenkes: 1. Teil. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* (112):481–495
27. **Menschik A** (1975) Die Kinematik des Kniegelenkes und Hinweise auf den allgemeinen gesetzmäßigen Aufbau der Wirbeltiergelenke. *Hefte Unfallheilkunde* (126):212–220
28. **Menschik A** (1981) Einführung in die Kinematik des Kniegelenkes unter Berücksichtigung allgemeiner Gesichtspunkte. *Akt Probl Chir Orthop* (15):10–18
29. **Fischer O** (1907) Beugung und Streckung des Kniegelenkes. In: *Die wissenschaftliche Sammlung naturwissenschaftlicher und mathematischer Monographien*, Band 18: Kinematik organischer Gelenke, Braunschweig, pp 165–199
30. **Knese KH** (1950) Kinematik des Kniegelenkes. *Z Anat Entw Gesch* (115):287–322

31. **Meyer H von** (1853) Die Mechanik des Kniegelenkes. Arch Anatol Physiol Wiss Med: 497–547
32. **Brantigan OC**, Voshell A (1941) The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. J Bone Joint Surg Br(23):44–66
33. **Blankevoort L**, Huiskes R, deLange A (1988) The envelope of passive knee joint motion. J Biomech (21):705–720
34. **Hollister AM**, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG (1993) The axes of rotation of the knee. Clinical orthopaedics and related research(290):259–268
35. **Stiehl JB**, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA (1995) Fluoroscopic Analysis of Kinematics After Posterior-Cruciate-Retaining Knee Arthroplasty. J Bone Joint Surg Br (77):884–889
36. **Pinskerova V**, Iwaki H, Freeman MA (2000) The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. Orthopäde 29 Suppl 1:3-5
37. **Martelli S**, Pinskerova V (2002) The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. J Bone Joint Surg Br 84 (4):607–613
38. **Iwaki H**, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. J Bone Joint Surg Br 82 (8):1189–1195
39. **Todo S**, Kadoya Y, Moilanen T, Kobayashi A, Yamano Y, Iwaki H, Freeman MA (1999) Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion. Clin. Orthop. Relat. Res. (362):162–170
40. **Kaarholm J**, Brandsson S, Freeman MAR (2000) Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA. J Bone Joint Surg Br (82):1201–1203
41. **Asano T**, Akagi M, Tanaka K, Tamura J, Nakamura T (2001) In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique. Clin. Orthop. Relat. Res. (388):157–166
42. **Harman MK**, Markowich GD, Banks SA, Hodge WA (1998) Wear patterns on tibial plateaus from varus and valgus osteoarthritic knees. Clin. Orthop. (352):149–158
43. **Banks SA**, Markowich GD, Hodge WA (1997) In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. J Arthroplasty (12):297–304
44. **Banks SA**, Markowich GD, Hodge WA (1997) The mechanics of knee replacement during gait: In vivo fluoroscopic analysis of two designs. Am J Knee Surg (10):261–267
45. **Schroeder-Boersch H** (2001) Gelenkmechanik und das Design moderner Knieprothesen--Zeit zum Umdenken!. Z Orthop Ihre Grenzgeb 139(1):3–7

46. **Yoshioka Y**, Siu D, Cooke TD (1987) The anatomy and functional axes of the femur. *The Journal of bone and joint surgery* 69(6):873–880
47. **Churchill DL**, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD (1998) The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical orthopaedics and related research* (356):111–118
48. **Luo C** (2004) Reference axes for reconstruction of the knee. *The Knee* (11):251–257
49. **Victor J** (2009) Rational alignment of the distal femur: A literature review. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* (95):365–372
50. **Victor J**, van Doninck D, Labey L, van Glabbeek F, Parizel PM, Bellemans J (2009) A common reference frame for describing rotation of the distal femur. *J Bone Joint Surg Br* (91-B):683–690
51. **Mantas JP**, Bloebaum RD, Skedros JG, Hofmann AA (1992) Implications of reference axis used for rotational alignment of the femoral component in primary and revision knee arthroplasty. *Journal of arthroplasty* (7):531–535
52. **Berger RA**, Rubash HE, Seel MJ, Thompsom WH, Crossett LS (1993) Determining the Rotational Alignment of the Femoral Component in Total Knee Arthroplasty Using the Epicondylar Axis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (286):40–47
53. **Arima J**, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE (1995) Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note. *The Journal of bone and joint surgery* 77(9):1331–1334
54. **Whiteside LA**, Arima J (1995) The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* (321):168–172
55. **Laskin RS** (1995) Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 10(5):657–660
56. **Dorr LD**, Boiardo RA (1986) Technical Considerations in Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (205):5–11
57. **Freeman MAR**, Todd RC, Bamert P, Day WH (1978) ICHL Arthroplasty of the Knee: 1968 - 1977. *J Bone Joint Surg Br* (60-B):339–344
58. **Poilvache PL**, Insall JN, Scuderi GR, Font-Rodriguez DE (1996) Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* (331):35–46
59. **Griffin FM**, Insall JN, Scuderi GR (1998) The Posterior Condylar Angle in Osteoarthritic Knees. *J Arthroplasty* 13(7):812–815
60. **Nagamine R**, Miura H, Inoue Y, Urabe K, Okamoto YNM, Iwamoto Y (1998) Reliability of the anteroposterior axis and the posterior condylar axis for determining rotational

- alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *Journal of orthopaedic Science* (3):194–198
61. **Matsuda S**, Matsuda H, Tomoyuki M, Sasaki K, Iwamoto Y, Miura H (1998) Femoral Condyle Geometry in Normal and Varus Knee. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (349):183–188
 62. **Akagi M**, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, Nakamura T (1999) Effect of Rotational Alignment on Patellar Tracking in Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (366):155–163
 63. **Griffin FM**, Math K, Scuderi GR, Insall JN, Poilvache PL (2000) Anatomy of the Epicondyles of the Distal Femur. *J Arthroplasty* 15(3):354–359
 64. **Yoshino N**, Takai S, Ohtsuki Y, Hirasawa Y (2001) Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 16(4):493–497
 65. **Akagi M**, Yamashita E, Nakagawa T, Asano T, Nakamura T (2001) Relationship between frontal knee alignment and reference axes in the distal femur. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (388):147–156
 66. **Asano T**, Akagi M, Nakamura T (2005) The Functional Flexion-Extension Axis of the Knee Corresponds to the Surgical Epicondylar Axis. *J Arthroplasty* 20(8):1060–1067
 67. **Eckhoff D**, Hogan C, DiMatteo L, Robinson M, Bach J (2007) Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. *Clinical orthopaedics and related research* 461:238–244
 68. **Lustig S**, Lavoie F, Si Selmi TA, Servien E, Neyret P (2009) Relationship between the surgical epicondylar axis and the articular surface of the distal femur: an anatomic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (16):674–682
 69. **Insall JN**, Ranawat CS, Scott WN, Walker P (1976) Total Condylar Knee Replacement: Preliminary Report. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (120):149–154
 70. **Romero J**, Stähelin T, Wyss T, Hofmann S (2003) Die Bedeutung der axialen Rotationsausrichtung der Knieprothesenkomponenten (Significance of axial rotation alignment of components of knee prostheses). *Orthopäde* 32(6):461–468
 71. **Winemaker MJ** (2002) Perfect Balance in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* 17(17):2–10
 72. **Olcott CW**, Scott RD (1999) The Ranawat Award. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (367):39–42
 73. **Olcott CW**, Scott RD (2000) A comparison of 4 intraoperative methods to determine femoral component rotation during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15(1):22–26

74. **Katz MA**, Beck TD, Silber JS, Seldes RM, Lotke PA (2001) Determining femoral rotational alignment in total knee arthroplasty: reliability of techniques. *The Journal of arthroplasty* 16(3):301–305
75. **Jerosch J**, Peucker E, Philipps B, Filler T (2002) Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10(3):194–197
76. **Jenny JY**, Boeri C (2004) Low reproducibility of the intra-operative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement. *Acta orthopaedica Scandinavica* 75(1):74–77
77. **Yau WP**, Leung A, Chiu KY, Tang WM, Ng TP (2005) Intraobserver errors in obtaining visually selected anatomic landmarks during registration process in nonimage-based navigation-assisted total knee arthroplasty: a cadaveric experiment. *J Arthroplasty* 20(5):591–601
78. **Siston RA**, Patel JJ, Goodman SB, Delp SL, Giori NJ (2005) The variability of femoral rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 87(10):2276–2280
79. **Matziolis G**, Krockner D, Tohtz S, Perka C (2006) Varianz der Epikondylenerfassung bei der navigierten Knieendoprothesenimplantation. *Orthopäde* 35(8):848–852
80. **Boldt JG**, Stiehl JB, Munzinger U, Beverland D, Keblish PA (2006) Femoral component rotation in mobile-bearing total knee arthroplasty. *Knee* (13):284–289
81. **Middleton FR**, Palmer SH (2007) How accurate is Whiteside’s line as a reference axis in total knee arthroplasty? *Knee* (14):204–207
82. **Yau WP**, Chiu KY, Tang WM (2007) How precise is the determination of rotational alignment of the femoral prosthesis in total knee arthroplasty: an in vivo study. *J Arthroplasty* 22(7):1042–1048
83. **Siston RA**, Cromie MJ, Gold GE, Goodman SB, Delp SL, Maloney WJ, Giori NJ (2008) Averaging different alignment axes improves femoral rotational alignment in computer-navigated total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 90(10):2098–2104
84. **Heesterbeek PFC**, Jacobs WCH, Wymenga AB (2009) Effects of the Balanced Gap Technique on Femoral Rotation in TKA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (467):1015–1022
85. **Moon Y**, Seo J-, Lim S-, Yang J- (2010) Variability in Femoral Component Rotation Reference Axes Measured During Navigation-Assisted Total Knee Arthroplasty Using Gap-Technique. *The Journal of arthroplasty* (25):238–242
86. **Bryan RS**, Rand JA (1982) Revision Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop.* (170):116–122
87. **Insall JN**, Dethmers DA (1982) Revision of Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 170):123–130

88. **Insall JN**, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA (1985) Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (192):13–22
89. **Clayton ML**, Thirupathi R (1982) Patellar Complications after Total Condylar Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (170):152–155
90. **Figgie HE**, Heiple KG, Moller Hs, Gordon NH (1986) The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patient with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* (68):1035–1040
91. **NHS Scotland**, Scottish Arthroplasty Project: Annual Report 2009
92. **Rand JA**, Trousdale RT, Ilstrup DM, Harmsen WS (2003) Factors Affecting The Durability of Primary Total Knee Prostheses. *J Bone Joint Surg Am*(85-A):259–265
93. **Berry D**, Rand JA (1993) Isolated Patellar Component Revision of Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (286):110–115
94. **Rhoads DD**, Noble PC, Reuben JD, Tullos HS (1993) The effect of femoral component position on the kinematics of total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (286):122–129
95. **Wasielewski RC**, Galante JO, Leighty RM, Natarajan RN, Rosenberg AG (1994) Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (299):31–43
96. **Anouchi YS**, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT (1993) The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clinical orthopaedics and related research* (287):170–177
97. **Singerman R**, Pagan HD, Peyser AB, Goldberg VM (1997) Effect of femoral component rotation and patellar design on patellar forces. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (334):345–353
98. **Miller MC**, Berger RA, Petrella AJ, Karmas A, Rubash HE (2001) Optimizing femoral component rotation in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (392):38–45
99. **Romero J**, Duronio JF, Sohrabi A, Alexander N (2002) Varus and Valgus Flexion Laxity of Total Knee Alignment Methods in Loaded Cadaveric Knees. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (394):243–253
100. **Berger RA**, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* (356):144–153
101. **Barrack RL**, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L (2001) Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* (392):46–55

102. **Kienapfel H**, Springorum H, Ziegler A, Klose K, Georg C, Griss P (2003) Der Einfluss der Femur- und Tibiakomponentenrotation auf das patellofemorale Versagen beim künstlichen Kniegelenkersatz. *Orthopäde* 32(4):312–318
103. **Kessler O**, Patil S, Colwell CW, D'Lima DD (2008) The effect of femoral component malrotation on patellar biomechanics. *Journal of biomechanics* 41(16):3332–3339
104. **Insall JN**, Scuderi GR, Komistek RD, Math K, Dennis DA, Anderson DT (2002) Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment. *Clinical orthopaedics and related research* (403):143–152
105. **Graichen H**, Strauch M, Katzhammer T, Zichner L, von Eisenhart-Rothe R (2007) Ligamentäre Instabilität bei Knie-TEP - Ursachenanalyse. *Orthopäde* 36(7):650, 652-6
106. **Jeffery RS**, Morris RW, Denham RA (1991) Coronal alignment after total knee replacement. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 73(5):709–714
107. **Bäthis H**, Shafizadeh S, Paffrath T, Simanski C, Grifka J, Lüring C (2006) Sind navigierte Knieendoprothesen tatsächlich präziser implantiert? Eine Metaanalyse vergleichender Studien. *Orthopäde* 35(10):1056–1065
108. **Ranawat CS**, Shine J (1973) Duo-Condylar Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1973(94):185–195
109. **Ryd L**, Kärrholm J, Aglvin P (1997) Knee scoring systems in gonarthrosis. *Acta Orthop Scand* 68(1):41–45
110. **GBE-Bund** Gesundheit in Deutschland 2006: Gesundheitsberichterstattung des Bundes. http://www.gbebund.de/gbe10/abrechnung.prc_abr_test_logon?p_uid=gastg&p_aid=&p_knoten=FID&p_sprache=D&p_suchstring=10412:Rheuma. Accessed 16 October 2010
111. **van Saase J**, van Romunde L, Cats E (1989) Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey.: Comparison of radiological osteoarthritis in a dutch population with that in 10 other populations. *Ann Rheum Dis* (48):271–280
112. **Groß A**, Fickert D, Günther K (2005) Übergewicht und Arthrose. *Orthopäde* 34(7):638–644
113. **Anderson JJ.**, Felson DT (1988) Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national Health and Nutrition Examination Survey (HANES I):. Evidence for an association with overweight, race, and physical demands on work. *Am J Epidemiol* (128):179–189
114. **Bagge E**, Bjelle A, Svanorg A (1991) Factors associated with radiographic osteoarthritis: results from the population study 70-year-old people in Goteborg. *J Rheumatol* (18):1218–1222
115. **Coggon D**, Reading I, Croft P, McLaren M, Barrett DCC (2001) Knee osteoarthritis and obesity. *Int J Obes Relat Metab Disord* (25):622–627

116. **Felson DT**, Zhang Y, Hannan MT, Naimark A, Weissmann B, Aliabadi P, Levy D (1997) Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Study. *Arthritis Rheum* (40):728–733
117. **Oliveria SA**, Felson DT, Reed JI, Walker AM (1999) Body weight, body mass index and incident symptomatic osteoarthritis of the hand, hip and knee. *Epidemiology* (10):161–166
118. **Swoboda B** (2001) Aspekte der epidemiologischen Arthroseforschung. *Orthopäde* (11):834–840
119. **Benecke A**, Vogel H (2005) Übergewicht und Adipositas. Gesundheitsberichterstattung des Bundes, 16. Robert Koch-Institut, Berlin
120. **Bäthis H**, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J (2003) CT-basierte und CT-freie Navigation in der Knieendoprothetik. Ergebnisse einer prospektiven Studie. *Unfallchirurg* 106(11):935–940
121. **Bertsch C**, Holz U, Konrad G, Vakili A, Oberst M (2007) Klinische und radiologische Ergebnisse nach navigierter Knieendoprothetik. Analyse einer kontrollierten und prospektiven Studie im Vergleich zur konventionellen Implantationstechnik. *Orthopäde* 36(8):739–745.
122. **Mielke RK**, Clemens U, Jens JH, Kershally S (2001) Navigation in der Knieendoprothetik--vorläufige klinische Erfahrungen und prospektiv vergleichende Studie gegenüber konventioneller Implantationstechnik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 139(2):109–116
123. **Bonutti PM**, Dethmers D, Ulrich SD, Seyler TM, Mont MA (2008) Computer navigation-assisted versus minimally invasive TKA: benefits and drawbacks. *Clinical orthopaedics and related research* 466(11):2756–2762
124. **Chin PL**, Yang KY, Yeo SJ, Lo NN (2005) Randomized control trial comparing radiographic total knee arthroplasty implant placement using computer navigation versus conventional technique. *The Journal of arthroplasty* 20(5):618–626
125. **Hart R**, Janecek M, Cizmár I, Stipcák V, Kucera B, Filan P (2006) Minimal-invasive und navigierte implantation von knietotalendoprothesen: radiologische analyse und frühe klinische ergebnisse. *Orthopäde* 35(5):552–557
126. **Matziolis G**, Krockner D, Weiss U, Tohtz S, Perka C (2007) 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* 89(2):236–243
127. **Pietsch M**, Djahani O, Hofmann S (2007) Die minimal-invasive Mini-Midvastus-Incision-Technik als Standard in der Knieendoprothetik. *Orthopäde* 36(12):1120–1128
128. **Boerger TO**, Aglietti P, Mondanelli N, Sensi L (2005) Mini-Subvastus versus Medial Parapatellar Approach in Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.*(440):82–87

129. **Claus A**, Asche G, Brade J, Bosing-Schwenkglens M, Horchler H, Müller-Färber J, Schumm W, Weise K, Scharf H (2006) Identifizierung von Risikofaktoren postoperativer Komplikationen in der primären Knieendoprothetik. *Unfallchirurg* 1(12):5–12
130. **Tenholder M**, Clark HD, Scuderi GR (2005) Minimal-Incision Total Knee Arthroplasty: The early Clinical Experience. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (440):67–78
131. **Malkani AL**, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL (1995) Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* (77):423–431
132. **Berger RA**, Rosenberg AG, Barden RM, Sheinkop MB, Jacobs JJ, Galante JO (2001) Long-Term Followup of the Miller-Galante Total Knee Replacement. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (388):58–67
133. **Kladny B**, Albrecht C, Haase I, Swoboda B (2002) Ergebnisevaluation der stationären Rehabilitation nach Knieendoprothetik mit dem HSS-Score. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (140):37–41
134. **Ma H**, Lu Y-, Ho F-, Huang C- (2005) Long-Term Results of Total Condylar Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* 20(5):580–584
135. **Song EK**, Song JKYTR, Park SJ, Cho SG, Yim JH (2007) Comparative Study of Stability After Total Knee Arthroplasties Between Navigation System and Conventional Techniques. *J Arthroplasty* (8):1107–1111
136. **Seon JK**, Song EK, Park SJ, Lee D- (2010) The Use of Navigation to Obtain Rectangular Flexion and Extension Gaps During Primary Total Knee Arthroplasty and Midterm Clinical Results. *J Arthroplasty* (Article in Press). doi:10.1016/j.arth.2010.04.030
137. **Choi WC**, Lee S, Seong SC, Jung JH, Lee M (2010) Comparison Between Standard and High-Flexion Posterior-Stabilized Rotating-Platform Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 92-A (16):1–9
138. **Yau WP**, Chiu KY, Zuo JL, Tang WM, Ng TP (2008) Computer navigation did not improve alignment in a lower-volume total knee practice. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 466(4):935–945
139. **Olcott CW**, Scott RD (2000) Determining proper femoral component rotational alignment during total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 13(3):166–168
140. **Lüring C**, Perlick L, Tingart M, Bähis H, Grifka J (2006) Fortschritte im Weichteilmanagement in der Knieendoprothetik. Einsatz von bildfreien Navigationssystemen. *Orthopäde* 35(10):1066–1072
141. **Luring C**, Hüfner T, Kendoff D, Perlick L, Bähis H, Grifka J, Krettek C (2006) Eversion or subluxation of patella in soft tissue balancing of total knee arthroplasty? Results of a cadaver experiment. *The Knee* 13(1):15–18

142. **Lüring C**, Tingart M, Beckmann J, Perlick L, Grifka J (2007) Minimal-invasive Knieendoprothetik und Navigation - eine sinnvolle Kombination?. Orthopäde 36(12):1143–1148
143. **Bullinger M** (2000) Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität mit dem SF-36-Health Survey. Bundesgesundheitsblatt(43):190–197
144. **Busija L**, Osborne RH, Nilsson A, Buchbinder R, Roos EV (2008) Magnitude and meaningfulness of change in SF-36 scores in four types of orthopedics surgery. Health and Quality of life Outcomes(6)

8. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abb. 1: Mögliche Drehachse des Kniegelenkes nach Strasser	4
Abb. 2: Gangpol und Rastpolkurve mit Scheitelkrümmungsradien nach Menschik	5
Abb. 3: Rotationsachsen in unterschiedlichen Schnittebenen	7
Abb. 4: Die Rotationsachsen des Kniegelenkes	8
Abb. 5: CT-Typen des medialen Femurkondylus nach Akagi	11
Abb. 6: Box-Plot Diagramm der Ergebnisse von Yau	16
Abb. 7: Schema der asymmetrischen Beugespalttypen nach Hofmann	21
Abb. 8: Schema des Minibandspanners	27
Abb. 9: Grafische Darstellung der berechneten fFRA	31
Abb. 10: CT-Bilder mit korrekter Ausrichtung (mit und ohne medialen Sulkus)	31
Abb. 11: CT-Bilder Femurkomponente innen- und außenrotiert	32
Abb. 12: Patientenströme der Studie	35
Abb. 13: Geschlechtsverhältnis und Seitenverhältnis der operierten Patienten	36
Abb. 14: Alterverteilung der Patienten	36
Abb. 15: Patientengröße	37
Abb. 16: Gewichtsverteilung	37
Abb. 17: BMI-Verteilung	38
Abb. 18: Patienten in BMI-Klassen nach WHO	38
Abb. 19: Länge des stationären Aufenthaltes postoperativ in Tagen	39
Abb. 20: Op-Dauer in Minuten	39
Abb. 21: Intraoperative Beinachse	40
Abb. 22: Blutverlust im Cellsaver	40
Abb. 23: Menge des zurückgegebenen Cellsaver-Blutes	41
Abb. 24: Blutverlust in den Redon-Drainagen	41
Abb. 25: Box-Plot Diagramm HSS-Score	43
Abb. 26: HSS-Score in Klassen U1 – U4	44
Abb. 27: Punktmatrix der Korrelation Rotation und HSS-Score	45
Abb. 28: Abweichungen der Femurprothese von der CT-Achse	46
Abb. 29: Box-Plot Diagramm der Ergebnisse	47
Abb. 30: Standardabweichung und Range der Fehler	48
Abb. 31: Abweichungen der Epikondylen von der CT-Achse	48
Abb. 32: Abweichungen der Whiteside-line von der CT-Achse	49
Abb. 33: Abweichungen der dorsalen Kondylen von der CT-Achse	50
Abb. 34: Abweichungen des Beugespaltes von der CT-Achse	50
Abb. 35: Abweichungen der funktionellen Femurrotationsachse von der CT-Achse	51
Tab. 1: MW, SD, Median, Minimum und Maximum der gemessenen Werte	47
Tab. 2: Wahrscheinlichkeiten einer korrekten Prothesenpositionierung	52
Tab. 3: Statistik der absoluten Abweichungen von der CT-Achse	52
Tab. 4: p-Werte des einseitigen Mann-Whitney U-Test	53

9. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
AG	Aktiengesellschaft
AP	Whiteside-Line
AR	Außenrotation
BQS	Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung
ca.	zirka
CT	Computertomografie
etc.	et cetera
evtl.	eventuell
FA	Firma
fFRA	funktionelle Femurrotationsachse
ggf.	gegebenenfalls
Hg	Quecksilber
HSS	Hospital for Special Surgery
i.d.R.	in der Regel
IR	Innenrotation
M.	Morbus
MIS	Minimal Invasive Surgery
ml	Milliliter
MRT	Magnetresonanztomografie
mSv	Milisivert
N	Newton
PCL	Posteriore Kondylen Linie
Rr.	Rami
s.o.	siehe oben
SD	Standardabweichung
SF 36	Short Form 36
sog.	sogenannt
TEA	Transepikondyläre Achse
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel

10. Danksagungen

Zunächst möchte ich mich besonders bei Herrn Dr. med. Bönicke, bis Juni 2010 Chefarzt der Klinik für Chirurgie und Orthopädie der HELIOS-Klinik Bad Gandersheim, für die Initiierung und die intensive Unterstützung der Arbeit bedanken. Ein weiterer Dank geht an Herrn PD Dr. med Matziolis für die Betreuung und die Beratung dieser Promotion.

Dem OP-Personal sowie den MTRA´s der HELIOS-Klinik Bad Gandersheim danke ich für ihre Mitarbeit und die freiwillige zusätzliche Arbeit. Ich habe von allen viel Unterstützung und ein absolut problemlose Zusammenarbeit erlebt. Vielen Dank.

Besonderer Dank gebührt jedoch meiner geliebten Frau Kerstin. Sie hatte die Hauptlast meiner Auf- und Ab´s im Verlauf der Promotion zu tragen und hat mich immer unterstützt und motiviert. Ohne Sie wäre diese Arbeit nicht beendet worden.

11. Lebenslauf

Der Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version der Arbeit nicht mit veröffentlicht.