

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

Direktor: Prof. Dr. med. A. Seekamp
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian – Albrechts-Universität zu Kiel

Assoziationen zwischen der präoperativen nativradiologischen
Achsdeformität und Subluxation auf die gesundheitsbezogene
Lebensqualität nach endoprothetischem Ersatz des
Kniegelenks

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

Tobias Heinrich
aus München

Kiel 2017

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Thoralf Randolph Liebs,
Inselspital, Universitätsspital Bern

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Sebastian Lippross,
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

Tag der mündlichen Prüfung: 13.06.2019

Zum Druck genehmigt: Kiel, den 14.04.2019

gez.: Prof. Dr. Johann Roider
(Vorsitzender der Prüfungskommission)

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis.....	III
1 Einleitung.....	1
1.1 Endoprothetik des Kniegelenks.....	3
1.1.1 Prothesendesign	3
1.1.2 Verankerungstechniken	5
1.1.3 Werkstoffe.....	6
1.1.4 Operationserfolg.....	6
1.2 Fragestellung.....	6
2 Patienten und Methoden	9
2.1 Western Ontario McMasters Universities Arthrose Index	9
2.2 Röntgenaufnahmen.....	11
2.2.1 Anfertigung.....	11
2.2.2 Digitalisierung und Vermessung	11
2.2.3 Definition und Nomenklatur der Messpunkte	12
2.3 Überlegungen zur Winkelmessung.....	16
2.3.1 FS-TS als Näherungswert des HKA	17
2.3.2 Bestimmung des FS-TS	19
2.3.2.1 Bestimmung der Schaftachsen anhand der Diaphysenmittellinien oder anhand zentraler Punkte Im Kniegelenk?	21
2.3.2.2 Wahl des proximalen femoralen und des distalen tibialen Messpunktes sowie Wahl der Länge der Schaftachse.....	24
2.3.2.3 Messung anhand eines oder zweier zentraler Punkte im Kniegelenk?	27
2.3.2.4 Messpunkte im Kniegelenk	32
2.3.3 Offsetkorrektur	36
2.4 Überlegungen zur Subluxation.....	40
2.5 Berechnungen	41
2.5.1 Berechnung von Mittelpunkten.....	42
2.5.2 Berechnung des FS-TS	42
2.5.3 Prüfung der FS-TS auf varische oder valgische Ausrichtung	44
2.5.4 Berechnung der Seite der Beine	44
2.5.5 Prüfung der Ausrichtung der FS-TS.....	45
2.5.6 Logische Verknüpfung der errechneten Informationen	46

2.5.7	Korrektur des FS-TS um das femorale Offset	47
2.5.8	Berechnung des Messwertes der Subluxation	47
2.6	Ausschluss übermäßig rotierter Beine.....	49
2.6.1	Abmessung der Rotation des Femurs	50
2.6.2	Abmessung der Rotation der Tibia	52
2.6.3	Festlegung der Ausschlussgrenzen	54
2.6.4	Ergebnisse des Ausschlusses	55
2.7	Test auf die Güte unserer Messung des FS-TS	55
2.8	Gruppeneinteilung.....	57
2.9	Statistische Auswertung	58
3	Ergebnisse.....	61
3.1	Beschreibung des Patientenkollektivs	61
3.2	Häufigkeitsverteilung der HKA	61
3.3	Einteilung der Patienten in Gruppen nach HKA	63
3.4	Statistischer Zusammenhang zwischen HKA und WOMAC-Score.....	64
3.5	Häufigkeitsverteilung der Subluxation	67
3.6	Einteilung der Patienten in Gruppen nach Subluxation	68
3.7	statistischer Zusammenhang zwischen Subluxation und WOMAC-Score	68
4	Diskussion.....	72
4.1	Bedeutung dieser Arbeit.....	72
4.2	Was gezeigt werden konnte.....	72
4.3	Einschränkungen	76
4.4	Stärken dieser Arbeit.....	79
4.5	Schlussfolgerung.....	82
5	Zusammenfassung	83
6	Literaturverzeichnis.....	85
7	Anhang	90
7.1	Abbildungsverzeichnis	90
7.2	Tabellenverzeichnis	91
7.3	WOMAC-Arthroseindex	92
7.4	E-Mail an Frau Dr. Sheehy und ihre Antwort	95
7.5	Beispiele für aufgrund der Rotation von Tibia und Femur ausgeschlossenen Aufnahmen...97	
7.6	Tabellen und Histogramme.....	100
8	Danksagung	109

Abkürzungsverzeichnis

WOMAC:	Western Ontario McMasters Universities Arthrose Index
FS-TS:	Femoral Shaft – Tibial Shaft Angle
$M_{\alpha\beta}$:	Mittelpunkt der Punkte P_{α} und P_{β}
P1 bis P34 :	Punkt 1 bis Punkt 34
x_1 bis x_{34} :	x-Koordinate des Punktes P1 bis P34
$xM_{\alpha\beta}$:	x-Koordinate des Mittelpunktes $M_{\alpha\beta}$
y_1 bis y_{34} :	y-Koordinate des Punktes P1 bis P34
$yM_{\alpha\beta}$:	y-Koordinate des Mittelpunktes $M_{\alpha\beta}$
MCID:	minimal clinically important difference
SD:	Standardabweichung
KI:	Konfidenzintervall

1 Einleitung

Die Arthrose ist die weltweit häufigste Gelenkerkrankung des erwachsenen Menschen, wobei vor allem die Knie-, Hüft- und Schultergelenke sowie die Finger- und Wirbelgelenke von der Erkrankung betroffen sind.(1) Am häufigsten tritt die Arthrose am Kniegelenk auf und wird dann Gonarthrose genannt.(2) Für die Gonarthrose werden in der Literatur Prävalenzen von 3,6% bis 36% und Inzidenzen von 45 bis 1920 pro 10⁵ Personenjahre angegeben.(3) Die große Schwankungsbreiten dieser Werte werden dadurch erklärt, dass sich die verschiedenen Studien unter anderem in Bezug auf Methodik, Falldefinition, Fallerfassung und Fallabgrenzung stark voneinander unterscheiden.(1) Auch wenn demzufolge die wahre Häufigkeit der Gonarthrose in der Bevölkerung nur schwer abzuschätzen ist, ist es dennoch offensichtlich, dass die Gonarthrose einen großen Teil der Bevölkerung betrifft. In Zukunft ist aufgrund des demografischen Wandels und des gehäuften Auftretens der Gonarthrose im Alter sogar noch mit einer Steigerung dieser Werte zu rechnen.

Auch die finanzielle Bedeutung der Arthrose für das Gesundheitssystem ist beachtlich: Im Jahr 2008 wurden in Deutschland 7,62 Milliarden Euro zur Behandlung der Arthrose aufgewendet, dies entspricht einer Steigerung der Ausgaben um 7% gegenüber dem Jahr 2002.(1) Zu diesen direkten Kosten kommen natürlich auch noch die indirekten Kosten in Form von Arbeitsunfähigkeit, Invalidität und Frühberentungen, welche die Arthrose auch zu einem gesellschaftlichen Problem machen. Beispielsweise wurden im Jahre 2011 252.573 Arbeitnehmer aufgrund einer Arthrose als arbeitsunfähig gemeldet, darunter 114.975 wegen einer Gonarthrose.(1)

Für den betroffenen Menschen bedeutet das Erkranken an einer Arthrose aufgrund der chronischen und sich aggravierenden Natur diese Erkrankung ein Leben mit im Verlauf zunehmenden Beschwerden. Im Vordergrund stehen hierbei Schmerzen und Einschränkungen der Beweglichkeit mit daraus resultierender deutlicher Abnahme der Lebensqualität. Dies kann dazu führen, dass Freizeitbetätigungen nicht mehr in gewohnter Form wahrgenommen werden können, dass Arbeiten im Haushalt nur noch bedingt durchführbar sind und auch, dass das Arbeitsleben schwerwiegenden Veränderungen unterworfen sein kann mit eventuellem Zwang zur Aufgabe der Betätigung und Inanspruchnahme von Frühberentungen. Schwere Verlaufsformen der Arthrose können sogar

zum Verlust der Selbständigkeit führen. Diese Veränderungen der gewohnten Lebensstruktur können natürlich auch sekundär zu erheblichen Einschränkungen im sozialen Leben und zur Desintegration aus der Gesellschaft führen mit den daraus resultierenden negativen Auswirkungen auch auf die Psyche.

All dies führt bei den betroffenen Menschen, insbesondere in fortgeschrittenen Stadien, häufig zu einem ausgeprägten Behandlungswunsch mit einer hohen Bereitschaft zur Inanspruchnahme der angebotenen Therapiemaßnahmen, inklusive invasiver Therapieformen und letztendlich auch Operationen, wie der Versorgung mit künstlichen Gelenken.

Die Heilung der Arthrose ist heutzutage noch nicht möglich. Die Leitlinien zur Behandlung der Gonarthrose, herausgegeben von der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie mit dem Berufsverband der Ärzte für Orthopädie und Traumatologie(2) definieren folgende Therapieziele:

1. Schmerzlinderung
2. Verbesserung der Lebensqualität
3. Verbesserung der Beweglichkeit
4. Verbesserung der Gehleistung
5. Verzögerung des Fortschreitens der Arthrose.

Um diese Ziele zu erreichen steht heutzutage eine Reihe therapeutischer Maßnahmen zur Verfügung. Diese bestehen z.B. aus nicht-medikamentösen Maßnahmen, antiphlogistischer und analgetischer Pharmakotherapie angelehnt an das WHO-Schema, intraartikulären Injektionen von Glucocorticoiden, sowie therapeutischen Arthroskopien.

Wenn eine Achsfehlstellung zwischen Ober- und Unterschenkel als Ursache des Krankheitsprozesses anzusehen ist, können auch operative Korrekturmaßnahmen (Umstellungsosteotomien) zum Einsatz kommen.(4)

In letzter Zeit werden auch neue Therapiemethoden angeboten, die auf der Stimulation des Knorpelwachstums beruhen oder auf der Transplantation von autologem Knorpelmaterial.(1) Leider sind die langfristigen Ergebnisse dieser Behandlungsverfahren noch enttäuschend.

Wenn bei klinisch und radiologisch manifester Gonarthrose trotz umfassender Ausschöpfung dieser therapeutischer Maßnahmen eine Besserung ausbleibt und die Schmerzen persistieren, ist bei entsprechendem Leidensdruck die Indikation zur Implantation einer Kniegelenksendoprothese gegeben.(4)

1.1 Endoprothetik des Kniegelenks

Die endoprothetische Versorgung des Kniegelenks stellt den Goldstandard in der Versorgung der fortgeschrittenen Gonarthrose dar. Mit 160.000 Operationen pro Jahr und steigender Tendenz ist sie einer der am häufigsten durchgeführten orthopädischen und unfallchirurgischen Eingriffe.(4)

1.1.1 Prothesendesign

Kniegelenksendoprothesen lassen sich grundsätzlich nach diversen Aspekten unterscheiden. Häufig werden die Prothesen danach unterschieden, welcher Anteil des Kniegelenks ersetzt wird und in welchem Ausmaß die Prothese eine stabilisierende Funktion übernimmt (Kopplungsgrad). Die Wahl des Prothesentyps hängt also stets davon ab, in welchem Bereich der Gelenkknorpel beschädigt ist, und welche stabilisierende Wirkung der existierenden Band-, Muskel- und Gelenkapparat noch gewährleisten kann. Es wird üblicherweise zwischen folgenden Varianten unterschieden:

- 1) Der unikondyläre Gelenkersatz (Schlittenprothese)
- 2) Der ungekoppelte bikondyläre Gelenkersatz
- 3) Die teilgekoppelte Prothese
- 4) Die achsgeführte Prothese

Eine unikondyläre Schlittenprothese kann implantiert werden, wenn ausschließlich das mediale oder das laterale Kompartiment des Gelenks betroffen ist. Darüber hinaus muss der Bandapparat noch intakt, die Gelenkbeweglichkeit gut, und die Achsverhältnisse sollten weitestgehend physiologisch sein. Derartige einseitige Abnutzungserscheinungen treten zum Beispiel gehäuft bei Patienten mit varischen oder valgischen Fehlstellungen auf. Bei der

Implantation einer unikondylären Schlittenprothesen wird ein Ersatz der Oberfläche der Oberschenkelrolle (Kondyle) des Femurs und des korrespondierenden Tibiaplateaus durchgeführt. Dazwischen wird ein fixiertes oder mobiles Inlay eingebracht.(4)

Der ungekoppelte bikondyläre Gelenkersatz ist heutzutage das am Häufigsten verwendete Prothesendesign, welches bei fortgeschrittener Gonarthrose zum Einsatz kommt. Dieser Typ kann eingesetzt werden, solange die Kollateralbänder noch eine ausreichende Stabilität gewährleisten. Darüber hinaus stellen manche Autoren (4) noch die Anforderung, dass eine eventuelle Fehlstellung in der Frontalebene einen Winkel von 25° nicht überschreiten und eine Beugekontraktur nicht mehr als 20° betragen soll. Die Kreuzbänder müssen nicht zwangsläufig erhalten sein. Die femorale Gelenkoberfläche wird hierbei durch eine Krone aus Metall oder Keramik ersetzt, die tibiale durch ein Plateau aus Metall,(4) oder heutzutage auch immer wieder häufiger aus Polyethylen.(5) Dazwischen wird ein fixiertes oder ein mobiles Inlay aus einem weicheren Gelenkpartner, üblicherweise Polyethylen, eingesetzt. Da hierbei die gesamte femorotibiale Gelenkfläche ersetzt wird spricht man auch von einer totalen Endoprothese (TEP). Bei Bedarf kann auch die Rückseite der Patella durch eine Patellarückflächenersatz, üblicherweise aus Polyethylen, ersetzt werden.(4)

Die Implantation einer teilgekoppelten Prothese ist bei Instabilität der Kollateralbänder in Erwägung zu ziehen. Auch diese Prothese ist eine totale Endoprothese mit Inlay und der Möglichkeit einer Patellarprothese, nur, dass sich hier zusätzlich auf dem Inlay ein Zapfen befindet, der in einen interkondylären Hohlraum der femoralen Komponente ragt. Dadurch wird eine stabilisierende Wirkung auf Varus- und Valgusstress erzielt.(4)

Auf eine achsgeführte Prothese wird zurückgegriffen, wenn die ligamentären Strukturen bereits soweit geschädigt sind, oder die Knochenstruktur soweit abgebaut ist, dass eine teilgekoppelte Prothese keine ausreichende Stabilität mehr gewährleisten kann. Dieser Prothesentyp spielt heutzutage vor allem in der Revisionsendoprothetik eine Rolle. Darüber hinaus kann er auch bei ausgeprägten Fehlstellungen oder Kontrakturen die einzig verbleibende Therapieoption darstellen. Bei dieser meist langstielig im Markraum verankerten totalen Endoprothese ist die femorale Komponente mit der tibialen über ein Scharnier verbunden. Hierdurch kann klarer Weise die natürliche Kinematik der Kniebewegung nicht vollständig nachgeahmt werden. Um diese zu verbessern wurden

mittlerweile Implantate eingeführt, die über einen mit der femoralen Komponente artikulierenden tibialen Zapfen verfügen. Hierdurch kann immerhin eine gewisse Rotationsfähigkeit hergestellt werden.(4)

1.1.2 Verankerungstechniken

Die Verankerung der Prothese in den Knochen kann prinzipiell mit oder ohne Hilfe von Knochenzement erfolgen. Heutzutage ist die zementierte Verankerung in der Kniegelenksendoprothetik als Standard anzusehen.(6)

Knochenzement ist ein Zwei-Komponenten-Klebstoff aus Polymethylmetacrylat (PMMA). Beide Komponenten (Monomerflüssigkeit und Acrylatpulver) werden intraoperativ vermischt und härten innerhalb weniger Minuten aus. Hierdurch wird eine schnelle und feste Verzahnung der Prothese mit dem Knochen erreicht. Um ihn radiologisch sichtbar zu machen, ist dem Zement stets Kontrastmittel beige setzt. Bei Bedarf können auch Antibiotika enthalten sein, um die Wahrscheinlichkeit für Infektionen zu vermindern.(7)

Bei der zementfreien Verankerung wird der Knochen so präpariert, dass die Prothese fest in den sog. Presssitz eingepresst und eingeklemmt werden kann. Hierbei können auch, je nach Prothese, Schrauben zur zusätzlichen Stabilisierung verwendet werden. Es ist entscheidend, dass eine ausreichend hohe Primärstabilität erzielt wird, damit die Prothese im folgenden Verlauf vom körpereigenen Knochen integriert und somit eine Sekundärstabilität erreicht werden kann. Um diese Osteointegration zu fördern sind die meisten Prothesen mit einer speziellen rauen und porösen Oberfläche beschichtet.(8)

Gelegentlich kommen auch Kombinationen beider Verankerungsmethoden zur Anwendung. Man spricht hierbei von Hybrid-Prothesen. Bei diesen wird lediglich der tibiale Anteil zementiert.

Welche Methode letztendlich gewählt wird richtet sich im Alltag nach Kriterien wie dem Alter, der Knochenqualität, der körperlichen Aktivität und nach dem Gesundheitszustand des Patienten sowie nach dem Kopplungsgrad der Prothese. Auch Präferenzen des Operateurs bzw. der Klinik spielen hierbei eine Rolle.

1.1.3 Werkstoffe

Knieprothesen können aus verschiedenen Materialien angefertigt werden. Für die tibiale und femorale Komponente werden heutzutage meist Legierungen aus Kobalt-Chrom-Molybdän oder aus Titan verwendet. Die Inlays und Patellaprothesen bestehen in der Regel aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMWPE).(9)

1.1.4 Operationserfolg

Die Erfolgsquoten einer Kniearthroplastik kann an den Faktoren Standzeit der Prothese, Schmerzfreiheit, Gelenkstabilität und Funktionalität und der sich daraus ergebenden Patientenzufriedenheit bemessen werden. Die Standzeiten der Prothesen liegen derzeit bei ca. 90% nach 15 Jahren. Eine Schmerzreduktion kann bei etwa 90% der operierten Patienten erzielt werden.(4) Die Patientenzufriedenheit wird in diversen Studien mit 81 bis 92% angegeben.(10–12)

Als Instrument zur Erhebung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität wird häufig der WOMAC-Arthroseindex empfohlen. Mit ihm ist es möglich, die individuelle Einschätzung der arthrosespezifischen Einschränkungen zu erfassen. Da wir diesen Index als vorrangiges Erhebungsinstrument verwendeten, werden wir den Aufbau dieses Fragebogens im später folgenden Text ausführlich erläutern.

1.2 Fragestellung

Eines der größten Probleme der endoprothetischen Versorgung der Kniegelenksarthrose ist und bleibt also die doch beachtliche Quote von 8-19% der Patienten, welche mit dem Ergebnis der Operation nicht zufrieden sind. Deshalb will die Entscheidung zur Operation in jedem Einzelfall gut überlegt sein. Jeder Parameter, welcher bereits präoperativ zur Abschätzung des OP-Erfolgs dienen kann, ist also für diesen Entscheidungsprozess willkommen, um die Patienten vorab realistisch über die Erfolgsaussichten zu informieren und unrealistische Erwartungen zu dämpfen.

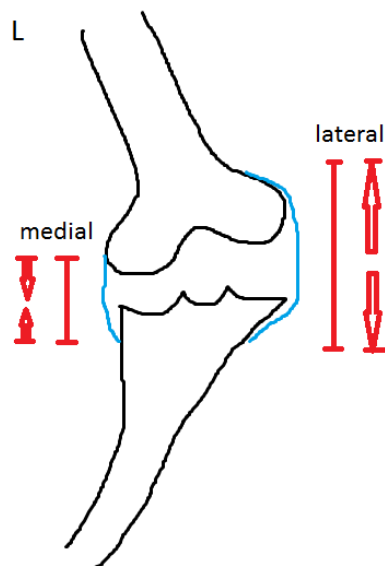
In vorangegangenen Studien konnten bereits einige präoperative Faktoren identifiziert werden, die eine negative Korrelation mit dem OP-Erfolg aufweisen. Dazu gehören zum Beispiel: Das höhere Patientenalter zum Zeitpunkt der Operation,(11, 13, 14) starke Schmerzen und funktionelle Einschränkungen,(11, 12, 15, 16) lediglich leichtgradige radiologische Arthrosezeichen,(17) psychologische Komorbiditäten, insbesondere Depressionen (16, 18, 19) oder auch bestimmte nachteilige Schmerzbewältigungsstrategien.(19, 20) Das weibliche Geschlecht wird kontroverser Weise teils also positiver, teils als negativer Einflussfaktor auf den OP-Erfolg beschrieben.(11, 21)

Wir stellen uns nun die Frage, ob dazu möglicherweise auch die präoperative Achsstellung des Kniegelenks in der Frontalebene, genauer gesagt der von Femur und Tibiaschaft gebildete Winkel, genannt HKA (s.u.), oder auch die Subluxation im Tibiofemoralgelenk als Prädiktoren für den Operationserfolg anzusehen sind. Die theoretische Überlegung, die uns zu dieser Fragestellung führte war folgende: Sowohl bei Achsfehlstellungen, als auch bei Subluxationen kann davon ausgegangen werden, dass durch die präoperative Fehlstellung die stabilisierenden Weichteile (Bänder, Muskeln und Gelenkkapsel) verändert werden. Beispielsweise lässt sich im Falle eines Genu varum erwarten, dass das mediale Kollateralband kontrahiert und das laterale überdehnt und verlängert ist (siehe Grafik 1). Auch bei einer stärkeren Subluxation sind ähnliche Veränderungen zu erwarten. Bei der Implantation der Prothese werden die Kollateralbänder aber nur bedingt verändert und das beschriebene Ungleichgewicht bleibt bestehen. Da intraoperativ keine Verkürzungen der Bänder sinnvoll möglich sind, ist der Spielraum des Operateurs auf ein sogenanntes Release, bei dem eine begrenzte funktionelle Verlängerung eintritt, beschränkt. Postoperativ ist es in unseren Augen also möglich, dass die einseitige Laxizität und die anderseitige Verkürzung des Band- und Kapselapparates zusammen mit der u.U. nicht mehr physiologischen Zugwirkung der inserierenden Muskulatur die Belastung der Prothese und der benachbarten Strukturen derart beeinflussen können, dass hieraus Beschwerden entstehen können, die bei präoperativer physiologischer Achsstellung und fehlender Subluxation nicht aufgetreten wären. Es ist auch möglich, dass durch die beschriebene Veränderung der stabilisierenden Weichteile die postoperative Stellung in der Frontalebene negativ beeinflusst wird. Dass dies Einfluss auf die Standzeit der Prothese hat, ist bereits von Liu et al.(22) beschrieben worden. Ähnliches könnte auch für die asymmetrische postoperative Extensionslücke (Abstand zwischen Femurkondylus

und Tibiaplateau) gelten, deren Einfluss auf den OP-Erfolg bereits von Liebs et al.(23) belegt werden konnte. Neben diesen Wirkmechanismen können Achsfehlstellungen und Subluxationen womöglich auch auf anderen, uns bislang unbekanntem Wege Einfluss auf den Operationserfolg ausüben.

Demzufolge machten wir es uns zur Aufgabe zu prüfen, ob der präoperative Winkel zwischen Femur und Tibiaschaftachse in der Frontalebene, bemessen am HKA (s.u.) und die präoperative Subluxation, gemessen an nativen Röntgenaufnahmen, eine Assoziation mit dem OP-Erfolg aufweisen. Diesen bemaßen wir am WOMAC-Arthroseindex (s.u.).

Im Zuge der Erstellung dieser Arbeit kristallisierte sich noch ein weiteres Ziel heraus: Aufgrund des Fehlens wissenschaftlicher Arbeiten, die eine spezielle Messtechnik und anschließende Berechnung des HKA auf Basis digitaler Röntgenbilder empfehlen, sahen wir uns gezwungen, über die eigentliche Fragestellung hinaus auch einen großen Teil dieser Arbeit der Frage nach der geeignetsten Methodik und der dazugehörigen Literaturrecherche zu widmen.



Grafik 1: Einfluss der präoperativen Stellung in der Frontalebene auf die Beschaffenheit der medialen und lateralen Stützenden Strukturen

2 Patienten und Methoden

Dies ist eine sekundäre geschlossene Analyse prospektiv erhobener Daten von Patienten, die aufgrund arthrosebedingter Beschwerden eine primäre bikondyläre ungekoppelte Endoprothese des Kniegelenks erhielten. Die Primäranalyse untersuchte die Wirksamkeit verschiedener Rehabilitationsmaßnahmen nach stattgehabter Operation im Zuge dreier randomisierter kontrollierter bereits veröffentlichter multizentrischen Studien, in denen das Gesamtkollektiv und die Patientenrekrutierung bereits ausführlich beschrieben wurde.(21, 24, 25) Das Studienprotokoll dieser Studien wurde von der Ethikkommission der Ärztekammer Schleswig-Holstein begutachtet, überprüft und positiv beraten. Das schriftliche Einverständnis der Patienten lag vor. Die Patienten stammten aus folgenden orthopädischen Zentren: Uniklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel und Campus Lübeck, Rheumaklinik Bad Bramstedt, Asklepios Westklinikum Hamburg, Krankenhaus Wedel und die Ostseeklinik Damp.

Als Ausschlusskriterien galten: (1) septische Arthritis in der Vorgeschichte, (2) Hüft- oder Kniefraktur, (3) intraoperative Komplikationen, (4) Revisionsendoprothetik, (5) rheumatoide Arthritis, (6) Amputation der unteren Extremität, (7) maligner Tumor, (8) Unfähigkeit, die Fragebögen zu beantworten aufgrund sprachlicher oder kognitiver Barrieren.

Letztendlich standen uns die prä- und postoperativen Daten von 266 Patienten zur Verfügung. Darunter die präoperativ angefertigten Ausschnitts-Röntgenaufnahmen des Kniegelenks in der Frontalebene und die vor und nach der Operation von den Patienten ausgefüllten WOMAC-Arthroseindices.

2.1 Western Ontario McMasters Universities Arthrose Index

Bei der Auswahl unseres primären Endpunktes orientierten wir uns an den Empfehlungen der "Outcome Measures in Rheumatology Clinical Trials (OMERACT) III Conference" (26), die von der Osteoarthritis Research Society International Initiative (OARSI) im Rahmen einer aus Experten zusammengesetzten Arbeitsgruppe ratifiziert wurden(27). Hierin werden unter anderem Empfehlungen zur Wahl der primären Endpunkte für klinischen Studien bezüglich der Arthrose formuliert. Die hierfür empfohlenen Kernvariablen lauten Schmerz, Funktionalität und globale Bewertung von Seiten des Patienten. Wir konzentrierten uns in

unserer Arbeit auf die Variablen Schmerz und Funktionalität. In weiteren Arbeiten(28, 29) wurden die Kernvariablen darüber hinaus spezifiziert und als Erhebungsinstrument für Schmerz und Funktionalität der WOMAC-Arthroseindex (Western Ontario McMasters Universities Arthrose Index) empfohlen, den wir für unsere Arbeit folglich als primären Endpunkt definierten. Es handelt sich hierbei um einen Patientenfragebogen, der der Einschätzung des Ausmaßes von Schmerzen, Steifheit und Funktionalitätseinschränkungen durch Knie- oder Hüftgelenksarthrosen dient.(30) Er eignet sich auch zur Erfassung des Beschwerdeprofils im peri- und postoperativen Verlauf. Der Score beschreibt die krankheitsspezifische gesundheitsbezogenen Lebensqualität, da sich die Fragen zu den genannten Kategorien an Alltagsaufgaben der Patienten orientieren. Der Fragebogen setzt sich aus 24 Fragen zusammen, darunter 5 zum Schmerz, 2 zur Steifigkeit und 17 zur Funktionalität bzw. Tätigkeit. Jede dieser Fragen soll anhand einer Skala mit einem Wertebereich von 0 (keine Beschwerden) bis 10 (extreme Beschwerden) beantwortet werden. Das maximale Ergebnis dieses Scores würde also 240 betragen. Um eine bessere Vergleichbarkeit der drei Kategorien zu gewährleisten erstellten wir, wie es üblich ist, für jede der drei Kategorien einen eigenen Subscore. Hierzu werden die Fragen jeder Kategorie zunächst addiert und in einen Wertebereich von 0 bis 100 standardisiert. Hohe Werte sprechen hierbei für eine starke Beeinträchtigung. Ein Exemplar des Fragebogens befindet sich im Anhang (Abschnitt 7.3). Die Steifigkeit berücksichtigten wir in unserer Auswertung nicht, da sie von den oben genannten Arbeiten nicht als primärer Endpunkt empfohlen wird. Außerdem erschien uns die Steifigkeit von daher weniger relevant als die beiden anderen Subkategorien, da diese nicht unbedingt mit Schmerzen assoziiert sein muss, und auch nicht unbedingt der vom Patienten erwarteten und in seinem persönlichen Alltag erforderlichen Funktionalität im Wege stehen muss.

Alle unsere Patienten wurden dazu angehalten diesen Fragebogen zu mehreren festgelegten Zeitpunkten auszufüllen: Einmal bei stationärer Aufnahme und im weiteren Verlauf drei, sechs, 12 und 24 Monate nach der Operation. Bei stationärer Aufnahme füllten noch alle Patienten den Fragebogen aus, nach 3 Monaten noch 91%, nach 6 Monaten 89%, nach 12 Monaten 83% und nach 24 Monaten 77%. Es ließ sich keine signifikante Assoziation zwischen Patienten, die den Fragebogen nicht mehr ausfüllten und ihren Ausgangssymptomen

feststellen. Die Daten aller ausgefüllten Fragebögen wurden mittels Microsoft Access in eine Datenbank eingespeist.

2.2 Röntgenaufnahmen

2.2.1 Anfertigung

Im Zuge der präoperativen Standarddiagnostik wurden von allen Patienten Ausschnittsaufnahmen des Kniegelenks mit anterior-posteriorem Strahlengang angefertigt. Soweit es die Pathologie zuließ wurden die Patienten im Stand unter weitest möglicher Extension und mit zentralisierter Patella platziert. Die Aufnahmen erfolgten mit Hilfe eines Flachdetektors in einem Abstand zwischen Röntgenfilm und Strahlenquelle von 1,05 m. Im weiteren Verlauf wurden die Röntgenaufnahmen mit einem Röntgenbildscanner „Sierra Medical Film Digitizer“ der Firma Vidar Systems Corporation (Herndon, Virginia, USA) digitalisiert und zur Ausmessung in die Bildbearbeitungssoftware ImageJ (31) des „National Institute of Health“ (Bethesda, Maryland, USA) (s.u.) importiert.

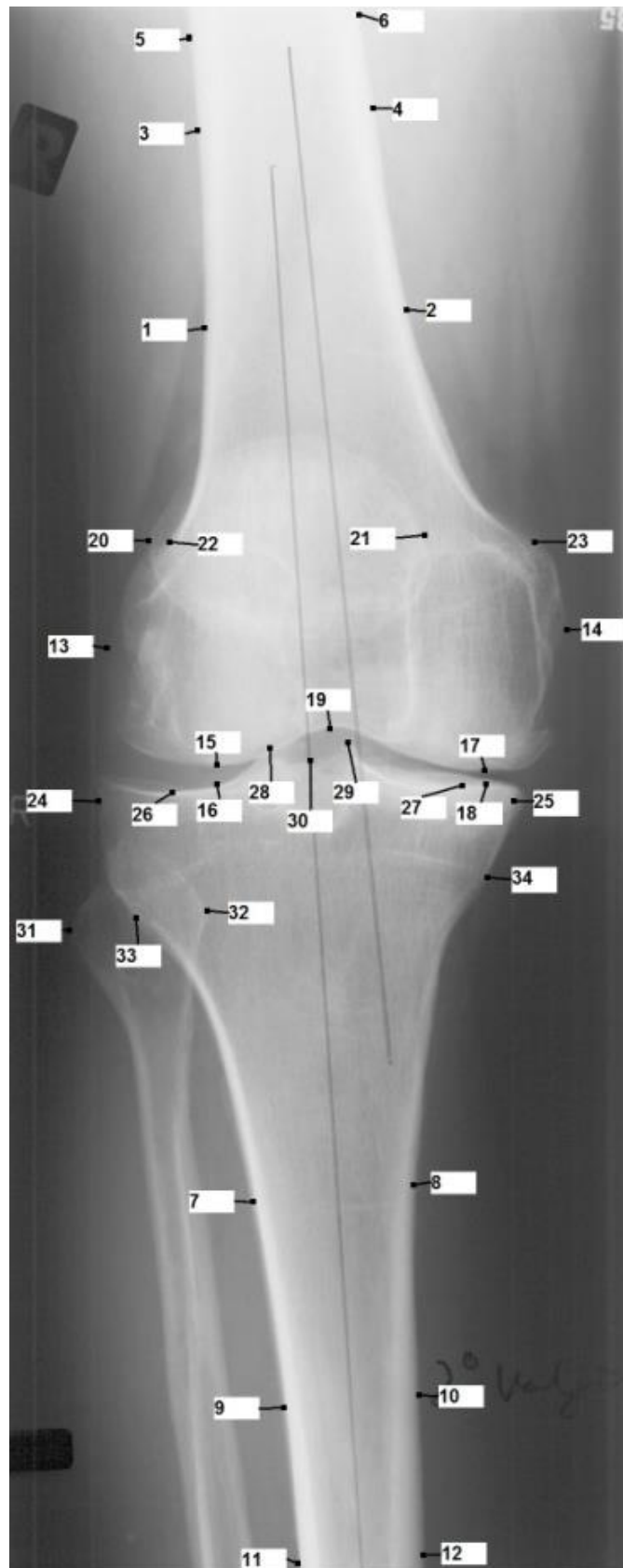
2.2.2 Digitalisierung und Vermessung

Zur Berechnung der Werte, die unsere Fragestellung erforderte, definierten wir zunächst 34 Messpunkte anhand bestimmter knöchernen Landmarken. Anschließend bestimmten wir diese auf der Röntgenaufnahme eines jeden Patienten mittels der frei zugänglichen Bildbearbeitungssoftware ImageJ. Dieses Programm legt an importierte Bilddateien ein kartesisches zweidimensionales Koordinatensystem mit einer nach rechts gerichteten x- und einer nach unten gerichteten y-Achse an und berechnet die Koordinaten von mit dem Mauscursor bestimmten Punkten. Alle Punkte wurden von einem einzigen Untersucher bestimmt, ohne dass ihm zu diesem Zeitpunkt die Ergebnisse der darauffolgenden Berechnungen bekannt gewesen wären. ImageJ verfügt über diverse Tools, die soweit nötig genutzt wurden um eine eindeutige, klare und genaue Identifikation der knöchernen Landmarken zu ermöglichen. Darunter eine Zoomfunktion und eine Bildkontrasteinstellung, die die Erkennung von Knochengrenzen, besonders unter unklaren grafischen Bedingungen, deutlich erleichterten. Bei einem großen Teil der Bilder erschwerte die üppige

Osteophytenbildung die genaue Identifikation der Messpunkte. In diesen Fällen wurde im Einklang mit der Literatur versucht, die betroffenen Punkte so zu bestimmen, als ob die Osteophyten nicht vorhanden wären.

2.2.3 Definition und Nomenklatur der Messpunkte

Grafik 2 zeigt die 34 Punkte, die wir an der Röntgenaufnahme eines jeden Patienten bestimmt haben. In Tabelle 1 und Tabelle 2 werden die anatomischen Landmarken, an denen die einzelnen Punkte gesetzt wurden definiert, sowie auch die jeweils zugewiesenen Variablen.



Grafik 2: Platzierung der Messpunkte

Punkt Nummer	Variable	Lokalisation
Punkt 1	P1	Linker Rand des Femurschaftes in Entfernung der einfachen Femurkondylenbreite (maximal bestimmbare Breite) zur femoralen Joint Line
Punkt 2	P2	Rechter Rand des Femurschaftes in Entfernung der einfachen Femurkondylenbreite (maximal bestimmbare Breite) zur femoralen Joint Line
Punkt 3	P3	Linker Rand des Femurschaftes in Entfernung der eineinhalbfachen Femurkondylenbreite (maximal bestimmbare Breite) zur femoralen Joint Line
Punkt 4	P4	Rechter Rand des Femurschaftes in Entfernung der eineinhalbfachen Femurkondylenbreite (maximal bestimmbare Breite) zur femoralen Joint Line
Punkt 5	P5	Linker Rand des Femurschaftes in weitest bestimmbarer Entfernung zur femoralen Joint Line
Punkt 6	P6	Rechter Rand des Femurschaftes in weitest bestimmbarer Entfernung zur femoralen Joint Line
Punkt 7	P7	Linker Rand des Tibiaschaftes in Entfernung der einfachen Tibiakopfbreite (maximal bestimmbare Breite) zur tibialen Joint Line
Punkt 8	P8	Rechter Rand des Tibiaschaftes in Entfernung der einfachen Tibiakopfbreite (maximal bestimmbare Breite) zur tibialen Joint Line
Punkt 9	P9	Linker Rand des Tibiaschaftes in Entfernung der eineinhalbfachen Tibiakopfbreite (maximal bestimmbare Breite) zur tibialen Joint Line
Punkt 10	P10	Rechter Rand des Tibiaschaftes in Entfernung der eineinhalbfachen Tibiakopfbreite (maximal bestimmbare Breite) zur tibialen Joint Line
Punkt 11	P11	Linker Rand des Tibiaschaftes in weitestmöglicher Entfernung zur tibialen Joint Line
Punkt 12	P12	Rechter Rand des Tibiaschaftes in weitestmöglicher Entfernung zur tibialen Joint Line
Punkt 13	P13	Linker Rand des Femurs auf Höhe der maximalen Femurkondylenbreite
Punkt 14	P14	Rechter Rand des Femurs auf Höhe der maximalen Femurkondylenbreite
Punkt 15	P15	Linker Berührungspunkt einer Tangente an die Femurkondylen (Joint Line des Femur)

Tabelle 1: Beschreibung der Messpunkte Teil 1/2 (links und rechts beschreibt die Seite im Bild, nicht das anatomische links oder rechts)

Punkt Nummer	Variable	Lokalisation
Punkt 16	P16	P15 im Gelenkspalt gegenüberliegender Randpunkt der Tibia
Punkt 17	P17	Rechter Berührungspunkt einer Tangente an die Femurkondylen (Joint Line des Femur)
Punkt 18	P18	P17 im Gelenkspalt gegenüberliegender Randpunkt der Tibia
Punkt 19	P19	Tiefster Punkt der Fossa intercondylaris femoris
Punkt 20	P20	Linker Randpunkt der Patella auf Höhe des größten rechtwinklig zur Schaftachse stehenden Durchmessers
Punkt 21	P21	Rechter Randpunkt der Patella auf Höhe des größten rechtwinklig zur Schaftachse stehenden Durchmessers
Punkt 22	P22	Linker Randpunkt des Femur, der auf einer Geraden durch P20 und P21 liegt
Punkt 23	P23	Rechter Randpunkt des Femur, der auf einer Geraden durch P20 und P21 liegt
Punkt 24	P24	Linker Rand der Tibia auf Höhe der maximalen Tibiakopfbreite
Punkt 25	P25	Rechter Rand der Tibia auf Höhe der maximalen Tibiakopfbreite
Punkt 26	P26	Linker Berührungspunkt einer Tangente an die Konkavitäten der beiden Tibiaplateaus (Joint Line der Tibia)
Punkt 27	P27	Rechter Berührungspunkt einer Tangente an die Konkavitäten der beiden Tibiaplateaus (Joint Line der Tibia)
Punkt 28	P28	Spitze des linken Tuberculum intercondylare tibiae
Punkt 29	P29	Spitze des rechten Tuberculum intercondylare tibiae
Punkt 30	P30	Basis der Eminentia intercondylaris tibiae
Punkt 31	P31	Linker Rand des Fibulaköpfchens auf Höhe des größten rechtwinklig zur Schaftachse stehenden Durchmessers
Punkt 32	P32	Rechter Rand des Fibulaköpfchens auf Höhe des größten rechtwinklig zur Schaftachse stehenden Durchmessers
Punkt 33	P33	Linker Randpunkt der Tibia, der auf einer Geraden durch P31 und P32 liegt
Punkt 34	P34	Rechter Randpunkt der Tibia, der auf einer Geraden durch P31 und P32 liegt

Tabelle 2: Beschreibung der Messpunkte Teil 2/2 (links und rechts beschreibt die Seite im Bild, nicht das anatomische links oder rechts)

Da ImageJ für jeden gemessenen Punkt sowohl eine x- als auch eine y-Koordinate ausgibt, ohne diese zu einem Punkt zusammenzufassen, wurden auch die Berechnungen anhand dieser einzelnen x- und y- Werte durchgeführt. Die Variablen x1, x2, x3, ..., x34 entsprechen hierbei den in ImageJ gemessenen x-Koordinaten der Punkte 1 bis 34, die Variablen y1, y2, y3, ..., y34 den jeweiligen y- Koordinaten.

In den folgenden Berechnungen werden auch die Koordinaten einiger Mittelpunkte zweier Punkte benötigt (genannt M12, M34, M910 ...). Das „M“ in den Variablen gibt an, dass es sich

um einen Mittelpunkt handelt. Die Zahlen hinter dem M geben an, zwischen welchen Punkten der jeweilige Mittelpunkt berechnet wurde. Beispielsweise steht die Variable M12 für den Mittelpunkt zwischen den Punkten 1 und 2, und die Variable M2021 für den Mittelpunkt zwischen den Punkten 20 und 21. Den Variablen der Koordinaten der Mittelpunkte wurde der Variable des Mittelpunktes ein x oder y vorangestellt (z.B. setzt sich M910 zusammen aus xM910 und yM910).

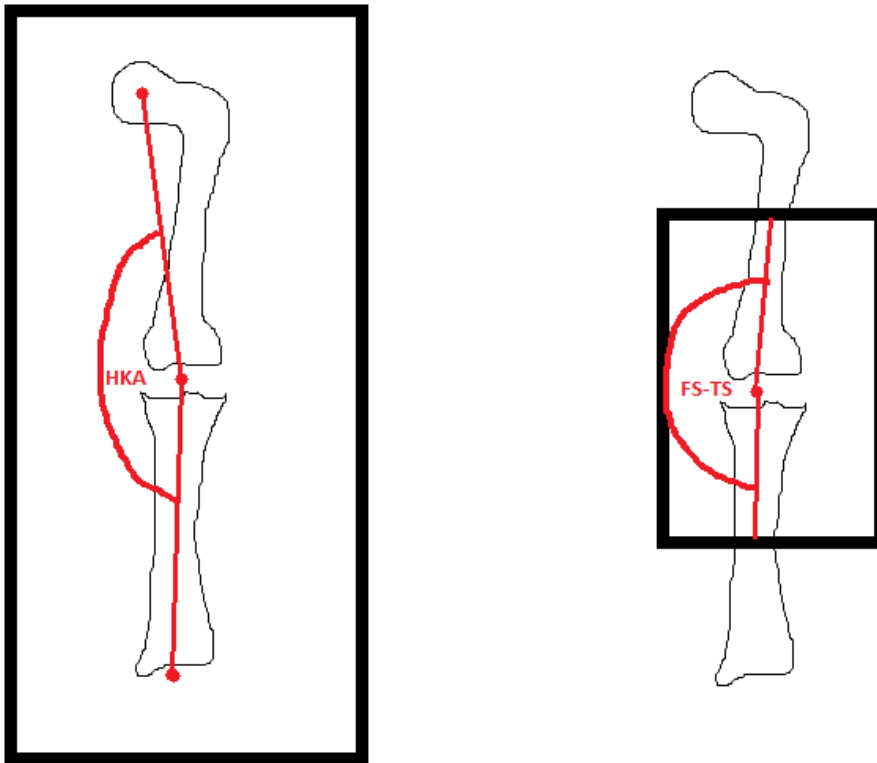
2.3 Überlegungen zur Winkelmessung

Der Goldstandard in der Messung der geometrischen Bedingungen (und somit der mechanischen Belastung) im Kniegelenk in der Frontalebene ist der HKA (hip-knee-ankle angle).^(32–34) Er ist definiert als der Winkel zwischen der mechanischen Achse des Femur und derjenigen der Tibia. Die mechanische Achse des Femurs wird gebildet durch eine Linie durch die Mitte des Femurkopfes und durch einen zentralen Punkt im Kniegelenk, die mechanische Achse der Tibia durch denselben oder einen anderen zentralen Punkt im Kniegelenk und durch einen zentralen Punkt im Sprunggelenk. Der Schnittwinkel dieser beiden Geraden bildet den HKA. Er wird also über die gesamte Länge der unteren Extremität bestimmt.

In unseren Ausschnittsaufnahmen, welche die übliche klinische Praxis widerspiegeln, sind aber weder der Femurkopf, noch das Sprunggelenk abgebildet (siehe Grafik 3), weswegen wir den HKA nicht messen konnten. An derartigen Knieausschnittsaufnahmen ist es aber möglich und in der Literatur gebräuchlich, den Winkel in der Frontalebene nicht am HKA, sondern anhand der anatomischen Achsen zu bestimmen,^(35, 36) also an gedachten Geraden, die entlang der Diaphysenmittellinie verlaufen. Den so bestimmten Winkel nennen wir im Folgenden FS-TS (Femoral Shaft Tibial Shaft Angle). Wie genau dieser Winkel bestimmt wird, erörtern wir in dem Abschnitt 2.3.2.

Hier sei bereits erwähnt, dass der FS-TS um eine bestimmte Differenz, das femorale Offset, vom HKA abweicht, um welche er nach der Messung korrigiert werden muss. In Grafik 3 haben wir zum besseren Verständnis den Unterschied zwischen dem HKA und dem FS-TS grafisch dargestellt. Klarer Weise entspricht der FS-TS nicht in jedem Fall genau dem HKA, sondern ist lediglich als eine Abschätzung des HKA und somit der mechanischen Belastung zu

verstehen.(37) Dass er aber dennoch ausreicht um den HKA abzuschätzen diskutieren wir im folgenden Abschnitt 2.3.1 : "FS-TS als Näherungswert des HKA".



Grafik 3: HKA-Messung an Beinübersichtsaufnahme und FS-TS-Messung an Knieausschnittsaufnahme

2.3.1 FS-TS als Näherungswert des HKA

Die Frage die wir uns stellen mussten war, ob der von uns an Beinausschnittsaufnahmen des Knies gemessene FS-TS tatsächlich eine ausreichend hohe Korrelation zum an kompletten Beinaufnahmen gemessenen Goldstandard in der Darstellung der mechanischen Belastung und der geometrischen Bedingungen in der der Frontalebene, dem HKA, aufweist, und somit die mechanischen Bedingungen im Kniegelenk ausreichend realitätsnah darstellen kann.

Hierfür haben wir in Tabelle 12 eine Übersicht mit den Ergebnissen der verschiedenen Arbeiten, in denen der Pearson's Korrelationskoeffizient zwischen HKA und FS-TS und die Intra- und Interrater Reliabilitäten ermittelt wurden erstellt. Die Werte sind aber nicht direkt

miteinander vergleichbar, da je nach Studie die Röntgenaufnahmen in verschiedenen Flexionsstellungen aufgenommen wurden, teils der FS-TS an Knie- und teils an Beinaufnahmen gemessen wurde, die Wahl der Messpunkte von Autor zu Autor verschieden sind und teils an Patienten mit und teils an Patienten ohne Arthrose gemessen wurde. Auch diese genannten Daten sind zur besseren Vergleichbarkeit in Tabelle 13 angegeben.

Bei der Betrachtung der Korrelationen in den Tabellen fällt auf, dass die Mehrheit der Autoren eine hohe bis ausreichende Korrelation zwischen FS-TS und HKA ermittelte (zwischen $r=0,64$ und $r=0,93$). Auch die Reproduzierbarkeit des FS-TS, bemessen an der Intra- und der Inter-Rater Reliabilität ist größtenteils hoch (über 0,77 und über 0,79). Lediglich van Raaij et al.(34) erhielten bei einer ihrer beiden geprüften Messmethoden eine niedrige Korrelation von $r=0,34$ und eine niedrige Inter-Rater Reliabilität bei der anderen Messmethode (0,37).

Hier sei auch erwähnt, dass Cooke et al.(38) unter Berufung auf Studien(32, 39, 40) davon abraten, den FS-TS statt des HKA zu nutzen, weil hier nur begrenzte Anteile der anatomischen Achsen von Femur und Tibia abgebildet sind. Ebenfalls weisen sie darauf hin, dass auf Aufnahmen des Kniegelenks beim Vorliegen von proximalen und distalen Deformitäten der unteren Extremität, diese nicht abgebildet sind und somit in diesen Fällen die mechanische Achse nicht über die anatomische bestimmt werden kann,(41, 42) wobei die Relevanz dieser Limitation des FS-TS ganz klar von der Prävalenz derartiger Fehlstellungen abhängt. Da diese aber derzeit noch nicht bekannt sind, wäre es nötig diese Prävalenz anhand von vollständigen Beinaufnahmen zu untersuchen.(42, 43) Im Falle niedriger Prävalenzen würde unsere hohe Fallzahl den so entstehenden Fehler größtenteils ausgleichen können.

Zusammenfassend ist somit der Literatur zu entnehmen, dass der FS-TS zwar keinen absolut gleichwertigen Ersatz für den HKA darstellt, aber, wie wir in Tabelle 12 zeigen konnten, laut Literatur eine ausreichende Korrelation aufweist. Diese Korrelation lässt sich durch die Wahl der Messmethode noch weiter erhöhen.

Vor allem aber fiel unsere Wahl auf die Verwendung von Ausschnittsaufnahmen und somit auf die Nutzung des FS-TS, weil wir mit unserer Arbeit eine Möglichkeit bieten wollten, anhand der präoperativen Aufnahmen das postoperative Outcome der Patienten abzuschätzen, die sich einer endoprothetischen Knieoperation unterziehen lassen wollen. Und diese Routineaufnahmen werden üblicherweise an Teilaufnahmen des Kniegelenks angefertigt.

Somit würde es also keinerlei Sinn ergeben, wenn wir etwas anders als ebendiese Standardaufnahmen in unserer Studie verwenden würden. Dass sich in der klinischen Diagnostik mit Knieaufnahmen begnügt wird hat Gründe wie die höhere Strahlenbelastung und das damit einhergehende erhöhte Risiko von Schäden an den Beckenorganen bei Übersichtsaufnahmen der unteren Extremität. Die absolute Strahlenbelastung bei Aufnahmen des gesamten Beines liegt mit 51 Millirem bei Standardaufnahmen und mit 15 Millirem bei digitalen Aufnahmen deutlich höher als bei den Standard-Knieausschnittsaufnahmen mit 3 Millirem.(44) Im Übrigen bergen Aufnahmen des ganzen Beines auch erhöhte logistische Anforderungen. Es wird spezielle apparative Ausrüstung benötigt, sowie auch Personal mit ausreichender Erfahrung, um trotz des unterschiedlich hohen Bindegewebsanteils von Becken und Beinen eine adäquate Bildschärfe zu erzielen (großer Unterschied des Bindegewebsanteils zwischen Becken und Bein).(32)

Des Weiteren ist bei unserer Fragestellung keine exakte Übereinstimmung zwischen FS-TS und HKA nötig. Wir bestimmten hier keine Werte zur Berechnung operativer Korrekturen bei einem einzelnen Patienten, sondern wir wollten anhand einer großen Fallzahl untersuchen, ob ein Trend, hinsichtlich der Assoziation von präoperativen Deformitäten und dem postoperativen Outcome, identifiziert werden kann.

2.3.2 Bestimmung des FS-TS

Bei unserer Sichtung der Literatur in Bezug auf die geeigneten Messpunkte und die Messmethode zur Bestimmung des FS-TS stellte sich heraus, dass es in diesem Thema bisher leider keinerlei Konsens gibt. Die Auswahl der Messpunkte vieler Autoren erscheint beinahe willkürlich. Häufig fehlen die Gründe, die zur Wahl der jeweiligen Messpunkte führten sowie auch eine Erwähnung der Berücksichtigung existierender Studien, welche die verschiedenen Messmethoden miteinander verglichen haben. Nur wenige Autoren geben an, nach den Empfehlungen einer bestimmten Arbeit gemessen zu haben. Jedoch selbst wenn diese Angabe gemacht wurde, werden die Messmethoden nicht selten falsch verstanden oder falsch angewendet, und letztendlich wird anders gemessen, als es der genannte Autor empfohlen hatte. Häufig wird beispielsweise angegeben (siehe im Folgenden beschriebene Fälle), dass nach den Messmethoden von Moreland et al.(36) gemessen wurde. Diese Autoren

beschrieben tatsächlich zweierlei Methoden zur Bemessung des FS-TS. Die eine, hier näher erläuterte Technik bediente sich lediglich eines zentralen Punktes im Kniegelenk. Dieser wurde sowohl für die Bildung der anatomischen Achse des Femurs als auch für die der anatomischen Achse der Tibia verwendet. Diesen Punkt identifizierten die Autoren wie folgt: Sie markierten 5 verschiedene knöcherne Strukturen im Knie und definierten anschließend deren visuell ermittelten Mittelpunkt als zentraler Punkt im Kniegelenk. Navali et al.(45) verstanden dies aber falsch, und markierten lediglich die Basis der Tuberculae intercondylares tibiae als zentralen Punkt im Kniegelenk, und somit lediglich einen der fünf Punkte Morelands. Auch Hinman et al.(33) gaben an nach Moreland et al. gemessen zu haben. Sie maßen aber nicht an dem einen sich aus fünf Punkten ergebenden Punkt der Autoren, sondern an zwei fest definierten knöchernen Landmarken: dem tiefsten Punkt der Fossa Intercondylaris Femoris für die anatomische Achse des Femurs und der Basis der Tuberculae intercondylares tibiae für die anatomische Achse der Tibia. Diese falsch wiedergegebene Methode wurde sogar wiederum von andern Autoren unkommentiert verändert und somit fehlerhaft aufgegriffen,(46) die an nur einem zentralen Punkt maßen: dem Mittelpunkt der Tuberculae intercondylares tibiae. Ein anderer Aspekt der Messmethode nach Moreland et al., der gelegentlich falsch wiedergegeben wurde, ist die Bestimmung des proximalen und distalen Punktes der anatomischen Schaftachsen von Femur und Tibia. Der proximale Punkt der Femurachse war bei Moreland et al. als der Diaphysenmittelpunkt auf halber Höhe des Femurs definiert und der distale Punkt der Tibiaachse lag im Sprunggelenk. Einige Autoren gaben an nach dieser Methode gemessen zu haben und bestimmten aber die Diaphysenmitte auf beiden Knochen in Entfernung von 10 cm zum Kniegelenk.(33, 45) Auch van Raaij et al.(34) gaben an, eine ihrer Messungen nach Moreland gewählt zu haben. Auch deren Messung weicht klar von der Originalpublikation ab. Dieses hier beschriebene Bild der Willkür bei der Wahl der Messpunkte beschreibt nur einige der uns untergekommenen Fälle, gibt aber sehr gut den aktuellen Stand der Literatur zu diesem Thema wieder, und wie schwierig es war hieraus geeignete Messpunkte zu wählen.

Eine weitere Schwierigkeit bestand darin, dass die Arbeiten, die tatsächlich nützliche und sinnvolle Empfehlungen aussprechen, mit unterschiedlich angefertigten Röntgenbildern arbeiteten. Hier gibt es Unterschiede in der Flexions-/ Extensionsstellung im Kniegelenk, der Rotation des Unterschenkels, der Verwendung von Schablonen zur reproduzierbaren

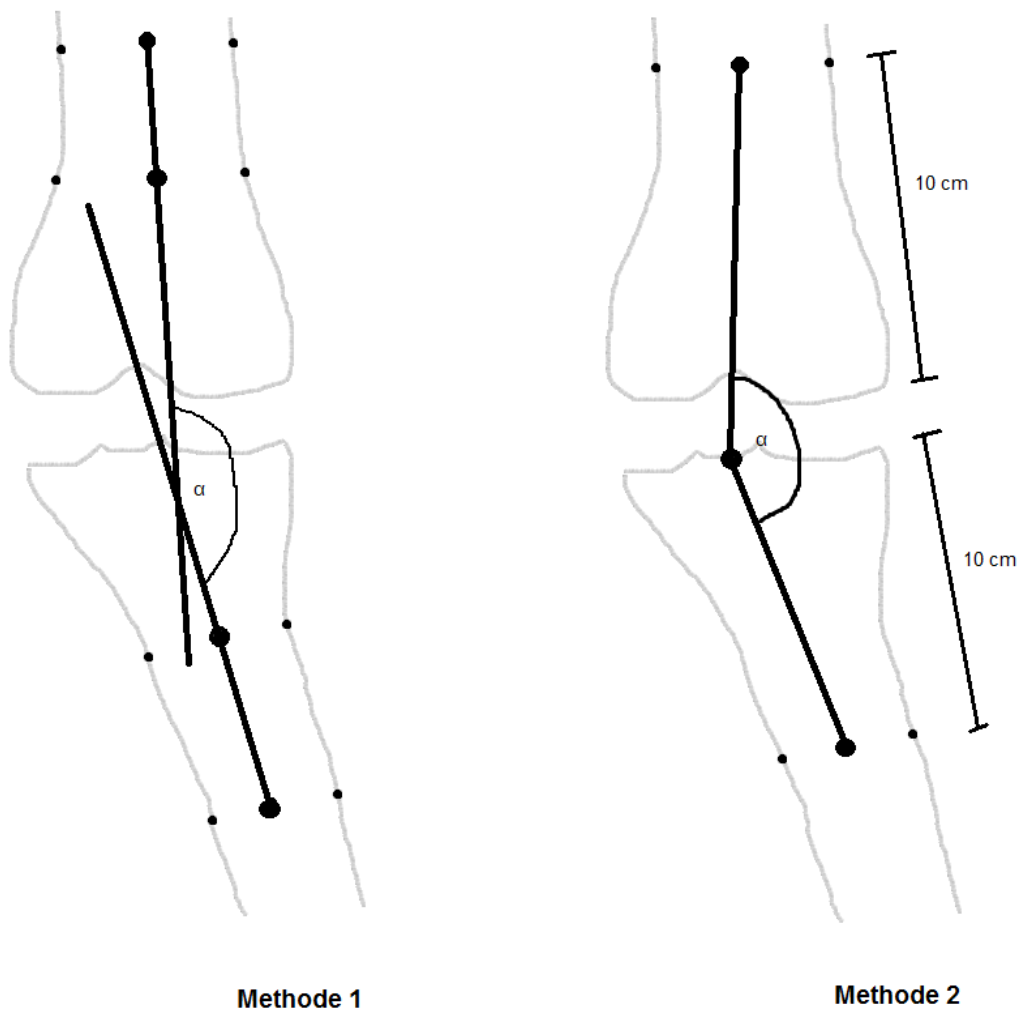
Positionierung, der Aufnahmetechnik, und der Größe des Bildausschnittes, die die Vergleichbarkeit der verschiedenen Studien zum Thema und die Übertragung auf unsere Arbeit erschweren.

Demzufolge gestaltete sich die Suche nach der geeigneten Messmethode als schwierig. Wir können keineswegs behaupten oder annehmen, die ideale Messmethode gefunden zu haben, aber wir haben die existierenden Arbeiten zu dem Thema, soweit es sinnvoll war, berücksichtigt. Um ein wenig Ordnung in dieses sehr undurchsichtige Thema zu bringen erstellten wir Tabelle 13, in der die von diversen Autoren verwendeten Messmethoden aufgelistet werden. Im weiteren Text gehen wir auf diese jeweiligen Unterschiede detaillierter ein. Die Tabelle kann aber an dieser Stelle schon einen interessanten Überblick über die existierende Vielfalt der Messmethoden bieten und beim Lesen der folgenden Kapitel stets als Überblick dienen. Eine ähnliche Tabelle (Tabelle 14 und Tabelle 15) erstellten bereits McDaniel et. al (44) 2010. Auch diese kann einen interessanten Überblick verschaffen. Unsere Tabelle entstand aber unabhängig von dieser auf Basis einer breiten Literaturrecherche.

Wir entschieden uns dazu die anatomische Achse des Femurs als die Gerade durch die Messpunkte M34 und P19 und die anatomische Achse der Tibia als diejenige durch die Punkte M910 und P30 zu definieren. In den folgenden Kapiteln wird erörtert wie wir zu dieser Entscheidung kamen.

2.3.2.1 Bestimmung der Schaftachsen anhand der Diaphysenmittellinien oder anhand zentraler Punkte Im Kniegelenk?

Es gibt zweierlei gebräuchliche Möglichkeiten die anatomischen Achsen des Femurs und der Tibia zu bestimmen. Bei ersterer Methode werden auf zwei verschiedenen Höhen des Schaftes zwei Punkte auf der Diaphysenmittellinie bestimmt und anschließend miteinander verbunden. Diese Punkte finden sich durch die Halbierung der Breite des Schaftes (siehe Methode 1 in Grafik 4). Diese Methode kommt besonders im klinischen Alltag zur Anwendung.(36) Die zweite Methode wird besonders in der Literatur genutzt.(32, 37, 44, 45, 47–49) Hierbei wird ein zentraler Punkt im Kniegelenk mit einem zweiten Punkt auf der Diaphysenmittellinie in einer festgelegten Entfernung verbunden (siehe Methode 2 in Grafik 4).



Grafik 4: Darstellung beider Messmethoden der Schaftachsen. Methode 1: Diaphysenmittellinien. Methode 2: mit zentralem Punkt im Kniegelenk.

Moreland et al.(36) verglichen diese beiden Methoden zu Berechnung des FS-TS miteinander und errechneten die Differenz des jeweiligen FS-TS zum HKA. Diese Differenz unterschied sich signifikant je nach Wahl der Messmethode ($P < 0,001$). Die Autoren maßen, anders als wir, an Aufnahmen des kompletten Beines, wodurch die Messpunkte der anatomischen Schaftachsen weit außerhalb der uns zur Verfügung stehenden Bildausschnitte lagen. Ob bei unseren kürzeren Schaftachsen ein ebenso großer Unterschied zwischen der Messung der Diaphysenachsen und der Messung anhand zentraler Punkte im Knie besteht, können wir von daher nicht mit Sicherheit sagen. Dennoch zeigen die Ergebnisse dieser Studie die Relevanz der hier diskutierten Entscheidung.

Van Raaij et al.(34) hingegen nutzten wie wir Ausschnittsaufnahmen des Kniegelenks. Auch sie verglichen den FS-TS durch die Bestimmung der Diaphysenachsen mit dem FS-TS, berechnet anhand eines zentralen Punktes im Kniegelenk (Fossa Intercondylaris Femoris: P19). Es zeigte sich, dass die Messung anhand der Diaphysenachsen eine deutlich höhere Korrelation mit dem HKA aufweist ($r=0,65$, $p < 0.0001$) als bei der Verwendung eines zentralen Punktes im Kniegelenk ($r = 0.34$, $p = 0.005$). Die Inter-Rater-Reliabilität hingegen ist aber sehr schlecht bei der Messung der diaphysären Achsen (0.37) im Vergleich zu der Messung anhand der Fossa Intercondylaris Femoris (0,79). Die schlechte Korrelation der Methode mit den zentralen Punkten im Knie zum HKA könnte darauf zurückzuführen sein, dass die anatomischen Achsen von Femur und Tibia, anders als die in dieser Messung bestimmten Achsen, nicht durch das Zentrum des Knies verlaufen.(36) Somit würde eine Bestimmung der Schaftachsen durch einen zentralen Punkt im Kniegelenk nicht genau die wahren anatomischen Schaftachsen darstellen können. Van Raaij et al.(34) verwendeten aber mit P19 nur einen der vielen bestimmbaren Messpunkte im Kniegelenk. Laut McDaniel et al.,(44) die mehrere verschiedene dieser Punkte miteinander verglichen, ist P19 der von allen von ihnen gemessenen und verglichenen Punkten mit seiner niedrigen Korrelation zum HKA ($r=0,50$ bei $P=0,0003$) am Wenigsten zur Abschätzung des HKA geeignet. Dies könnte das schlechte Abschneiden dieser Messmethode bei van Raaij et al.(34) erklären. Es ist zu vermuten, dass durch die Wahl eines geeigneteren Punktes im Kniegelenk, die Korrelation zum HKA steigen würde. Des Weiteren ist es auch auffällig, dass van Raaij et al.(34) als einzige Autoren (siehe Tabelle 12 und Tabelle 13) eine derart niedrige Korrelation der viel verwendeten Methode unter Nutzung eines Punktes im Kniegelenk ermitteln konnten.

Letztendlich entschieden wir uns trotz der Erkenntnisse von van Raaij et al.(34) dazu, die anatomischen Schaftachsen unter Verwendung eines zentralen Punktes im Kniegelenk zu bilden. Denn zur Bestimmung der Diaphysenachsen wären uns lediglich die Punkte M12, M34, M56 (Femur) und M78, M910, M1112 (Tibia) zur Verfügung gestanden. M56 und M1112 erschienen uns ungeeignet, da sie definiert sind als die am weitesten vom Knie entfernten noch abgebildeten Punkte auf der Diaphysenachse. Somit wäre dieser Abstand von Patient zu Patient verschieden gewesen. Folglich blieben nur noch die Punkte M12, M34 und M78, M910 übrig. Diese Punkte liegen aber sehr nah zusammen (Distanz der halben Femurkondylenbreite/ Tibiakopfbreite), sodass die Bestimmung der Schaftachsen sehr

ungenau gewesen wäre. Unter Verwendung eines zentralen Kniegelenkspunktes und M34 und M910 konnten wir eine wesentlich längere Schaftachse erhalten. Dies ist wichtig, da die zunehmende Länge der Schaftachse die Korrelation des FS-TS zum HKA erhöht,(37, 48) wie wir später noch genauer erläutern werden.

Zusätzlich für die Wahl dieser Messmethode spricht auch, dass sie diejenige ist, die beim absoluten Großteil der bisher existierenden Studien angewendet wurde (vgl. Tabelle 13). Somit entsteht eine gute Vergleichbarkeit mit diesen, und deren Erkenntnisse können besser auf unsere Arbeit angewendet werden.

2.3.2.2 Wahl des proximalen femoralen und des distalen tibialen Messpunktes sowie Wahl der Länge der Schaftachse

Die Länge der anatomischen Schaftachsen von Femur und Tibia entscheidet sich durch die Positionierung des proximalen und des distalen Messpunktes. Wir markierten hierfür auf dem Femur und auf der Tibia jeweils drei Punkte auf verschiedenen Schafthöhen. Jeder davon wurde genau auf der Diaphysenmittellinie platziert. Die Identifizierung dieser Punkte (P1 bis P12) erfolgte, indem auf der jeweiligen Höhe der mediale und laterale Rand des Schaftes durch einen Punkt markiert und rechnerisch deren Mittelpunkt bestimmt wurde. Alle diese Punkte bemaßen wir in einer festgelegten Entfernung zur Kniebasislinie des jeweiligen Knochens, wodurch gleichzeitig die Länge der daraus resultierenden Schaftachse definiert wurde. Die Kniebasislinie, auch Joint Line genannt, entspricht beim Femur einer an die Femurkondylen angelegten Tangente und bei der Tibia einer an die beiden Konkavitäten des Tibiaplateaus.

Hier die Beschreibung der verschiedenen von uns gemessenen Punkte auf der Diaphysenmittellinie (vgl. Grafik 2):

Punkt M12: Schaftmitte des Femurs in Entfernung der einfachen Femurkondylenbreite zur Joint Line des Femurs

Punkt M34: Schaftmitte des Femurs in Entfernung der eineinhalbfachen Femurkondylenbreite zur Joint Line des Femurs

Punkt M56: Schaftmitte des Femurs in weitest möglicher Entfernung zur Joint Line des Femurs, die der abgebildete Bildausschnitt zulässt

Punkt M78: Schaftmitte der Tibia in Entfernung der einfachen Tibiakopfbreite zur Joint Line der Tibia

Punkt M910: Schaftmitte der Tibia in Entfernung der eineinhalbfachen Tibiakopfbreite zur Joint Line der Tibia

Punkt M1112: Schaftmitte der Tibia in weitest möglicher Entfernung zur Joint Line der Tibia, die der abgebildete Bildausschnitt zulässt

Von der Mehrheit der Autoren wurde bisher zur Bestimmung der genannten Punkte statt einer relativen eine absolute Entfernung zur Joint Line gewählt.(32–34, 36, 45, 48–55) Wir nahmen aber von der Wahl einer absoluten Entfernung Abstand, weil unsere Röntgenaufnahmen über keinen Maßstab verfügen und somit eine absolute Entfernung nicht abzumessen gewesen wäre. Außerdem mussten wir davon ausgehen, dass einige unserer Aufnahmen in Vergrößerung vorliegen. Diese Tatsache kann zum Beispiel dem Vorliegen einer Beugekontraktur geschuldet sein. In diesem Falle könnte das Bein nicht so platziert werden, dass es vollständig auf der Platte aufliegt, wodurch sich ein Vergrößerungseffekt ergeben würde. Dies bedeutet, dass selbst wenn ein Maßstab vorhanden gewesen wäre, die abgebildete Distanz auf dem Röntgenbild nicht der realen entsprechen würde. Vor allem aber entschieden wir uns für einen relativen Abstand, weil ein Absolutwert von zum Beispiel 10 cm keine Rücksicht auf die Körpergröße der Patienten nehmen würde. Wir würden bei langen Beinen eine verhältnismäßig kurze Schaftachse bestimmen, bei kurzen Beinen eine Verhältnismäßig lange. Somit hätten wir bei unterschiedlich langen Beinen verschieden große Anteile von Femur und Tibia in der Bildung des FS-TS berücksichtigt. Folglich entschieden wir uns dazu, die Länge der Schaftachsen als ein Vielfaches der Kondylenbreite von Femur (für die Femurschaftachse) und Tibia (für die Tibiaschaftachse) zu definieren.

Die Mehrheit der Autoren bisher vorliegender Studien verwendete eine Entfernung zur Joint Line von 10 cm (vgl. Tabelle 13).(32–34, 36, 45, 48–50, 52–56)

Chang et al.(37) untersuchten nun aber, ob nicht eine geringfügig längere Schaftlänge von 15 cm eine höhere Korrelation zum HKA mit sich bringen würde. Diese Vermutung konnten sie an 102 arthrotischen Patienten empirisch bestätigen, indem sie die Korrelation zwischen HKA (a.p.-Beinaufnahmen, Extensionsstellung) und FS-TS (a.p.-Knieaufnahmen,

Extensionsstellung) bei Schaftlängen von 10 cm und 15 cm miteinander verglichen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson bei 10 cm betrug $r=0,692$ bei Männern und $r=0,800$ bei Frauen und bei 15 cm $r=0,814$ (Männer) und $r=0,883$ (Frauen). Des Weiteren untersuchten sie, warum die Schaftlänge einen derartigen Einfluss auf die Korrelation zwischen FS-TS und HKA hat. Sie konnten zeigen, dass durch Fehlstellung der gelenkfernen Regionen von Femur und Tibia die genannte Korrelation sinkt. Das dürfte daran liegen, dass diese Deformitäten bei der Messung kurzer Schaftlängen nicht mit abgebildet und somit, im Gegensatz zur Messung des HKA an kompletten Beinaufnahmen, ignoriert werden. Diese Vermutung wurde auch schon von anderen Autoren aufgestellt, (38, 41, 42, 48) wobei die Prävalenz derartiger Deformitäten bisher noch nicht erfasst wurde, und zu deren Abschätzung noch Studien an kompletten Aufnahmen des Beines nötig sind. (42, 43) Aufgrund ihrer Beobachtungen empfehlen Chang et al. also die Verwendung von längeren Schaftachsen als die üblichen 10 cm.

Auch Sheehy et al. (48) untersuchten diese Fragestellung und verglichen viele verschiedene Schaftlängen des FS-TS auf die Korrelation zum HKA. Sie maßen den FS-TS und den HKA an denselben im Stand aufgenommenen Beinaufnahmen von 120 Patienten mit bekannter Arthrose des Kniegelenks. Sie konnten zeigen, dass zwischen HKA und FS-TS bei der Messung anhand langer Schaftachsen eine hohe Korrelation besteht (Pearson's Korrelationskoeffizient $r > 0,87$). Diese Korrelation nimmt aber, in Übereinstimmung mit Chang et al. (37) ab, je kürzer die Schaftlänge der FS-TS wird (vgl. Tabelle 3). Aufgrund dieser Beobachtung empfehlen auch Sheehy et al. (48) die Verwendung möglichst langer Schaftachsen.

Pearson correlations (r) between HKA and the different methods of measuring FS-TS. $p < 0.05$ in each case.

Group		HKA vs. FS-TS r	HKA vs. $\frac{2}{3}$ FS-TS r	HKA vs. $\frac{1}{2}$ FS-TS r	HKA vs. $\frac{1}{3}$ FS-TS r	HKA vs. 10 cm FS-TS r
	Complete Dataset	1.0	0.98	0.96	0.92	0.88
1	$\geq 5.0^\circ$ Varus	0.95	0.85	0.71	0.52	0.41
2	between $0.0^\circ - 4.9^\circ$ Varus	0.90	0.74	0.62	0.51	0.45
3	between $0.1^\circ - 4.9^\circ$ Valgus	0.87	0.73	0.60	0.50	0.50
4	$\geq 5.0^\circ$ Valgus	0.98	0.91	0.82	0.72	0.66

Tabelle 3: aus Sheehy et al. (48) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Korrelation des FS-TS zum HKA je nach gewählter Schaftlänge (2/3, 1/2, 1/3 der kompletten Schaftlänge und 10 cm Entfernung vom Knie)

Diesen experimentellen Untersuchungen ist auch noch folgende theoretisch geometrische Überlegung hinzuzufügen: Je kürzer die Schaftachsen sind, desto sensitiver ist die Messung für ungenaue Platzierungen des zentralen Punktes im Kniegelenk. Zum Beispiel bewirkt eine Fehlplatzierung des zentralen Punktes im Kniegelenk um 2 mm bei Schaftachsen von lediglich 10 cm bereits einen Unterschied im FS-TS von einem halben Grad.(57)

Aufgrund dieser beschriebenen Empfehlungen hielten wir es also für sinnvoll, die längst möglichen Schaftachsen zu wählen, die uns zur Verfügung standen. Dies wären die Schaftachsen bestimmt durch die Punkte M56 und M1112 (Punkt auf Diaphysenmittellinie auf weitest bestimmbarer Distanz zur Joint Line) gewesen. Die Bildausschnitte der verschiedenen Aufnahmen waren aber bei den uns zur Verfügung stehenden Röntgenbildern nicht identisch. Dadurch wären unterschiedlich lange Anteile der Diaphysen abgebildet worden, und somit hätten sich auch die Schaftachsen in ihrer Länge von Fall zu Fall unterschieden. Ebenfalls wären selbst bei gleich positioniertem Bildausschnitt relative Unterschiede der Anteile der abgebildeten Diaphysen je nach Größe des Patienten entstanden. Bei größeren Menschen wäre verhältnismäßig ein kleinerer Teil ihrer Diaphyse abgebildet worden, als bei kleineren. Folglich haben wir uns dazu entschieden, diese beiden Punkte nicht zu verwenden, sondern stattdessen die zweitweitest entfernten Punkte M34 und M910. Selbst bei Schaftachsenlängen, die diesen relativ kurzen von uns verwendeten entsprechen, ermittelten Sheehy et al.(48) noch gute Korrelationen mit dem HKA im Bereich von $r=0,88$ bis $r=0,92$.

2.3.2.3 Messung anhand eines oder zweier zentraler Punkte im Kniegelenk?

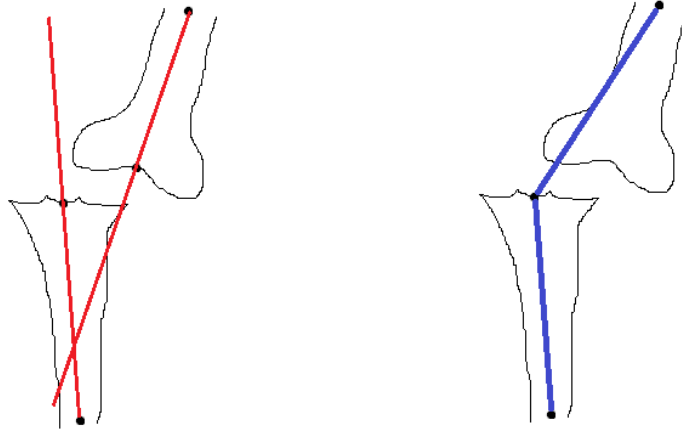
Nun stellte sich die Frage ob wir als zentralen Punkt im Kniegelenk einen einzelnen Punkt wählen sollten, in dem sich beide Geraden der Schaftachsen schneiden, oder ob wir die Femurschaftachse anhand einer zentralen Landmarke des Femur und die Tibiaschaftachse an einer der Tibia bestimmen sollten. Im Folgenden werden wir zur Bezeichnung der jeweiligen Varianten des Öffteren die Begriffe Ein- und Zweipunktmethode verwenden.

In der Literatur finden beiderlei Möglichkeiten Anwendung. Es messen sowohl viele Autoren an einem Punkt,(32, 33, 35, 36, 45, 46, 56) sowie auch viele andere an zwei Punkten.(33, 37, 38, 48, 49)

Cooke et al.(38) empfehlen die Messung anhand zweier Punkte. Sie mahnen unter Berufung auf anatomische Studien,(58, 59) dass nur durch die separate Messung der Femur- und Tibiaschaftachse gemessen werden kann, welcher der Knochen die Fehlstellung im Kniegelenk in welchem Maße beeinflusst. Die Absicht unserer Arbeit war es aber nicht, eine komplexe Analyse der detaillierten knöchernen Strukturen eines Einzelfalles durchzuführen, wie es in der Planung von korrigierenden Operationen vonnöten ist, worauf sich Cooke et al. beziehen, sondern wir wollten den Winkel des Kniegelenks in der Frontalebene anhand eines großen Patientenkollektivs ermitteln.

Des Weiteren argumentieren Cooke et al.(38), dass es nur durch eine Messung an zwei Punkten möglich ist vorliegende Subluxationen und deren Ausmaß zu erkennen. Gleichzeitig erwähnen sie aber auch, dass noch nicht ausreichend dokumentiert ist, wie sehr Subluxationen die Messgenauigkeit tatsächlich beeinflussen. Dies werden wir, wie im Folgenden beschrieben, selbst anhand unserer Patienten untersuchen.

Dieser Gedanke der verfälschenden Wirkung einer möglichen Subluxation auf die Messung erschien uns für unsere Arbeit besonders wichtig, da einige unserer Patienten Fehlstellungen extremer Ausmaße aufwiesen. Bei Patienten mit derartig starken varus oder valgus Achsdeformitäten ist es denkbar, dass aus dieser ausgeprägten mechanischen Fehlbelastung auch Subluxationen resultieren können. Wir möchten an dieser Stelle folgende geometrische Überlegung hinzufügen, um zu erläutern, wie eine Subluxation die Messung des FS-TS an einer Einpunktmethode verfälschen kann: Bei subluxierten Kniegelenken können die Schaftachsen und dadurch der FS-TS durch Verwendung zweier Punkte immer noch genau abgebildet werden, da jeder Knochen einzeln vermessen wird. Bei der Verwendung lediglich eines einzigen zentralen Punktes im Kniegelenk, zum Beispiel an der Tibia, würde die Ausrichtung der Femurschaftachse überhaupt nicht gemessen werden und der gemessene Winkel würde nicht dem wahren FS-TS entsprechen. Diese Problematik haben wir an der folgenden Grafik verdeutlicht.



Grafik 5: Messung mit einem Punkt im Kniegelenk entspricht nicht den anatomischen Schaftachsen, und ergibt somit keinen korrekten Winkel

Im Gegensatz zu Cooke et al.(38) gaben McDaniel et al.(44) eher Argumente für die Verwendung einer Einpunktmethode an. In ihrer Arbeit verglichen die Autoren verschiedene zentrale Messpunkte im Kniegelenk miteinander (mehr dazu im folgenden Kapitel). Darunter befand sich neben 4 Einpunktmethoden auch eine Zweipunktmethode mit Verwendung von P19 und P30, wodurch diese Arbeit für die hier diskutierte Fragestellung von Interesse war. Hierbei schnitt die Zweipunktmethode im Vergleich mit der besten der Einpunktmethoden (Verwendung von P30) in Bezug auf Inter- und Intra-Rater Reliabilität, Minimal Detectable Difference, Korrelation zum HKA und dem verbleibenden Offset nach Offsetkorrektur geringfügig schlechter ab (vgl. Tabelle 12). Im Vergleich zu der am zweitbesten abschneidenden Einpunktmethode unter Verwendung von M2829 ist diese Zweipunktmethode aber bezüglich der Minimal Detectable Difference und des verbleibenden Offsets nach Offsetkorrektur bereits geringfügig überlegen. Beide genannten Punkte der genannten Einpunktmethoden - P30 und M2829 - liegen räumlich gesehen extrem nah beieinander. Dass dennoch eine beider Methoden in einigen Aspekten der Zweipunktmethode überlegen ist, und die andere nicht, legt bereits die Vermutung nahe, dass die Unterschiede zwischen den hier untersuchten Methoden sehr gering sind. Dies wird auch bei der Betrachtung der verschiedenen Vergleichswerte in genannter Tabelle ersichtlich. Diese Studie mag also gut dafür geeignet sein, falls eine Einpunktmethode gewählt werden soll, die Beste zu ermitteln, oder auch dafür, bei Verwendung einer Zweipunktmethode den geeignetsten zentralen Messpunkt an der Tibia zu wählen, da sich die Punkte bei drei der vier

Einpunktmethode auf der Tibia befanden, und somit ein direkter Vergleich dieser Techniken möglich war. Für den unmittelbaren Vergleich, ob eine Ein- oder Zweipunktmethode zu bevorzugen ist, schien uns diese Arbeit aber aufgrund der geringen Unterschiede wenig geeignet. Und vor allem ist das Hauptargument, was für die Verwendung einer Zweipunktmethode sprechen würde ja die Vermeidung von Messfehlern beim Vorliegen einer Subluxation. Nun liegt aber die Fallzahl dieser Studie von McDaniel et al. bei lediglich 35 Patienten. Dass darunter eine oder mehrere schwere Subluxationen vorliegen, die dafür sorgen würden, dass die untersuchte Zweipunktmethode besser abschneidet, ist nicht sehr wahrscheinlich, insbesondere dadurch, dass unter diesen 35 auch 16 nicht arthrotische Patienten waren, bei denen noch weniger mit einer relevanten Subluxation zu rechnen ist, als bei arthrotischen. Und selbst wenn in einem oder mehreren der Fälle eine Subluxation vorliegen würde, könnte bei diesem Studienaufbau nicht erkannt werden, wie stark die Subluxation bei einem einzelnen Patienten den gemessenen Winkel verfälschen würde.

In Anbetracht dieser unklaren Studienlage und der Mahnung von Cooke et al.(38) hielten wir es für geraten, zu prüfen, ob der Unterschied zwischen den FS-TS ermittelt durch Ein- und Zweipunktmethode abhängig vom Ausmaß der Subluxation ist. Die Subluxation abschätzende Werte eines jeden unsere Patienten lagen uns als primärer Endpunkt ja bereits vor.

Hierzu errechneten wir für jeden Patienten die Differenz der FS-TS gemessen durch eine Einpunktmethode (M34, P30 und M910) und durch eine Zweipunktmethode (M34, P19, P30 und M910). Anschließend berechneten wir mittels SPSS den Korrelationskoeffizienten nach Pearson zwischen dieser Differenz und dem Grad der Subluxation (siehe Tabelle 4). Wir erhielten eine Korrelation von $r=0,615$ mit einem p -Wert von $0,000$. Es besteht also eine moderate, statistisch hoch signifikante Korrelation. Diese Korrelation bestätigte sich auch bei stichprobenartiger Einsicht in die Daten. Bei nicht subluxierten Knien, waren die durch beide Messmethoden ermittelten FS-TS nahezu identisch. Je stärker die Subluxation wurde, desto stärker unterschieden sie sich aber. Bei stärksten Subluxationen unterschieden sich beide Methoden um bis zu $6,7$ Grad. Dieser beschriebene Zusammenhang wird auch sehr gut in Grafik 6 deutlich, in der wir die Differenz zwischen Ein- und Zweipunktmethode in Abhängigkeit vom Ausmaß der Subluxation darstellten. In Folge dieser klaren Unterschiede

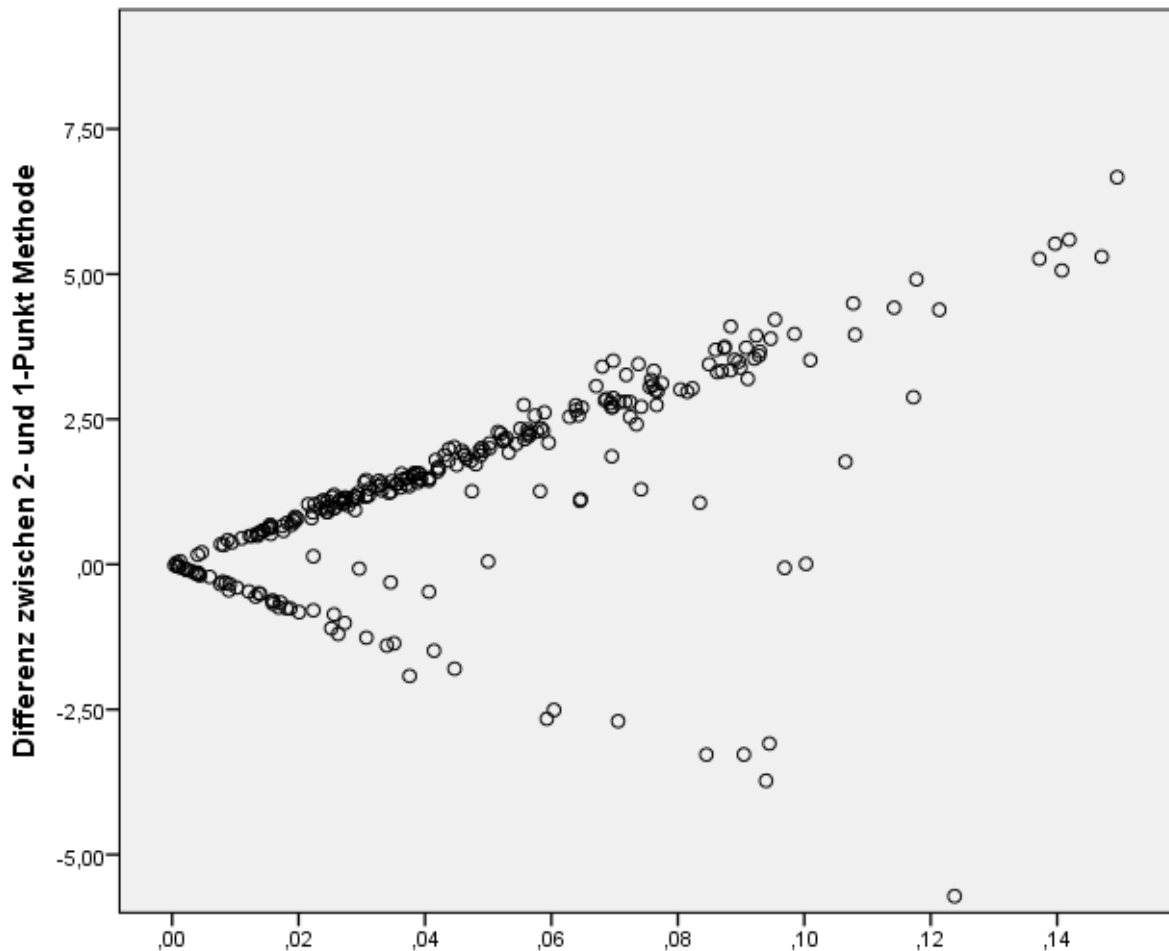
beider Methoden in Abhängigkeit von der Subluxation, entschieden wir uns zur Verwendung einer Zweipunktmethode.

Korrelationen

		Subluxation als Quotient	Differenz zwischen 2- und 1-Punkt Methode
Subluxation als Quotient	Pearson-Korrelation	1	,615**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N	266	266
Differenz zwischen 2- und 1-Punkt Methode	Pearson-Korrelation	,615**	1
	Sig. (2-seitig)	,000	
	N	266	266

** . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 4: Korrelation nach Pearson zwischen Subluxation und der Differenz der gemessenen FS-TS mittels Ein- und Zweipunktmethode



Grafik 6: Grafische Darstellung der Differenz zwischen genannter Ein- und Zweipunktmethode in Abhängigkeit vom Ausmaß der Subluxation

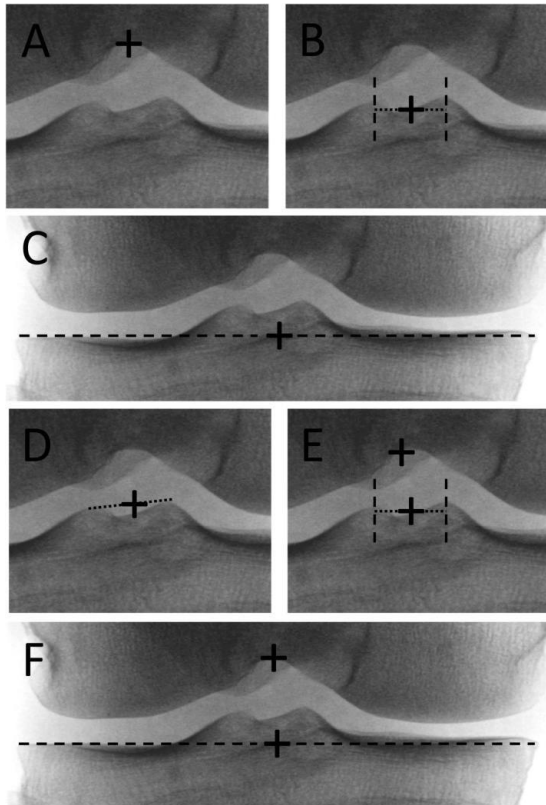
2.3.2.4 Messpunkte im Kniegelenk

Nun galt zu entscheiden, welchen zentral im Kniegelenk gelegenen Punkt der Tibia wir zur Bestimmung der Tibiaschaftachse wählen und welchen des Femurs zur Bestimmung der Femurschaftachse. Zu Verfügung standen uns nach unserer Messung P19, P28, P29 und P30.

Dies ist leider das Thema mit der kontroversesten Studienlage. Die Messpunkte im Kniegelenk werden völlig unterschiedlich je nach Studie und Autor gemessen. Dies lässt sich in Tabelle 13 leicht erkennen, in der wir die existierenden Arbeiten und die darin genutzten zentralen Messpunkte zusammenfassten. Auch McDaniel et al.(44) erstellten bereits eine sehr ausführliche Tabelle zu diesem Thema (Tabelle 14 und Tabelle 15). Die Wahl der Punkte erscheint bei vielen Autoren zum Teil beinahe willkürlich, da häufig Argumentationen oder Quellenangaben zu diesem Thema fehlen. Lediglich darin sind sich die allermeisten Studien

einig, dass sie, sofern zwei Punkte zur Messung genutzt wurden, P19 als zentralen Punkt des Femurs verwendeten.(33, 34, 37, 44, 48, 49) Dass dieser Punkt unseren Zwecken genügt galt es aber noch zu belegen. Des Weiteren mussten wir unter den verschiedenen zentral im Kniegelenk gelegenen Punkten der Tibia noch den geeignetsten auswählen.

Hierbei fiel unser Augenmerk auf die Arbeit von McDaniel et al.(44), die sich ausführlich mit der Frage nach den geeignetsten Messpunkten im Kniegelenk beschäftigte. Darin wurden 6 verschiedene Messmethoden verglichen, die sich lediglich in der Positionierung der zentralen Punkte im Kniegelenk unterschieden. Darunter befanden sich 4 Einpunktmethoden. Alle diese Methoden bedienten sich Messpunkten, die auch wir in unsere Arbeit bestimmt hatten (P19, P30, M2829 und M2425). Die übrigen beiden Methoden waren Zweipunktmethoden. Bei einer davon wurden die Punkte P19 und P30 genutzt. Die sechste Methode wurde zwar als getestete Messmethode angegeben, tauchte aber aus unbekanntem Gründen nicht mehr in der Auswertung auf, und konnte darum von uns nicht berücksichtigt werden. Diese sechs verschiedenen Messmethoden haben die Autoren in der folgenden Grafik (Grafik 7) veranschaulicht. Die Schaftachsen wurden bestimmt, indem der Schaftmittelpunkt in 10 cm Entfernung zum Kniegelenk markiert wurde. Diese Schaftachsenlänge entspricht in etwa der unseren, wodurch die Werte, die die Autoren bestimmten als mit den unseren vergleichbar anzunehmen sind. Die Fallzahl betrug lediglich 36 Patienten, darunter 19 arthrotische und 16 gesunde. Außerdem wurden die FS-TS an fixed-flexion Aufnahmen bestimmt, was die Vergleichbarkeit mit unserer Arbeit womöglich reduziert. Dennoch ist dies die unter den uns vorliegenden Studien diejenige mit dem Besten und ausführlichsten Vergleich der meisten zentralen Messpunkte, sodass wir dennoch diese Arbeit zur Entscheidung bezüglich des Messpunktes im Kniegelenk nutzten.



Grafik 7: aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Darstellung der von ihnen verglichenen Messmethoden.

Punkt A \equiv P19; Punkt B \equiv P30; Punkt C \equiv M2425; Punkt D \equiv M2829

Alle 5 genannten Messmethoden wurden in Bezug auf Inter- und Intra-Rater Reliabilität, Korrelation mit dem HKA (nach Hsu et al.(35)), dem verbleibenden Offset zum HKA nach Korrektur um das mittlere Offset bei der jeweiligen Messmethode, nach der Minimal Detectable Difference und auch nach weiteren, für uns weniger relevanten Kriterien (siehe Tabelle 16) miteinander verglichen.

Zunächst betrachteten wir die Einpunktmethode der Autoren,(44) die sich einer knöchernen Struktur der Tibia bedienen, um den Besten hiervon als Punkt auf der Tibia für unsere Zweipunktmethode auszuwählen. Alle davon weisen eine ausgezeichnete Inter- und Intra-Rater Reliabilität auf, bemessen an der Intraklassenkorrelation (0,93-0,96 und 0,93-0,99). Diese Unterschiede sind aber so gering, dass sie uns nicht als Entscheidungskriterium dienen konnten. Punkt 30 weist die höchste Korrelation zum HKA auf ($r=0,65$, $P<0,0001$), Punkt M2829 die zweithöchste ($r=0,64$, $P<0,0001$), gefolgt von M2425 ($r=0,55$, $P<0,0001$) und P19 ($r=0,50$, $P=0,0003$). Das verbleibende Offset nach Korrektur des mittleren Offsets ist am

niedrigsten bei P30 ($0,3^\circ$) und M2425 ($-0,3^\circ$). Bei M2829 liegt es bei -1° , bei P19 bei $-1,4^\circ$. Die Minimal Detectable Difference liegt am niedrigsten bei P30 ($1,25^\circ$), gefolgt von M2425 ($1,72^\circ$), P19 ($2,13^\circ$) und M2829 ($2,37^\circ$).

Zusammengefasst hat P30 die höchste Korrelation mit dem HKA, das niedrigste verbleibende Offset (zusammen mit M2425), die niedrigste Minimal Detectable Difference und ausgezeichnete Inter- und Intra-Rater-Reliabilitäten. P30 weist nur geringfügige bessere Daten auf als M2829. Lediglich die Minimal Detectable Difference ist erwähnenswert schlechter bei M2829. Diese Ähnlichkeit war zu erwarten, da sich beide Punkte extrem nahe liegen. Auch aus unserer eigenen Messerfahrung heraus war von diesen beiden Punkten P30 gegenüber M2829 zu favorisieren. Denn aufgrund der starken Osteophytenbildung bei der Mehrzahl unserer Patienten gestaltete es sich in einigen Fällen als äußerst schwierig, die Tuberculae intercondylares genau zu bestimmen (und hieraus ihren Mittelpunkt). Die Basis der Fossa intercondylaris war dahingegen wesentlich einfacher, klarer und wohl auch objektiver zu identifizieren. Wobei auch hierbei die üppige Osteophytenbildung ganz klar als potentielle Quelle von Messungenauigkeiten in Betracht gezogen werden muss.

Folglich entschieden wir uns dazu, Punkt 30 als zentralen Punkt im Kniegelenk zur Bestimmung der Tibiaschaftachse zu verwenden.

Die Wahl des im Knie gelegenen Messpunktes des Femurs fiel im Gegensatz zu demjenigen der Tibia relativ leicht, da in der Literatur bisher nur sehr wenig verschiedene Punkte zur Anwendung kamen. Die allermeisten Autoren, die sich einer Zweipunktmethode bedienten, verwendeten so wie wir als femoralen Punkt den Punkt 19. (33, 37, 44, 48, 49)

Die einzige uns bekannte Studie, die die Güte einer Zweipunktmethode untersuchte, war die bereits ausführlich beschriebene von McDaniel et al. (44), die als femoralen Messpunkt P19 und als tibialen, so wie wir, P30 verwendeten. Für alle anderen femoralen Punkte konnten wir keinen Beleg finden, dass sowohl die Korrelation zum HKA ausreichend hoch und die Inter- und Intra-Rater Reliabilitäten ausreichend hoch sind.

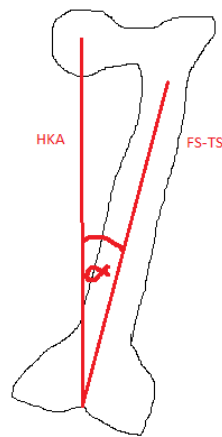
Punkt 19 alleine wies zwar mit $r=0,50$ bei $P=0,0003$ die schlechteste Korrelation zum HKA aller untersuchter Punkte auf. Diese stieg aber, wenn er zusammen mit P30 in Form einer Zweipunktmethode genutzt wurde auf $r=0,59$ bei $P<0,0001$. Dies erschien uns mehr als

ausreichend, insbesondere dadurch, dass der beste einzelne Punkt mit $r=0,65$ bei $P<0,0001$ nur geringfügig besser abschnitt. Die Inter- und Intra-Rater Reliabilität lagen mit $0,93$ unter den 5 Methoden am niedrigsten, wobei uns das bei den geringfügigen Unterschieden als unwichtig erschien, insbesondere dadurch, dass selbst dieser Wert noch sehr hoch war. Das verbleibende Offset nach Korrektur des mittleren Offsets lag mit $-0,5^\circ$ auch immer noch sehr niedrig und unter den 5 Messungen sogar an zweitbesten Stelle. Zusammenfassend mag diese Zweipunktmethode vielleicht in einigen der von McDaniel et al.(44) bestimmten Werten geringfügig schlechter abschneiden als manche der Einpunktmethoden, schützt aber im Gegensatz zu diesen vor den relevanten Verfälschungen bei Subluxationen (deren Relevanz wir im vorherigen Kapitel bewiesen haben) und hat alles in allem immer noch hervorragende Daten, insbesondere in den für unsere Fragestellung am Wichtigsten erscheinenden Punkten, nämlich der Korrelation zum HKA und der Inter- und Intra-Rater Reliabilitäten.

2.3.3 Offsetkorrektur

Anhand der ausgewählten Messpunkte hatten wir nun den FS-TS eines jeden Patienten bestimmt. Der FS-TS ist aber, wie schon in der Einleitung erwähnt nicht mit dem HKA identisch. Die Femurschaftachse liegt durch das Vorhandensein des Schenkelhalses weiter lateral, als beim HKA, dessen mechanische Achse weiter medial durch den Femurkopf verläuft. Somit unterscheidet sich der HKA vom FS-TS um einen bestimmten Winkel, das sogenannte femorale Offset (siehe Grafik 8). Er ist definiert als die Differenz von HKA und FS-TS. Anstatt des Begriffes „femorales Offset“ wird in der Literatur auch öfter die Bezeichnung „FMA“ (femoral mechanical–anatomical angle) verwendet, die deutlicher erkennen lässt, dass es sich beim femoralen Offset um einen Winkel handelt. Wir werden in dieser Arbeit aber den Begriff femorales Offset bzw. auch nur Offset nutzen. Der FS-TS ist aufgrund des Offsets also valgischer als der HKA, weswegen der FS-TS nach folgender Formel korrigiert werden muss:

$$\text{HKA} = \text{FS-TS} - \text{Offset}$$



Grafik 8: Der FS-TS unterscheidet sich vom HKA um das Offset α

Demzufolge durchsuchten wir die Literatur nach einem geeigneten Wert zur Korrektur des Offsets.

Issa et al.(47) bewiesen bereits die Wichtigkeit der Korrektur des Offsets. Sie konnten zeigen, dass sie einen relevanten Einfluss auf die Sensitivität und Spezifität der korrekten Identifizierung von Varus- und Valgusfehlstellungen hat. Sensitivität und Spezifität ohne Korrektur des Offsets liegen bei als varisch identifizierten Knien bei 0,53/ 0,97 und bei als valgisch identifizierten bei 1/ 0,48. Nach Korrektur des Offsets hingegen deutlich höher mit 0,84/ 0,84 bei varischen und 0,98/ 0,73 bei valgischen Knien.

Bevor man sich über den genauen Wert des Offsets Gedanken macht, sollte man sich erst einmal überlegen, ob das Offset bei allen Patienten gleich groß sein kann. Liebs et al.(60) haben bereits in einer Studie mit 362 Patienten, allerdings nach endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks, eine Assoziation zwischen Körpergröße und femoralem Offset nach der Formel „femoral offset (mm) = -6.96 + 0.28 × Körpergröße“ beschrieben. Dieses Erkenntnis ließ sich aber auf diese Arbeit nicht anwenden, da die ermittelte Formel nicht auf präoperative Patienten übertragbar ist. Korrekturformeln der Körpergröße für unser Patientenkollektiv existieren unseres Wissens bisher nicht. Dennoch zeigte diese Arbeit, dass es ein Fehler wäre, das Offset bei allen Patienten als gleich groß anzunehmen. Folglich machten wir uns auf die Suche nach bereits nachgewiesenen Einflussgrößen auf das femorale Offset.

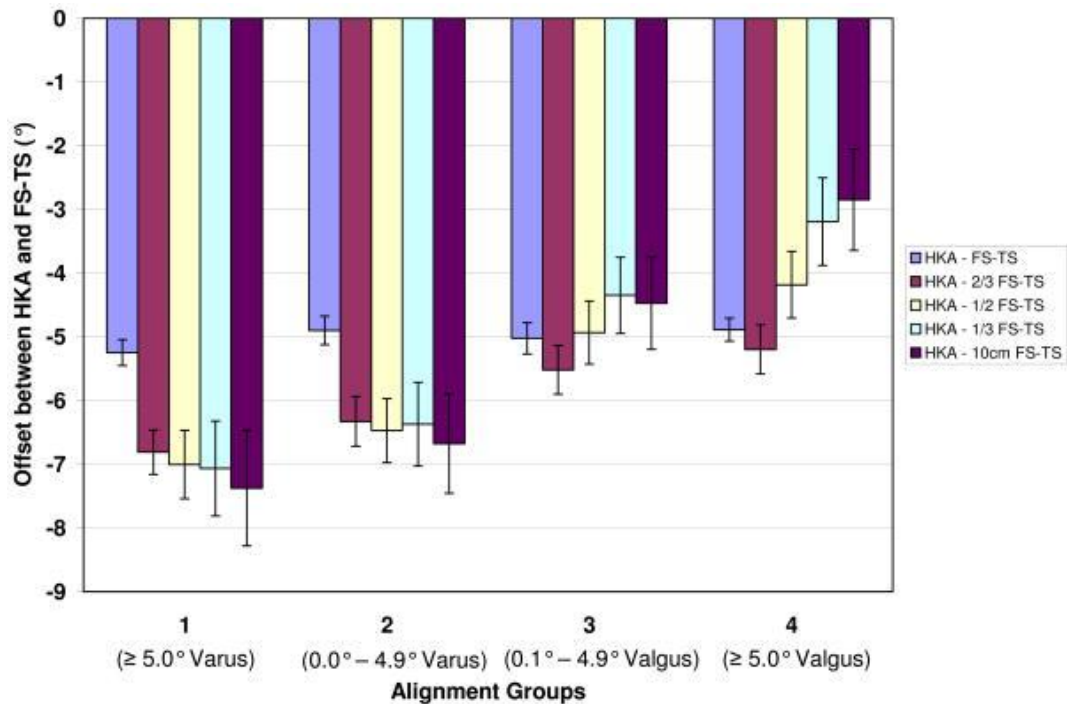
Als einen der in der Literatur am meisten diskutierten Einflussfaktoren auf das femorale Offset machten wir das Geschlecht des Patienten aus. Wobei hierbei widersprüchliche Meinungen

zu lesen sind, ob das Geschlecht tatsächlich einen Einfluss hat, und wenn ja, bei welchem Geschlecht das Offset größer ist. Die Uneinigkeit könnte daher rühren, dass die Autoren, die sich mit diesem Thema beschäftigten teils an kniegesunden, als auch teils an arthrotischen Patienten ihre Untersuchungen durchführten. Manche nutzen die gesamte Femurlänge zur Bestimmung der Schaftachse, und andere, wie wir, lediglich die knienahen Schaftanteile. Auch die Messtechnik zum Erhalt der untersuchten Winkel variierte von Arbeit zu Arbeit. In der angehängten Tabelle 17: geben wir einen knappen Überblick über die vorliegenden Arbeiten und die darin ermittelten Offsets, wobei aus Gründen der Übersicht nicht alle Details jeder Arbeit angegeben sind, sondern wir uns auf die in unseren Augen wichtigsten Punkte beschränkten. Ein Großteil dieser Studien bejahte den Einfluss des Geschlechts auf das femorale Offset(32, 37, 47, 48, 61, 62), wobei Sheehy et al.(48) lediglich bei kurzen Schaftachsen einen Einfluss des Geschlechts auf das Offset errechneten und Chang et al.(37) nur einen statistisch signifikanten Einfluss des Geschlechts bei Patienten mit Arthrose im Knie belegen konnten, nicht aber bei Kniegesunden. Bis auf Chang et al. (15, 37) (37) gaben alle von uns gelesenen und oben zitierten Arbeiten an, dass Männer ein größeres Offset haben, lediglich bei Chang et al.(37) haben es die Frauen. Die Arbeit von Hsu et al.(35) war die einzige, die auch bei kurzen Schaftachsen keinen Einfluss des Geschlechts feststellen konnte. Wobei diese Arbeit für uns nur von geringem Interesse war, da in dieser lediglich Patienten ohne Kniegelenksarthrose untersucht wurden. Zusammenfassend sei gesagt, dass ein Großteil der Publikationen dafür sprach, dass Männer ein größeres Offset haben als Frauen. Wir verließen uns hierbei insbesondere auf die Arbeit von Sheehy et al.(48), da die Autoren neben anderen Messtechniken auch genau die von uns gewählten anwendeten und hierfür Offsetwerte ermittelten, da sie Patienten mit Arthrose des Kniegelenks untersuchten und darüber hinaus auch da ihre Analyse des femoralen Offsets in der uns bekannten Literatur diejenige war, die die meisten womöglich beeinflussenden Größen beinhaltet.

Ein weiterer Faktor, der Einfluss auf das femorale Offset zu haben scheint, ist die Schaftlänge, an der der FS-TS gemessen wurde. Sheehy et al.(48) zeigten, dass Beinachsen mit Varusdeformität bei kürzerer Schaftlänge ein höheres Offset haben, Beinachsen mit Valgusdeformität hingegen ein niedrigeres (siehe Grafik 9).

Der letzte Einflussfaktor auf das femorale Offset, auf den wir bei unserer Literatursuche stießen war der HKA. Diesen ermittelten sowohl Sheehy et al.(48) (siehe Grafik 9), als auch

Deakin et al.(61) und Desme et al.(63) mit der einheitlichen Erkenntnis, dass varische Beinachsen größere Offsets besitzen. Es ist selbsterklärend, dass wenn die Größe des HKA einen Einfluss auf das Offset hat, es ebenfalls die Größe des FS-TS haben muss. Unseres Wissens gibt es aber keine Studien, in denen die Werte für die Offsetkorrektur abhängig vom FS-TS ermittelt wurden, sondern lediglich in Abhängigkeit vom HKA.



Grafik 9: aus Sheehy et al.(48) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Darstellung der Größe des Offsets in Abhängigkeit vom FS-TS und von der Schaftlänge (ganze Diaphyse, 2/3 der Diaphyse, 1/2 der Diaphyse, 1/3 der Diaphyse und 10 cm)

Nun hatten wir uns einen Überblick darüber verschafft, welche Faktoren die Höhe des Offsets beeinflussen. Anschließend machten wir uns in der Literatur auf die Suche nach Arbeiten, die uns Werte zur Offsetkorrektur zur Verfügung stellen, in denen diese Faktoren berücksichtigt wurden, um anschließend den HKA möglichst genau berechnen zu können. Dabei musste, um die Übertragbarkeit der Offsetkorrekturwerte auf unsere Arbeit ermöglichen zu können berücksichtigt werden, dass diese Werte durch Messtechniken ermittelt wurden, die der unseren soweit wie möglich gleichen, und dass an Patienten gemessen wurden, die den unseren weitestgehend entsprechen.

Hierbei fiel unsere Wahl auf die Offsetwerte von Sheehy et al.(48). Die Autoren ermittelten diese in Abhängigkeit vom Geschlecht, der Schaftlänge und dem HKA, also allen von uns ermittelten relevanten Einflussgrößen. Die Messpunkte im Kniegelenk sind genau die von uns

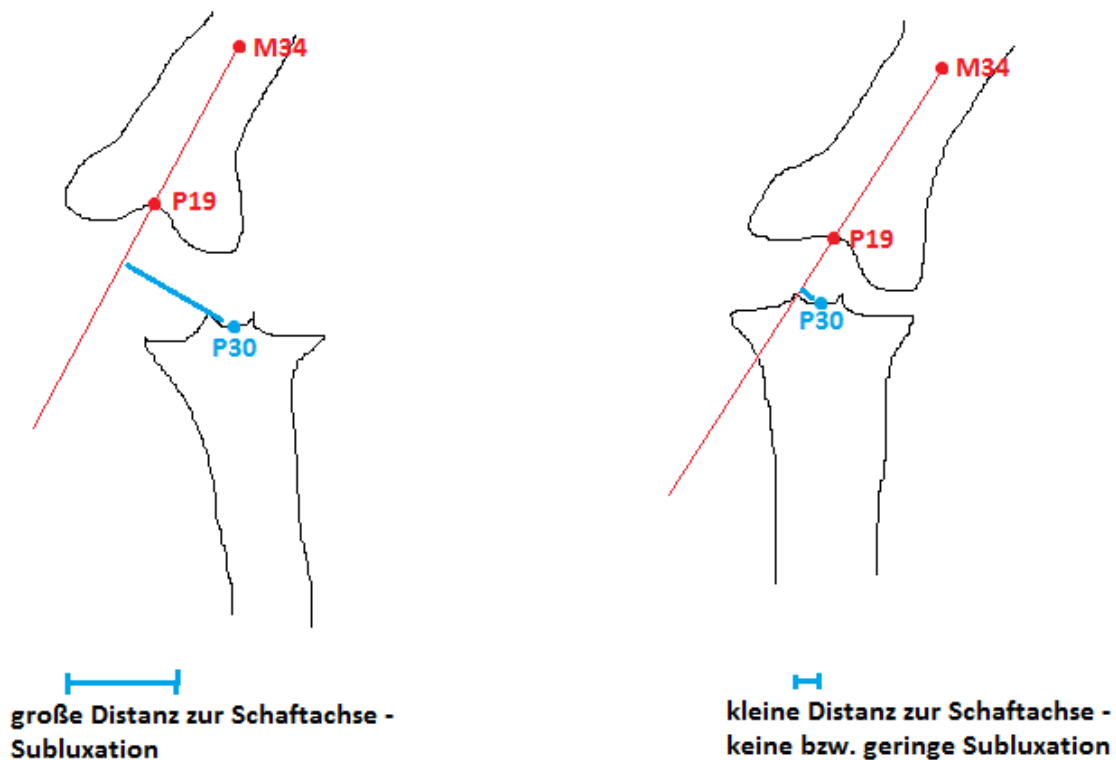
verwendeten Punkte P19 und P30. Des Weiteren bieten die Autoren auch Offsetwerte für eine Schaftlänge von 10 cm an, die der unseren weitestgehend entspricht. Denn laut Griffin et al.(64) haben die Femurkondylen im Mittel eine Breite von 7,8 cm. Somit verfügen wir bei einer Schaftlänge der eineinhalbfachen Femurkondylenbreite über eine Femurschaftlänge von im Durchschnitt 11,7 cm. Für die Breite des Tibiakopfs konnten wir keine genauen Werte finden, aber sie ist mit derjenigen des Femur als vergleichbar anzunehmen, wenn nicht sogar etwas kleiner. Folglich entschieden wir uns dafür die Offsetwerte für eine Achse von 10 cm zu verwenden. Außerdem ist, um die Offsetwerte nutzen zu können, laut Felson et al.(49) darauf zu achten, dass sich die Kniegelenke in derselben Flexionsstellung befinden. Denn die Autoren fanden heraus, dass das Offset in Extension und Flexion verschieden ist. Sheehy et al.(48) verwendeten, wie auch wir beim Großteil unserer Patienten, Röntgenaufnahmen im Stand und somit, soweit es die jeweilige Pathologie zuließ, extendiert aufgenommene Röntgenbilder, wodurch ihre Werte gut für uns verwendbar waren. Ein letzter Aspekt, der unsere Wahl begründete ist, dass Sheehy et al.(48), wie wir an Patienten mit Arthrose des Kniegelenks maßen, und uns auch ihre Fallzahl von 120 ausreichend hoch erscheint.

Da wir natürlich gerne auch Offsetwerte nutzen wollten, die in Abhängigkeit vom FS-TS errechnet wurden und nicht vom HKA (den wir ja erst nach der Offsetkorrektur erhalten konnten), schrieben wir eine E-Mail an Frau Dr. Sheehy mit der Frage, ob sie anhand ihrer erhobenen Daten auch dazu in der Lage und gewillt wäre, dementsprechende Werte zu ermitteln, und uns diese freundlicher Weise zukommen zu lassen. Doch leider konnte sie uns diesbezüglich nicht weiterhelfen. Im Anhang befindet sich eine Kopie unserer Email und der Antwort. Es blieb uns also keine Wahl, als die Offsetwerte ohne Berücksichtigung der Größe des FS-TS bzw. des HKA zu benutzen.

2.4 Überlegungen zur Subluxation

Als Messwert für das Ausmaß der Subluxation berechneten wir die Entfernung von P30 zur Femurschaftachse (siehe Grafik 10). Die Femurschaftachse wurde, wie zur Messung des FS-TS, durch die Punkte M34 und P19 bestimmt. Die Wahl von P30 begründete sich dadurch, dass dies nahezu der einzige in der Literatur beschriebene zentral im Kniegelenk gelegene Punkt der Tibia ist.(33, 34, 37, 44, 48, 49) In diesen Arbeiten wird er zwar zur Messung des Winkels

in der Frontalebene genutzt und nicht zu derjenigen der Subluxation, aber dennoch konnte dort gezeigt werden, dass dieser Punkt in Röntgenaufnahmen ausreichend reliabel bestimmbar ist. Studien, die bestimmte Messmethoden der Subluxation empfehlen oder vergleichen gibt es unseres Wissens bisher nicht. Da wir in unseren Aufnahmen über keinen Maßstab verfügten, konnten wir die genannte Entfernung nicht als absoluten Wert angeben, sondern berechneten sie im Verhältnis zur Breite des Tibiakopfes (Entfernung von P24 zu P25).



Grafik 10: Messung der Subluxation

2.5 Berechnungen

Nachdem wir unsere Auswahl der Messpunkte für FS-TS und die Subluxation begründet haben, wollen wir nun die daran durchgeführten Berechnungen beschreiben.

Zunächst importierten wir die von ImageJ (31) erhaltenen x und y Koordinaten der 34 Punkte eines jeden Patienten in Microsoft Office Excel 2007. Alle der folgenden Berechnungen führten wir mit dieser Software durch. Falls notwendig ist im Folgenden auch die Excel-Syntax der jeweiligen Berechnungen angegeben.

2.5.1 Berechnung von Mittelpunkten

Für die folgenden Berechnungen wurden des Öfteren Mittelpunkte einiger der von uns bestimmter Messpunkte benötigt. Diese berechneten wir über folgende Formel zur Mittelpunktsberechnung (Allgemeine Darstellung in Form von Ortsvektoren):

$$\vec{m} = 0,5 * (\vec{a} + \vec{b})$$

\vec{m} = Ortsvektor des Mittelpunktes

\vec{a} = Ortsvektor des Punktes a

\vec{b} = Ortsvektor des Punktes b

Diese Vektorielle Darstellung wurde aufgelöst in ihre x- und y- Koordinaten und es wurden die von uns benötigten Variablen eingesetzt. Hier geben wir exemplarisch die Mittelpunktsberechnung für M910 an. Für die übrigen Mittelpunkte wurde analog vorgegangen.

$$x_{M910} = 0,5 * (x_9 + x_{10})$$

$$y_{M910} = 0,5 * (y_9 + y_{10})$$

2.5.2 Berechnung des FS-TS

Den FS-TS berechneten wir anhand folgender Formel:

$$\tan_{FS-TS} = \left| \frac{m(Femur) - m(Tibia)}{1 + m(Femur) * m(Tibia)} \right|$$

$$\rightarrow FS-TS = \text{ARCTAN} \left| \frac{m(Femur) - m(Tibia)}{1 + m(Femur) * m(Tibia)} \right|$$

mit m aus den Geradengleichungen der Schaftachsen von Femur und Tibia:

$$y = m(\text{Femur}) * x + t(\text{Femur})$$

und

$$y = m(\text{Tibia}) * x + t(\text{Tibia})$$

mit

m(Femur) = Steigung der anatomischen Schaftachse des Femurs

m(Tibia) = Steigung der anatomischen Schaftachse der Tibia

t(Femur) = y-Wert des Schnittpunktes der Femurschaftachse mit der y-Achse

t(Tibia) = y-Wert des Schnittpunktes der Tibiaschaftachse mit der y-Achse

Die Werte von m und t erhielten wir durch Einsetzen der x- und y-Werte der zwei Messpunkte des jeweiligen Patienten, anhand derer die Schaftachse festgelegt wurde und das anschließende umstellen nach m.

In der Excel-Syntax lautet die Formel folgendermaßen:

$$\text{WINKEL} = \text{ARCTAN} (\text{ABS} ((m(\text{Femur}) - m(\text{Tibia})) / (1 + m(\text{Femur}) * m(\text{Tibia})))) * 180 / \text{PI}$$

mit

WINKEL = Feld für die Zuordnung des errechneten FS-TS

(Anmerkung: Das Anhängsel " *180 / PI() " dient in Excel der Umrechnung von Winkeln vom Bogenmaß in Gradzahlen)

2.5.3 Prüfung der FS-TS auf varische oder valgische Ausrichtung

Nun hatten wir die FS-TS unserer Patienten vorliegen. Es war uns aber noch nicht bekannt, ob es sich jeweils um varische oder um valgische Winkel handelte. Dementsprechend war folgende Überlegung vonnöten:

Eine Varusstellung liegt vor, wenn bei einem linken Bein die Spitze des Winkels nach rechts weist, oder bei einem rechten Bein nach links (die Angabe „Winkelspitze rechts“ soll hier bedeuten, dass die Spitze des Winkels sich auf der rechten Seite des digitalen Bildes befindet. Sie hat nichts mit den anatomischen Angaben links oder rechts zu tun). Eine Valgusstellung liegt dahingegen vor, wenn bei einem linken Bein Spitze des Winkels nach links weist, oder bei einem rechten Bein nach rechts. Um die Art der Fehlstellung bestimmen zu können, mussten wir also zunächst, wie in den folgenden Abschnitten beschrieben, die Seite des Beines sowie auch die Ausrichtung des Winkels ermitteln. Sowohl hierfür, als auch für die anschließende Zusammenführung beider Informationen, nutzten wir die WENN-Funktion von Microsoft Excel.

2.5.4 Berechnung der Seite der Beine

Wir berechneten zunächst, ob das jeweils gemessene Bein ein linkes oder ein rechtes ist. Hierzu ermittelten wir rechnerisch die Lage des Fibulaköpfchens im Verhältnis zur Tibiaschaftachse. Hierbei war nur die Berücksichtigung der jeweiligen x-Koordinate notwendig:

WENN ($x_{M3132} < x_{M3334}$) wurde ein rechtes Bein vermessen, da der Mittelpunkt des Fibulaköpfchens auf dem Bild links der Tibiaschaftachse liegt.

Beschreibende Variable: rechtes Bein

WENN ($x_{M3132} > x_{M3334}$) wurde ein linkes Bein vermessen, da der Mittelpunkt des Fibulaköpfchens auf dem Bild rechts der Tibiaschaftachse liegt.

Beschreibende Variable: linkes Bein

Excel Syntax:

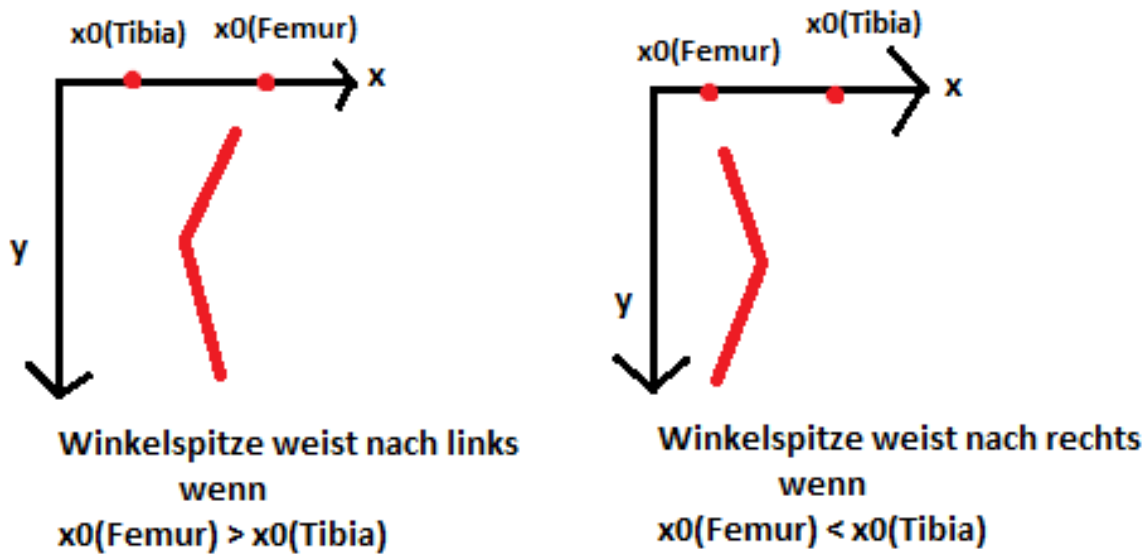
l./r. Bein = WENN (($0,5 * (x_{31} + x_{32}) < (0,5 * (x_{33} + x_{34}))$) ; "rechtes Bein" ; "linkes Bein")

mit

l./r. Bein = Feld für die Bestimmung „rechtes Bein“ oder „linkes Bein“

2.5.5 Prüfung der Ausrichtung der FS-TS

Die Ausrichtung des Winkels berechneten wir durch den Vergleich der Schnittpunkte der Femur- und Tibiaschaftachse mit der x-Achse (siehe Grafik 11).



Grafik 11: Ausrichtung des Winkels

Aus der Geradengleichung $y = m \cdot x + t$ folgt:

$$x_0(\text{Femur}) = -\frac{t(\text{Femur})}{m(\text{Femur})} \quad \text{und} \quad x_0(\text{Tibia}) = -\frac{t(\text{Tibia})}{m(\text{Tibia})}$$

mit

$x_0(\text{Femur})$ = x-Wert des Schnittpunktes der Femurschaftachse mit der x-Achse

$x_0(\text{Tibia}) = x\text{-Wert des Schnittpunktes der Tibiaschaftachse mit der x-Achse}$

Anschließend verglichen wir $x_0(\text{Femur})$ mit $x_0(\text{Tibia})$ mit Hilfe der WENN Funktion von Excel nach folgenden Kriterien:

- WENN $x_0(\text{Femur}) > x_0(\text{Tibia})$ befindet sich die Winkelspitze auf der linken Seite des Bildes: Winkelspitze links
- WENN $x_0(\text{Femur}) < x_0(\text{Tibia})$ befindet sich die Winkelspitze auf der rechten Seite des Bildes: Winkelspitze rechts
- WENN $x_0(\text{Femur}) = x_0(\text{Tibia})$ sind beide Schaftachsen parallel und es würde sich ein 180 Grad Winkel ergeben, das Kniegelenk wäre gerade. Beschreibende Variable: gerade

Excel-Syntax:

Winkelspitze l/r = WENN ($x_0(\text{Femur}) > x_0(\text{Tibia})$; "Winkelspitze links" ; WENN ($x_0(\text{Femur}) < x_0(\text{Tibia})$; "Winkelspitze rechts" ; "gerade"))

mit

Winkelspitze l/r = Feld für die Bestimmung der Ausrichtung des Winkels mit „Winkelspitze links“ oder mit „Winkelspitze rechts“

2.5.6 Logische Verknüpfung der errechneten Informationen

Nun hatten wir zu jeder Aufnahme die Information vorliegen, ob es sich um ein linkes, oder ein rechtes Bein handelte und ob die Spitze des FS-TS-Winkels nach links oder nach rechts weist. Somit ließ sich mit folgender Excel-Formel berechnen, ob es sich in der jeweiligen Aufnahme um einen varischen oder einen valgischen Winkel handelte:

Varus/ Valgus = WENN (l./r. Bein = "linkes Bein" ; WENN (l/r spitze = "Winkelspitze links" ; valgus" ; "varus") ; WENN (Winkelspitze l/r = "Winkelspitze rechts" ; "valgus" ; "varus"))

mit

Valgus/ Varus = Feld für die Bestimmung des Winkels als valgus oder varus

Varische Winkel versehen wir mit einem negativen Vorzeichen, valgische Winkel mit einem positiven.

2.5.7 Korrektur des FS-TS um das femorale Offset

Nun hatten wir den FS-TS eines jeden Patienten errechnet. Um den HKA zu berechnen nutzten wir wie bereits beschrieben (Abschnitt 2.3.3) die Werte zur Offsetkorrektur von Sheehy et al.(48) für eine Schaftlänge von 10 cm in Abhängigkeit vom Geschlecht der Patienten. Für Frauen rechneten wir mit einem femoralen Offset von 4,6°, für Männer mit 6,5°.

Für Frauen galt also die Formel

$$\text{HKA} = \text{FS-TS} - 4,6^\circ$$

Und für Männer

$$\text{HKA} = \text{FS-TS} - 6,5^\circ$$

2.5.8 Berechnung des Messwertes der Subluxation

Die Entfernung des Punktes P30 zur Femurschaftachse definiert sich als die Entfernung von P30 zum Schnittpunkt (genannt SP mit den Koordinaten x_{SP} und y_{SP}) einer orthogonal zur Schaftachse stehenden Geraden durch ebendiesen Punkt.

Die Entfernung berechnete sich nach folgender Gleichung:

$$\text{Distanz (Subluxation)} = \sqrt{(x_{SP} - x_{30})^2 + (y_{SP} - y_{30})^2}$$

Die Koordinaten des Schnittpunktes SP erhielten wir durch Gleichsetzen der Geraden durch M34 und P19 mit der Geraden durch P30, die lotrecht durch erstgenannte Gerade verläuft. Sie wurde dadurch als lotrecht definiert, dass wir ihre Steigung als das negativ Inverse der Steigung m der Geraden der Schaftachse angaben:

$$- \frac{1}{m}$$

Wie bereits im vorangegangenen Text erläutert, beschreiben wird die Subluxation nicht als absolute Distanz, sondern als Verhältnis der berechneten Distanz zur Breite des Tibiakopfes (Distanz zwischen P24 und P25). Die Formel zur endgültigen Berechnung des Messwertes der Subluxation lautete also:

$$\text{Subluxation} = \frac{\sqrt{(x_{SP}-x_{30})^2+(y_{SP}-y_{30})^2}}{\sqrt{(x_{24}-x_{25})^2+(y_{24}-y_{25})^2}}$$

mit

$$\text{Breite des Tibiakopfes} = \sqrt{(x_{24} - x_{25})^2 + (y_{24} - y_{25})^2}$$

Aus der Formel geht hervor, dass sich nur positive Werte ergeben würden. Demzufolge ließe es sich anhand des erhaltenen Wertes noch nicht erkennen, ob eine Subluxation nach lateral oder nach medial vorliegt. Um diese zusätzliche Information zu ermitteln verglichen wir den x-Wert des o.g. Schnittpunktes mit demjenigen von P30. Wenn x_{P30} größer als x_{SP} ist und ein rechtes Bein vorliegt, dann ist die Tibia nach medial subluxiert, bei einem linken Bein nach lateral. Wenn dahingegen x_{P30} kleiner ist, als x_{SP} und ein rechtes Bein vorliegt, dann ist die Tibia nach lateral subluxiert, bei einem linken Bein nach medial. Für das Ergebnis wurden die Variablen "Subluxation nach lateral" und "Subluxation nach medial" genutzt. Der hierzu verwendete Excel-Befehl lautete folgendermaßen:

Richtung der Subluxation = WENN ($x_{30} > x_{SP}$; WENN (l./r. Bein = "rechtes Bein" ; "Subluxation nach medial" ; "Subluxation nach lateral") ; WENN (l./r. Bein = "rechtes Bein" ; "Subluxation nach lateral" ; "Subluxation nach medial"))

Die Werte der Variable "Subluxation" erhielten bei lateraler Subluxation ein negatives, bei medialer ein positives Vorzeichen.

2.6 Ausschluss übermäßig rotierter Beine

Bei der Erstellung der Röntgenaufnahmen wurde stets versucht die Patella soweit möglich nach vorne auszurichten. Dennoch ist nicht davon auszugehen, dass sich alle Unterschenkel bzw. Oberschenkel genau in einer neutralen Rotationsstellung befanden. Dies kann u. a. auf fehlerhaften Positionierungen durch die radiologischen Assistenten, oder auch auf einer mangelnden Kooperation von Seiten des Patienten beruhen, sowie auch auf anatomischen Varianten der Patella. In derartigen Fällen ist leider davon auszugehen, dass die Messung des FS-TS verzerrt wurde.

Man stelle sich ein Kniegelenk mit Beugekontraktur vor, was bei arthrotischen Kniegelenken im Zuge der Krankheitsentwicklung keine Seltenheit ist. Der FS-TS kann bei solchen Beinen nur wirklichkeitsgetreu dargestellt werden, wenn der Strahlengang streng a.p. verläuft, da hierdurch die Beugekontraktur nicht mit abgebildet wird. Je weiter dieses Bein aber rotiert wird, desto stärker wird der Winkel der Beugekontraktur abgebildet sein. Somit würde der gemessene Winkel nicht nur aus dem FS-TS bestehen, sondern anteilig auch aus dem Winkel der Beugekontraktur. Der gemessene FS-TS würde somit also nicht mehr dem wahren FS-TS entsprechen.

Ob dieser theoretische Gedanke auch einen in Messungen tatsächlich wahrnehmbaren Unterschied ausmacht, galt es also anhand von Studien zu diesem Thema zu eruieren.

Kawakami et al.(50) untersuchten die Auswirkung der Rotation im Kniegelenk bei Aufnahme des Röntgenbildes auf den Wert des FS-TS an 31 Patienten mit verschiedenen Schweregraden der Arthrose. Hierfür blendeten sie im Stand aufgenommene a.p. Röntgenaufnahmen in dreidimensionale computertomografische Aufnahmen in Extensionsstellung ein. Beim Erstellen der Röntgenaufnahmen wurde - wie bei uns - versucht den Rotationsfehler durch Ausrichtung der Patella nach vorne zu reduzieren. Trotz dieser Maßnahme wurden die Knie im Schnitt in einer Innenrotationsstellung von $7,4^\circ \pm 3,9^\circ$ platziert und reichten von 8° Außen- bis 14° Innenrotation. Durch diese Fehlplatzierungen wurde der an den a.p. Aufnahmen bemessene FS-TS im Mittel um $3,5^\circ$ verfälscht, wobei diese Fehleinschätzung zwischen $0,4^\circ$ und $8,6^\circ$ schwankte. Des Weiteren konnten Kawakami et al.(50) zeigen, dass der rotationsbedingte Messfehler verstärkt wird, falls das Kniegelenk gleichzeitig flektiert wird.

Auch Swanson et al.(65) zeigten an Röntgenaufnahmen von Knochenmodellen, dass eine Rotationsstellung während der Anfertigung der Aufnahmen bereits ab einer Fehlplatzierung von 10 Grad den FS-TS verfälscht. Dieser Effekt war umso stärker, je größer das Ausmaß der varischen oder valgischen Fehlstellung war.

Hierdurch war klar, dass wir Patienten, deren Beine in überdurchschnittlicher Rotationsstellung positioniert wurden, aus unserer Studie ausschließen mussten. Besonders, da viele unserer Patienten starke varische bzw. valgische Fehlstellungen aufwiesen und somit bei diesen die Verfälschung des gemessenen Winkels besonders stark gewesen wäre. Bevor uns dies möglich war, mussten wir aber eine Möglichkeit finden, die Rotationsstellung von Femur und Tibia abzuschätzen.

2.6.1 Abmessung der Rotation des Femurs

Die Rotation im Femur bemaßen wir anhand der Positionierung der Patella im Verhältnis zum Femurschaft. Eine geringe Rotation liegt vor, wenn die Patella mittig dem Femur aufliegt, also der Mittelpunkt der Patella M2021 und der Mittelpunkt der Femurachse gemessen auf selber Höhe M2223 möglichst nah beieinander liegen, also die Distanz zwischen M2021 und M2223 möglichst gering ist (siehe Grafik 12). In diesem Belang erschienen uns Distanzen in Zentimetern aber als relativ schwer greifbar. Einfacher erschien uns das Arbeiten mit Prozentwerten. Deshalb bemaßen wir das Verhältnis der Distanz des linken Femurrandes (P22) zum rechten Femurrand (P23) zur Distanz des linken Femurrandes (P22) zum Patellamittelpunkt (M2021) (Vgl. Grafik 12). Die Rechnung lautete wie folgt:

$$\text{Distanz P22 - P23} = \sqrt{(x_{22} - x_{23})^2 + (y_{22} - y_{23})^2}$$

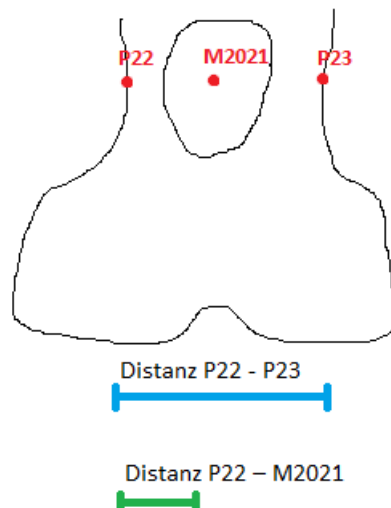
$$\text{Distanz P22 - M2021} = \sqrt{(x_{22} - x_{M2021})^2 + (y_{22} - y_{M2021})^2}$$

$$\text{Verhältnis (Femur)} = \frac{\text{Distanz P22 - M2021}}{\text{Distanz P22 - P23}}$$

Bei Werten nahe 50% liegt die Patella mittig auf dem Femurschaft. Je weiter der Quotient nach oben oder unten abweicht, desto weiter ist der Femur rotiert. Deswegen erwarten wir beim Plotten der Rotationswerte des Femurs aller Patienten eine Normalverteilung mit einer Häufung nahe den 50%. Starke Abweichungen in beide Richtungen sprächen für eine überdurchschnittliche Rotation und müssten von der Auswertung ausgeschlossen werden.

Unter Anwendung der beschriebenen Methode wäre folgendes Problem aufgetaucht, wenn wir die linken und die rechten Beine gemeinsam ausgewertet hätten: Kleine Werte könnten sowohl innenrotierte linke Beine, als auch außenrotierte rechte Beine darstellen, große Werte dahingegen außenrotierte linke oder innenrotierte rechte. Folglich haben wir zur besseren Übersichtlichkeit und klareren Zuordnung der Werte zu den anatomischen Bedingungen die Rotation einzeln für alle linken und für alle rechten Beine analysiert.

Es ist klar, dass die hier beschriebene Rotationsabschätzung im Falle von anatomischen Varianten mit Fehlplatzierungen der Patellae zu Fehleinschätzungen führt. Es stand uns aber keine Möglichkeit zur Behebung dieses Problems zur Verfügung.



Grafik 12: Messung der Rotation des Femurs

2.6.2 Abmessung der Rotation der Tibia

Die Rotation der Tibia bemaßen wir anhand der Positionierung des Fibulaköpfchens zum Tibiaschaft. Bei geringer Rotation der Tibia wird der Fibulakopf teilweise von der Tibia überdeckt. Bei starker Außenrotation steigt diese Überlappung, bei starker Innenrotation sinkt sie oder verschwindet sogar gänzlich (vgl. Grafik 13).

Eine geringe Rotation liegt also vor, wenn die Distanz zwischen dem Mittelpunkt des Fibulaköpfchens M3132 und dem Mittelpunkt des Tibiaschaftes M3334 weder übermäßig groß (geringe Überlappung), noch übermäßig klein ist (geringe Überlappung).

Auch hier bevorzugten wir es, die Abmessung der Rotation als Quotienten darzustellen.

Die Rotation der Tibia wird bei linken Beinen abgeschätzt durch den Quotienten der Beträge der Strecke durch die Punkte P34 und M3132 („Distanz P34 – M3132“) und der Strecke durch die Punkte P34 und P33 („Distanz P34 – P33“), benannt „Quotient linkes Bein“. Bei rechten Kniegelenken durch den Quotienten der Beträge der Strecken durch die Punkte P33 und M3132 („Distanz P33 – M3132“) und durch die Punkte P33 und P34 („Distanz P33 – P34“), benannt „Quotient rechtes Bein“ (vgl. Grafik 13). Die Berechnung lautete wie folgt:

Für rechte Beine:

$$\text{Distanz P33 - M3132} = \sqrt{(x_{33} - x_{M3132})^2 + (y_{33} - y_{M3132})^2}$$

$$\text{Distanz P33 - P34} = \sqrt{(x_{33} - x_{34})^2 + (y_{33} - y_{34})^2}$$

$$\text{Quotient rechtes Bein} = \frac{\text{Distanz P33 - M3132}}{\text{Distanz P33 - P34}}$$

Für linke Beine:

$$\text{Distanz P34 - P3132} = \sqrt{(x_{34} - x_{M3132})^2 + (y_{34} - y_{M3132})^2}$$

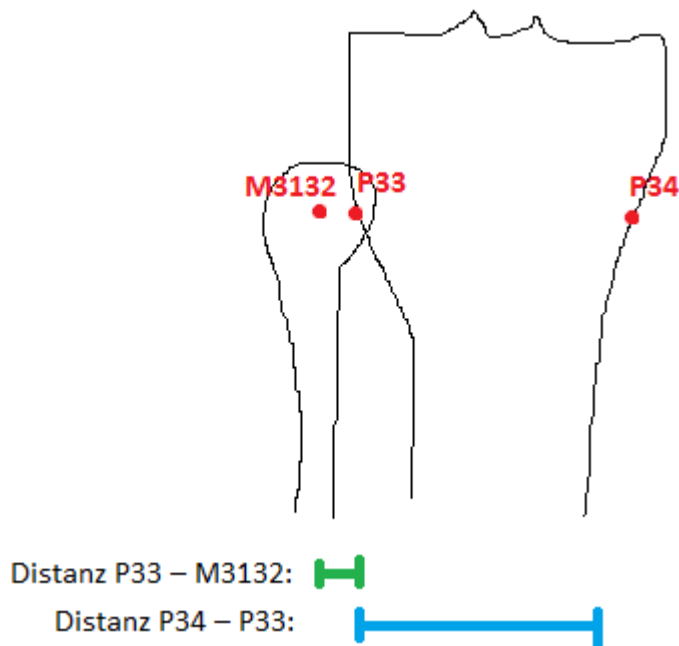
$$\text{Distanz P34 - P33} = \sqrt{(x_{34} - x_{33})^2 + (y_{34} - y_{33})^2}$$

$$\text{Quotient linkes Bein} = \frac{\text{Distanz P34 - M3132}}{\text{Distanz P34 - P34}}$$

Darüber hinaus hatten wir auch das Problem, dass bisher jeder aus den beschriebenen Formeln erhaltene Prozentwert sowohl Innen- als auch Außenrotationen beschreiben konnte, da durch die gezogenen Wurzeln die Vorzeichen verfielen. Sprich der Mittelpunkt des Fibulaköpfchens kann sich somit sowohl medial als auch lateral des Punktes befinden, der den lateralen Tibiarand markiert (P33 bei rechten Kniegelenken oder P34 bei linken). Deshalb schrieben wir den Prozentwerten der Fälle, in denen sich M3132 lateral des Punktes P33 bzw. P34 befindet ein negatives Vorzeichen zu, allen anderen ein positives. Beim Plotten der Rotationswerte der Tibia konnten wir auch hier eine Normalverteilung erwarten. In diesem Falle aber mit einer Häufung nahe 0%. Werte weit über oder unter 0% sprächen also für eine starke Tibiarotation.

Folgende Excel-Formel schrieb dem Feld „positiver oder negativer Quotient“ das Ergebnis der Formel der richtigen Seite („Quotient linkes Bein“ oder „Quotient rechtes Bein“) zu und Versah es mit dem korrekten Vorzeichen:

positiver oder negativer Quotient? = WENN (l./r. Bein = „linkes Bein“ ; WENN (xM3132 > x34 ; - Quotient linkes Bein ; Quotient linkes Bein) ; WENN (xM3132 < x33 ; - Quotient rechtes Bein ; Quotient rechtes Bein)



Grafik 13: Messung der Rotation der Tibia für ein rechts Bein

2.6.3 Festlegung der Ausschlussgrenzen

In der Literatur konnten wir keine Angaben finden, ab welchem Ausmaß der Rotation des Femurs oder der Tibia die Messungen als so stark verfälscht anzunehmen sind, dass eine adäquate Messung des FS-TS nicht mehr möglich ist.

Deshalb entschlossen wir uns dazu alle Patienten mit einem gemessenen Rotationswert der Tibia oder des Femurs auszuschließen, der um die zweifache Standardabweichung über oder unter dem Mittelwert der jeweiligen Rotationsabschätzung aller unserer Patienten liegt. Dies war gut möglich, da die Messwerte der Rotation sowohl der Tibia, als auch des Femurs in unserer Stichprobe normalverteilt sind (s.u.).

2.6.4 Ergebnisse des Ausschlusses

Grafik 25 bis Grafik 27 im Anhang stellen die Häufigkeitsverteilung der gemessenen Rotationsmesswerte aller Patienten in Form von Histogrammen dar. Wie erwartet waren die Rotationswerte der Stichprobe laut Kolmogorow-Smirnow-Test (siehe Abschnitt 2.9) normalverteilt, wodurch das vorgesehene Ausschlusskriterium (Überschreiten der zweifachen Standardabweichung) anwendbar wurde.

Wir schlossen 12 Patienten aufgrund einer übermäßigen Tibiarotation und 10 Patienten aufgrund einer übermäßigen Femurrotation von der weiteren Analyse aus. Da in fünf der Bilder sowohl die Rotation des Femurs als auch die der Tibia über- bzw. unterhalb der zweifachen Standardabweichung lagen schlossen wir insgesamt nur 17 Patienten aus. Hiernach verblieben uns noch 249 Patienten zur statistischen Auswertung.

Damit sich der Leser einen Eindruck von den ausgeschlossenen Aufnahmen verschaffen kann, die auch deutlich die Notwendigkeit dieses Ausschluss erkennen lassen, haben wir exemplarisch drei davon im Anhang beigefügt (Grafik 22 bis Grafik 24).

2.7 Test auf die Güte unserer Messung des FS-TS

Bevor wir die Patienten in Gruppen nach dem HKA einteilten und mit der statistischen Analyse der gewonnenen Daten begannen, wollten wir sichergehen und auch belegen, dass unsere Messung des FS-TS und des daraus errechneten HKA die Winkelgeometrie des Knies in der Frontalebene wirklichkeitsgetreu darstellt und uns bei der Messung und der folgenden Berechnung kein systematischer Fehler unterlaufen ist.

Hierzu teilten wir unsere Patienten in vier nach dem digital gemessenen FS-TS definierte Gruppen ein. Die Gruppeneinteilung ist in Tabelle 5 dargestellt und ist ohne Zusammenhang mit der Gruppeneinteilung, die wir im folgenden Absatz zur statistischen Auswertung vornehmen werden. Aus jeder dieser vier Gruppen wählten wir zufällig zehn Patienten aus, deren FS-TS wir manuell maßen um anschließend die Korrelation zu den mit ImageJ bereits gemessenen FS-TS ermitteln zu können.

Zur zufälligen Auswahl der zehn Patienten jeder Gruppe benutzten wir einen Zufallsgenerator. Bei jedem der so ausgewählten Patienten wurde anschließend der FS-TS an

den Röntgenbildern unter Zuhilfenahme eines Geodreiecks bestimmt. Diese Achsen wurden genau wie bei der elektronischen Messung an den Punkten M34, P19, P30 und M910 orientiert. Bei der Messung mit dem Geodreieck zeigte sich, dass bereits geringfügige Unsauberkeiten in der Platzierung des Geodreiecks merkbar den gemessenen FS-TS veränderten. Es entstand der Eindruck, dass die elektronische Messung der Messung von Hand deutlich überlegen ist. Zum Zeitpunkt der manuellen Messung war dem Untersucher nicht bekannt, welchen Winkel wir an diesem Patienten zuvor elektronisch ermittelt hatten. Die manuelle Messung wurde also verblindet durchgeführt.

In der folgenden Tabelle werden sowohl die optisch, als auch die elektronisch ermittelten FS-TS dieser 40 Patienten dargestellt. Das femorale Offset wurde hierfür noch nicht korrigiert, da an dieser Stelle noch nicht die mechanische Belastung im Kniegelenk interessierte, sondern lediglich die Übereinstimmung der beiden Messungen.

Patient Nummer (pro Gruppe)	Gruppe 1: ≥5° varus	Gruppe 2: 0,0° bis 4,9° varus	Gruppe 3: 0,1° bis 4,9° valgus	Gruppe 4: ≥ 5° valgus
1	-5° / -5,9°	-3° / -2,1°	3° / 3,0°	6° / 6,8°
2	-5° / -5,5°	-4° / -3,8°	2° / 2,3°	8° / 13,6°
3	-4° / -7,0°	-1° / -0,7°	2° / 1,8°	7° / 6,5°
4	-10° / -10,2°	3° / -0,9°	4° / 4,8°	8° / 9,2°
5	-6° / -5,6°	0° / -1,7°	3° / 4,3°	12° / 10,5°
6	-6° / -8,0°	0° / -1,1°	7° / 3,2°	7° / 5,2°
7	-6° / -5,2°	-5° / -3,2°	4° / 1,8°	7° / 7,7°
8	-7° / -7,4°	-3° / -4,0°	5° / 3,5°	11° / 12,5°
9	-8° / -5,5°	-4° / -4,2°	4° / 3,7°	8° / 6,4°
10	-5° / -5,6°	2° / -0,4°	5° / 4,2°	18° / 14,4°

Tabelle 5: Vergleich der optischen (1. Wert) mit der Messung am Computer (2. Wert)

Zuletzt ermittelten wir mittels SPSS den Korrelationskoeffizienten dieser beiden Messmethoden nach Pearson. Da nicht anzunehmen war, dass eine der beiden Messungen regelmäßig höhere oder niedrigere Winkel ergibt, als die andere, bedienten wir uns des zweiseitigen Korrelationstests. Der Korrelationskoeffizient lag bei $r=0,959$ mit $p=0,000$. Dies belegt, dass unsere computergestützte Messmethode des FS-TS nahezu perfekt mit der in

der Klinik gebräuchlichen optischen Messung des FS-TS übereinstimmt und demzufolge gut für unsere Fragestellung geeignet ist.

2.8 Gruppeneinteilung

Um die HKAs unserer Patienten statistisch auswerten zu können, teilten wir diese, abhängig vom HKA in Gruppen ein. Das Problem jeder Gruppeneinteilung ist, dass jede Festlegung eines Grenzwertes zwischen zwei Gruppen willkürlich ist. Patienten deren HKA im Übergangsbereich zweier Gruppen liegen werden stets sehr ähnliche HKA aufweisen, eventuell auch nur mit einem Unterschied von einer einzigen Dezimalstelle, aber dennoch können sie durch die Grenzziehung in 2 verschiedene Gruppen eingeteilt werden, obwohl durch ähnliche HKA von einer nahezu identischen mechanischen Belastung des Kniegelenks auszugehen ist. Dennoch ist eine Einteilung in Gruppen für uns unverzichtbar gewesen und wird auch in der Literatur regelhaft vorgenommen.

Unseres Wissens existieren keine Studien dazu, welche Gruppeneinteilung nach dem HKA für derartige Fragestellungen sinnvoll ist.

Für uns war es von Bedeutung die Gruppeneinteilung derart festzulegen, dass eine Gruppe von Patienten mit annähernd neutralen HKAs entsteht. Denn darin würden Patienten gesammelt werden, die so gut wie keine Fehlstellung in der Frontalebene haben, und bei denen somit kaum einer daraus resultierenden mechanischen Fehlbelastung zu rechnen ist. Bei der Festlegung der entsprechenden Grenzwerte haben wir uns von dem klinischen Leitsatz leiten lassen, dass eine postoperative Achsfehlstellung von bis zu 3 Grad nach Knieendoprothetik als gutes Ergebnis angesehen wird. Dieser Wert hat sich insbesondere im Rahmen der Diskussion um die Nutzung von Navigationssystemen zur Implantation von Knieendoprothesen herauskristallisiert.(66, 66)

Auch war es uns wichtig, dass bei Patienten mit nennenswerter Fehlstellung zwischen einer starken und geringen Ausprägung unterschieden werden kann. Folglich definierten wir folgende 5 Gruppen:

stark varisch:	HKA > 6° varus
leicht varisch:	HKA 3 - 6° varus
neutral:	HKA 3° varus bis 3° valgus
leicht valgisch:	HKA 3 - 6° valgus
stark valgisch:	HKA > 6° valgus

Zur statistischen Auswertung der Subluxation teilten wir die Patienten unabhängig von der Einteilung nach HKAs in Gruppen nach dem Ausmaß der Subluxation ein. Auch hierfür gab es in der Literatur keine Empfehlungen. Uns war von Bedeutung eine Gruppe mit nahezu keiner Subluxation, eine Gruppe mit medialer Subluxation, und eine mit lateraler Subluxation zu erhalten. Wir definierten die Gruppen wie folgt:

laterale Subluxation:	Subluxationsmesswert < -0,05
geringe Subluxation:	Subluxationsmesswert von -0,05 bis 0,05
mediale Subluxation:	Subluxationsmesswert > 0,05

2.9 Statistische Auswertung

Zunächst erstellten wir eine deskriptive Statistik der Verteilung der HKAs und der Subluxationsmesswerte.

Anschließend testeten wir diese Werte auch auf Normalverteilung. Hierzu nutzen wir den Kolmogorow-Smirnow-Test (bei Bedarf mit der Lilliefors-Korrektur): Dieser Test dient dem Vergleich einer empirischen Verteilung mit einer theoretischen. Häufig, sowie auch in dieser Arbeit, wird er dazu verwendet eine Stichprobe auf Normalverteilung zu untersuchen.

Ob zu den fünf Untersuchungszeitpunkten ein signifikanter Unterschied der nach HKAs oder Subluxationsmesswerten definierten Gruppen hinsichtlich der WOMAC-Score besteht, prüften wir anhand des Jonckheere-Terpstra-Tests. Dies ist ein parameterfreier statistischer Test, der prüft, ob ein statistischer Unterschied zwischen mehreren Gruppen, definiert nach einer ordinal skalierten unabhängigen Variable (HKA- oder Subluxationswerte), hinsichtlich

einer ordinal skalierten abhängigen Variable (WOMAC-Subscores Schmerz und Funktionalität) besteht. Im Falle eines Unterschiedes kann darüber hinaus auch ein monotoner Trend nachgewiesen werden.

Da für den HKA, als auch für die Subluxationsmesswerte der Jonckheere-Terpstra-Test jeweils 10 mal durchgeführt wurde (5 Erhebungszeitpunkte mit je 2 WOMAC-Subscores) mussten wir bei deren Auswertung die Alphafehler-Kumulierung berücksichtigen. Mittels der Bonferroni Korrektur errechneten wir folglich aus dem globalen Signifikanzniveau von 5% ein adjustiertes Signifikanzniveau von 0,625%, welches wir zur Signifikanzprüfung der einzelnen Jonckheere-Terpstra-Tests anwendeten. Hierfür galt folgende Formel:

$$p^* = \frac{\alpha}{n}$$

mit

p^* = adjustiertes Signifikanzniveau

α = globales Signifikanzniveau

n = Anzahl der Tests

Wir rechneten mit $n=8$, da die Fragestellung den Einfluss vom HKA und der Subluxation auf die *postoperative* gesundheitsbezogene Lebensqualität untersuchte. Demzufolge waren die *präoperativen* Testungen für die eigentliche Fragestellung nicht relevant, weshalb wir sie in der Bonferronikorrektur auch nicht berücksichtigten.

Auf eine Post-hoc Testung konnten wir bei fehlender Signifikanz unserer Ergebnisse (siehe Abschnitt 3) verzichten.

Chan et al. (67) kritisieren, dass viele der randomisierten kontrollierten Studien in der Auswertung der Daten lediglich auf einer Betrachtung der Signifikanzen basieren, da diese nicht automatisch der klinischen Bedeutung entsprechen müssen. Es könne also vorkommen, dass statistisch signifikante Ergebnisse keine klinische Relevanz aufweisen, aber eben auch umgekehrt, dass trotz klinischer Bedeutung einer Einflussgröße keine statistische Signifikanz besteht. Die Autoren empfehlen neben der Betrachtung der Signifikanzen also auch die Betrachtung der "minimal clinically important difference" (MCID) zur Einschätzung der

klinischen Bedeutsamkeit einer eventuellen Einflussgröße. Sie ist von den Autoren definiert als der kleinste Effekt einer Behandlung, der eine Veränderung im Management des Patienten bezüglich der Nebenwirkungen, Kosten oder Unannehmlichkeiten bewirkt. Eine 2004 veröffentlichte Studie (68) ermittelte im Sinne des MCID an einer großen Gruppe von Patienten ab welcher Änderung des WOMAC-Funktions-Scores zwischen vor und nach Behandlung von den Patienten eine Besserung der Beschwerden wahrgenommen wird, also anders formuliert, welches Ausmaß der Änderung des WOMAC-Funktions-Scores als klinisch relevant zu betrachten ist. Patienten mit WOMAC-Funktions-Scores von $\leq 35,3$ nahmen in dieser Studie eine Besserung ab einer Differenz des WOMAC-Funktions-Scores von 5,3 wahr. Diesen MCID-Wert nutzen wir zum Vergleich der Gruppen untereinander zu den Erhebungszeitpunkten, bei denen ohne Berücksichtigung der Signifikanz ein Trend zwischen den Gruppen zu erkennen war indem wir die Differenzen der Mediane der WOMAC-Funktions-Scores mit der MCID verglichen. Somit konnten wir abschätzen, ob zwischen den verschiedenen HKA-Gruppen ein klinisch bedeutsamer Unterschied der Funktionalität in der subjektiven Wahrnehmung der Patienten besteht. Für den WOMAC-Schmerz-Score konnten wir in der Literatur keinen derartigen Grenzwert finden.

3 Ergebnisse

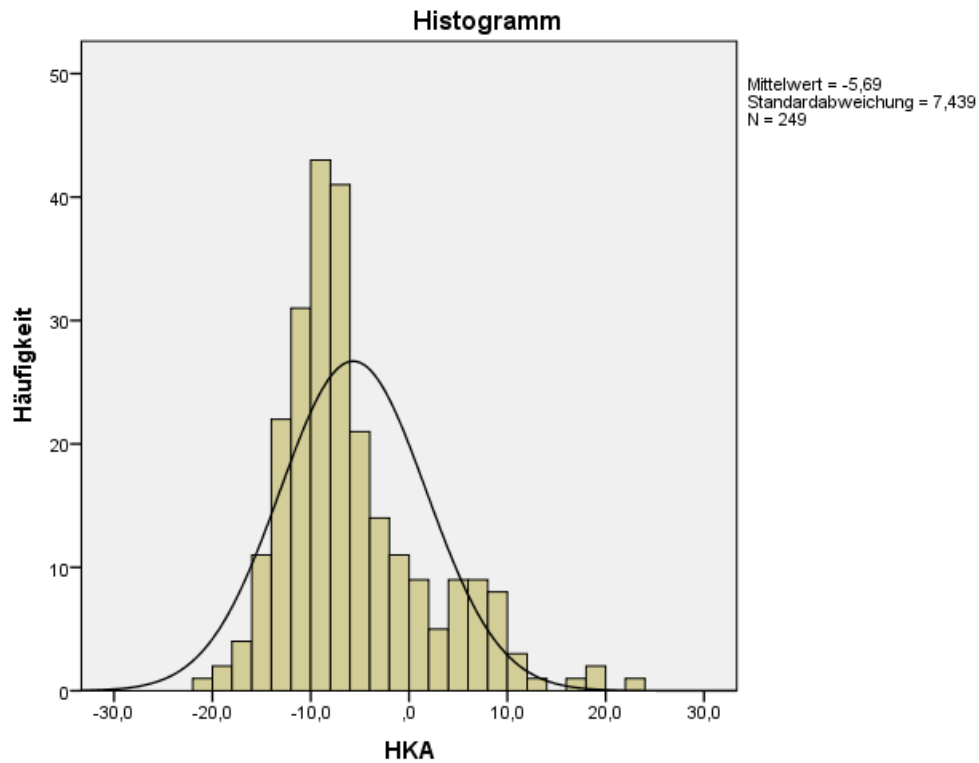
3.1 Beschreibung des Patientenkollektivs

Nach Ausschluss der Röntgenaufnahmen, welche gemäß Abschnitt 2.6 in Rotationsfehlstellung erstellt worden waren, verblieben 249 Patienten zur weiteren Analyse. Im Kollektiv befanden sich 183 Frauen und 66 Männer. Das Alter erstreckte sich von 41 bis hin zu 91 Jahren, das durchschnittliche Alter lag bei 70,5 Jahren (SD 8,5). Der BMI der Patienten lag zwischen 18,3 und 46,8 mit dem Mittelwert bei 29,1 (SD 4,7).

Die WOMAC-Subscores waren bei Aufnahme beinahe über die gesamte Skala von 1 bis 100 verteilt. Die Mittelwerte lagen aber sehr nahe beieinander, im Falle des Schmerz- und Tätigkeits-Scores jeweils bei 51 (SD 23 und 25) und beim Steifigkeitsscore bei 52 (SD 31).

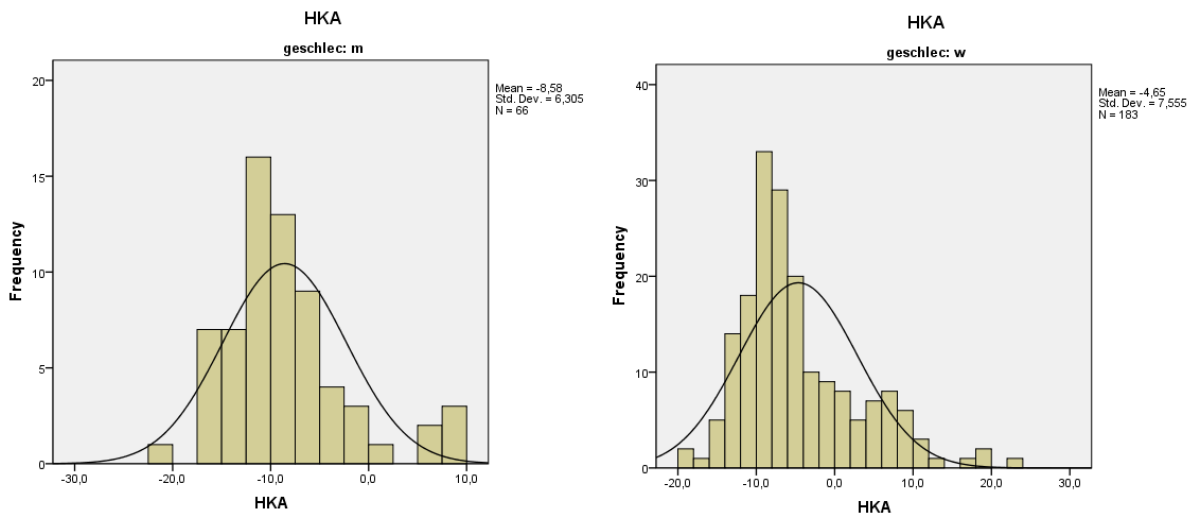
3.2 Häufigkeitsverteilung der HKA

In folgendem Histogramm stellen wir die Verteilung der ermittelten HKAs nach bereits erfolgtem Ausschluss der stark rotierten Beine grafisch dar. Negative Winkel stehen für varische Achsabweichungen, positive für valgische. Die HKAs erstrecken sich in einem Bereich von $-21,8^{\circ}$ bis $22,4^{\circ}$ mit einem Mittelwert von $-5,7^{\circ}$ (SD: $7,4^{\circ}$; 95% KI: $-6,6$ bis $-4,8$). Sie folgen keiner Normalverteilung ($p < 0,0000$ im Kolmogorov-Smirnoff Test). Offensichtlich überwiegen bei dieser Stichprobe die varischen Patienten mit einer Anzahl von 201 gegenüber 48 valgischen.



Grafik 14: Häufigkeitsverteilung der HKAs

In den folgenden Histogrammen ist die Häufigkeitsverteilung der HKAs für beide Geschlechter getrennt dargestellt. Der Mittelwert bei den Männern liegt bei $-8,6^\circ$ (SD $6,3^\circ$), bei den Frauen liegt er bei $-4,7^\circ$ (SD $7,6^\circ$). Keine der beiden Stichproben ist normalverteilt. Bei beiden Geschlechtern ist zu sehen, dass die meisten Patienten unter einer varischen Fehlstellung litten und valgische nur verhältnismäßig selten vorkamen. Bei den Männern war dieser Unterschied noch stärker ausgeprägt.



Grafik 15: Häufigkeitsverteilung der HKAs für Männer und Frauen

3.3 Einteilung der Patienten in Gruppen nach HKA

Die Einordnung der Patienten in die im Abschnitt 2.8 definierten Gruppen ergab folgende Verteilung:

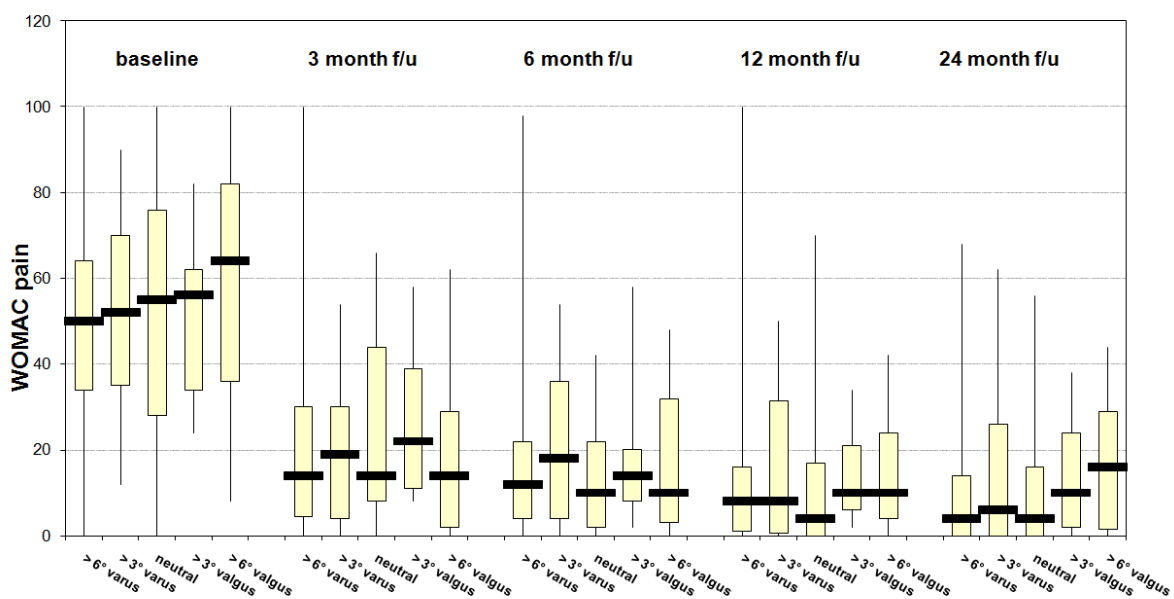
	Männer (absolut)	Frauen (absolut)	Männer (prozentual)	Frauen (prozentual)	gesamt
> 6° varus	53	102	80,3%	55,7%	155 (62%)
3 bis 6° varus	3	24	4,5%	13,1%	27 (11%)
3° varus bis 3° valgus	5	24	7,6%	13,1%	29 (12%)
3 bis 6° valgus	2	11	3,0%	6,0%	13 (5%)
> 6° valgus	3	22	4,5%	12,0%	25 (10%)
gesamt	66	183	26,5%	73,5%	249 (100%)

Tabelle 6: Gruppeneinteilung der Patienten nach HKA

Auch in dieser Tabelle stellt sich das gleiche Bild dar, wie in den vorab beschriebenen Histogrammen. Varusfehlstellungen waren in unserer Stichprobe deutlich häufiger als Valgusfehlstellungen. Dieser Unterschied ist bei den Männern noch deutlich stärker ausgeprägt. Bei diesen wurde sogar bei 80,3% eine Varusfehlstellung von über 6° gemessen. Dementsprechend wenige männliche Patienten sind demzufolge in den übrigen Gruppen zu finden. Aber auch bei den Frauen sind es 55,7% der Patientinnen, die der stark varischen Gruppe zugeordnet wurden.

3.4 Statistischer Zusammenhang zwischen HKA und WOMAC-Score

In Grafik 16 ist die Korrelation zwischen den nach HKA definierten Gruppen und dem WOMAC-Schmerz-Score der beinhaltenen Patienten zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten anhand eines Box-Whisker-Plots dargestellt. Im Vergleich der HKA-Gruppen untereinander im Hinblick auf den WOMAC-Schmerz-Score stellte sich im Jonkheere-Terpstra Test bei adjustiertem Signifikanzniveau von 0,625% zu keinem der verschiedenen Untersuchungszeitpunkte ein statistisch signifikanter Unterschied dar (siehe Tabelle 7). Lediglich bei der Untersuchung 24 Monate nach der Operation lässt sich ein Trend erkennen. Der p-Wert liegt hier im Jonkheere-Terpstra Test aber bei 0,058 und ist lediglich dem globalen Signifikanzniveau von 5% nahe, wodurch dieser Trend keine statistische Signifikanz aufweist. Der Trend besteht darin, dass bei Betrachtung des Boxplots die valgischen Gruppen höhere WOMAC-Schmerz-Scores aufzuweisen scheinen. Der Median der stark valgischen Gruppe übersteigt diejenigen aller anderen Gruppen um mindestens 6 Einheiten. Die Differenz des Medians zur stark varischen Gruppe beträgt 14, zur leicht valgischen 8. Die leicht valgische Gruppe unterscheidet sich hinsichtlich des Medians um 6 Einheiten von der stark varischen Gruppe. Diese Differenzen konnten wir nicht in Bezug zur MCID setzen, da wir diese für den WOMAC-Schmerz-Subscore in der Literatur nicht finden konnten. Zu den übrigen Erhebungszeitpunkten ist kein Trend zu erkennen.

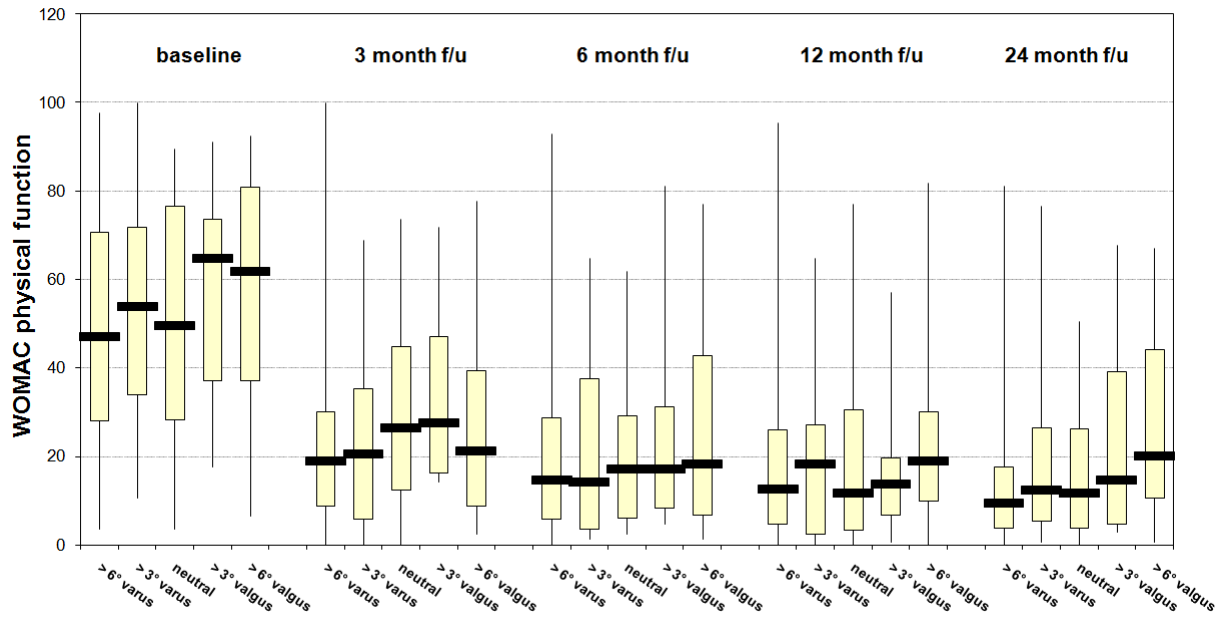


Grafik 16: Korrelation der präoperativen HKA-Gruppen mit dem WOMAC-Schmerz-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten

	Aufnahme: WOMAC- Schmerz- Score	3-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score	6-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score	12-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score	24-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score
Number of Levels in HKA rekodiert	5	5	5	5	5
N	247	227	218	203	185
Observed J-T Statistic	9374	7649	6820	5913	5389
Mean J-T Statistic	8683	7236	6744	5763	4721
Std. Deviation of J-T Statistic	561	491	464	412	353
Std. J-T Statistic	1,233	,840	,163	,364	1,893
Asymp. Sig. (2-tailed)	,218	,401	,871	,716	,058

Tabelle 7: Jonkheere-Terpstra Test für die HKA-Gruppen und den WOMAC-Schmerz-Score

Im Vergleich der HKA-Gruppen hinsichtlich des WOMAC-Tätigkeits-Scores (siehe Box-Whisker-Plot in Grafik 17) stellte sich ebenfalls zu keinem Untersuchungszeitpunkt ein signifikanter Unterschied dar. In Anbetracht der sehr konservativen Fehlerkorrektur, für die die Bonferronikorrektur bekannt ist, befindet sich der p-Wert bei der Untersuchung nach 24 Monaten von $p=0,008$ aber sehr nahe des adjustierten Signifikanzniveaus von $0,00625$. In Anbetracht dessen lässt sich, wie im Box-Plot ersichtlich, der Trend erkennen, dass der Tätigkeits-Score schlechter abschnitt, je valgischer die Gruppe war. Der Vergleich der Mediane zu diesem Zeitpunkt anhand der aus der Literatur entnommenen MCID von 5,3 zeigte, dass die stark valgische Gruppe zu allen anderen Gruppen mindestens eine Differenz in der Höhe der MCID aufweist. Die Differenz zur stark varischen Gruppe beträgt sogar das Zweifache der MCID. Auch die Differenz der Mediane der leicht valgischen Gruppe zur stark varischen entspricht der MCID. Zu den anderen Erhebungszeitpunkten ist in Zusammenschau mit den jeweils hohen p-Werten kein klarer Trend zu erkennen.



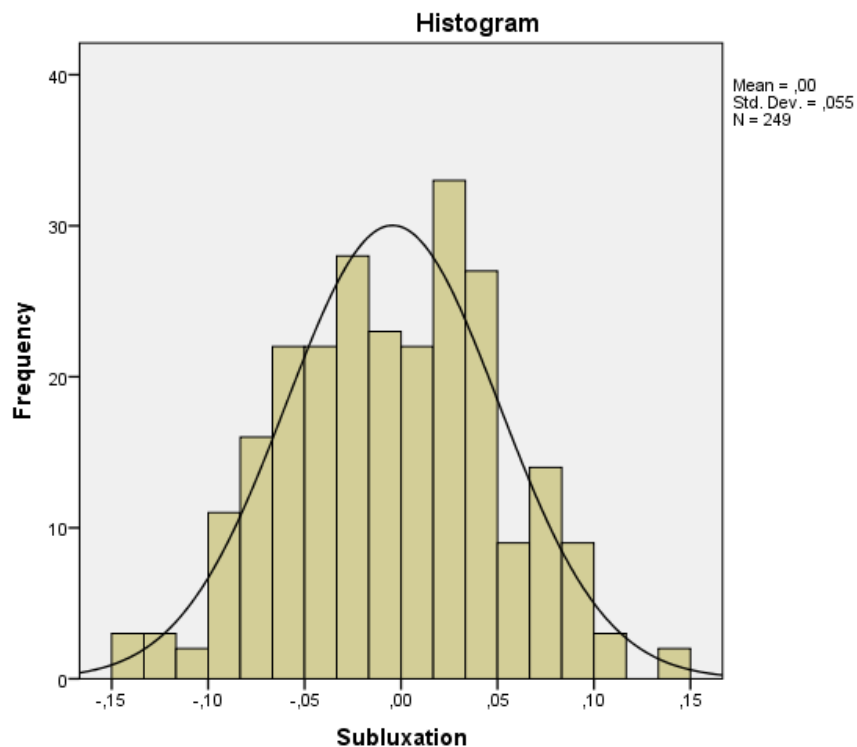
Grafik 17: Korrelation der präoperativen HKA-Gruppen mit dem WOMAC-Tätigkeits-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten

	Aufnahme: WOMAC- Tätigkeits- Score	3-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score	6-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score	12-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score	24-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score
Number of Levels in HKA rekodiert	5	5	5	5	5
N	244	219	215	199	176
Observed J-T Statistic	9513	7597	6902	5685	5219
Mean J-T Statistic	8482	6789	6569	5452	4331
Std. Deviation of J- T Statistic	551	468	456	401	335
Std. J-T Statistic	1,870	1,728	,731	,581	2,648
Asymp. Sig. (2- tailed)	,061	,084	,465	,561	,008

Tabelle 8: Jonkheere-Terpstra Test für die HKA-Gruppen und den WOMAC-Tätigkeits-Score

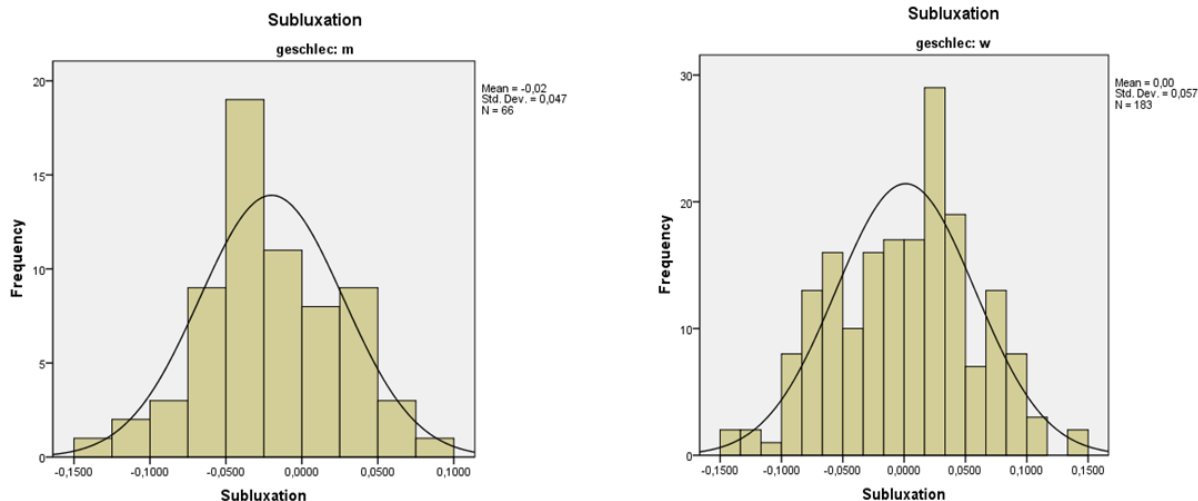
3.5 Häufigkeitsverteilung der Subluxation

Aus der Formel für die Subluxation geht hervor, dass Werte nahe Null für eine geringe beziehungsweise für keine Subluxation sprechen. Je positiver der Wert wird, desto weiter ist die Tibia im Vergleich zum Femur nach medial subluxiert, je negativer desto weiter nach lateral. Die Häufigkeitsverteilung der Subluxationsmesswerte ist in Grafik 18 dargestellt. Die Werte sind normalverteilt ($p=0,2$ im Kolmogorov-Smirnoff Test). Der Mittelwert liegt bei 0,0044, die Standardabweichung beträgt 0,0551, das 95-prozentige Konfidenzintervall erstreckt sich von -0,0113 bis 0,0025. Das Spektrum reicht von -0,1500 bis 0,1400. Die Messwerte häufen sich also nahe der Null, sind somit größtenteils ohne nennenswerte Subluxation, und werden weniger zahlreich mit Anstieg der Subluxation in beide Richtungen.



Grafik 18: Häufigkeitsverteilung der Subluxationsmesswerte

In den folgenden Histogrammen ist die Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Subluxation für beide Geschlechter einzeln dargestellt. Der Mittelwert der Männer liegt bei -0,02 (SD 0,05). Bei den Frauen liegt er bei 0,00 (SD 0,06).



Grafik 19: Häufigkeitsverteilung der Subluxationsmesswerte für Männer und für Frauen

3.6 Einteilung der Patienten in Gruppen nach Subluxation

Die in Abschnitt 2.8 beschriebene Gruppeneinteilung der Patienten ergab folgende Verteilung:

	Männer (absolut)	Frauen (absolut)	Männer (prozentual)	Frauen (prozentual)	gesamt
< -0,05	15	42	23 %	23 %	57 / 23%
-0,05 bis 0,05	47	108	71 %	59 %	155 / 62%
> 0,05	4	33	6 %	18 %	37 / 15%
gesamt	66	183	27 %	73 %	249

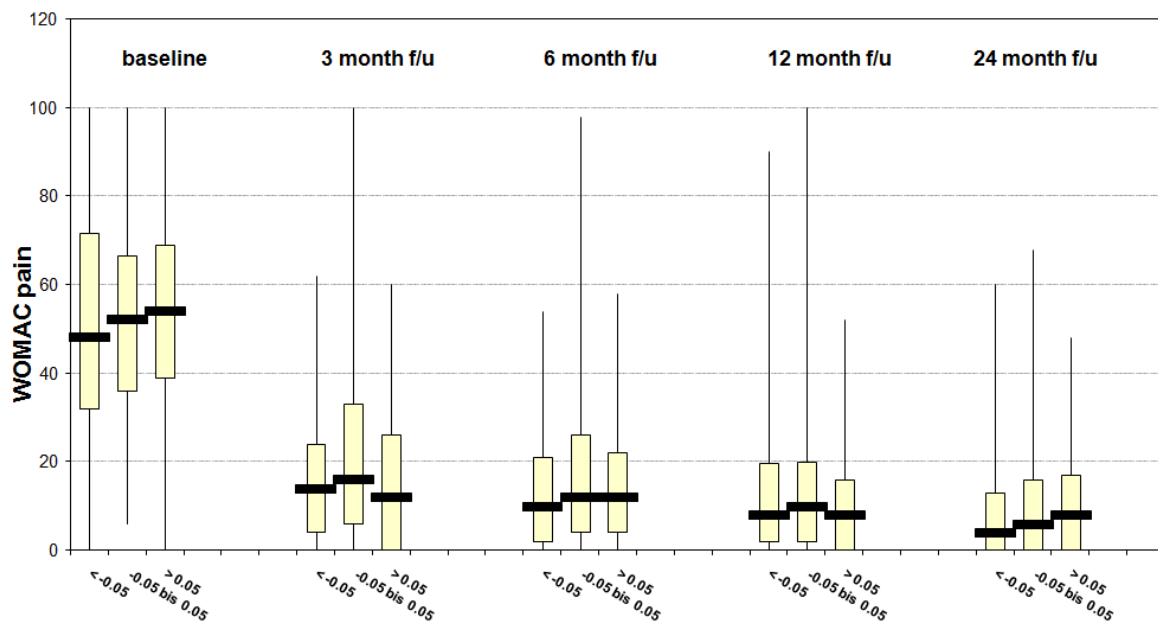
Tabelle 9: Gruppeneinteilung der Patienten nach der Subluxation

Der Großteil der Patienten wurde der Gruppe der geringgradigen Subluxation zugeteilt. Die laterale Subluxation war etwas häufiger als die mediale. Die laterale Subluxation trat bei Männern und Frauen gleich oft auf. Die mediale kam bei den Frauen häufiger vor als bei den Männern. Dafür ist die Gruppe der Männer ohne Subluxation etwas größer als die der Frauen.

3.7 statistischer Zusammenhang zwischen Subluxation und WOMAC-Score

Zwischen den Subluxationsgruppen konnte zu keinem der Untersuchungszeitpunkte ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich des WOMAC-Schmerz-Scores festgestellt

werden. Bei Betrachtung des Box-Plots lässt sich lediglich bei der Erhebung nach 24 Monaten der dezente Trend erkennen, dass die Patienten mehr Schmerzen im WOMAC-Score angaben, je medialer die Subluxation präoperativ war. Die Differenz der Mediane zu diesem Zeitpunkt unterscheidet sich zwischen der Gruppe mit medialer Subluxation und der Gruppe mit lateraler Subluxation aber lediglich um 4 Punkte. Zur nicht subluxierten Gruppe sind die Differenzen zum selben Zeitpunkt noch geringer. Ein Vergleich mit der MCID war nicht möglich, da uns deren Werte für den WOMAC-Schmerz-Score nicht vorlagen.



Grafik 20: Korrelation der präoperativen Subluxations-Gruppen mit dem WOMAC-Schmerz-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten

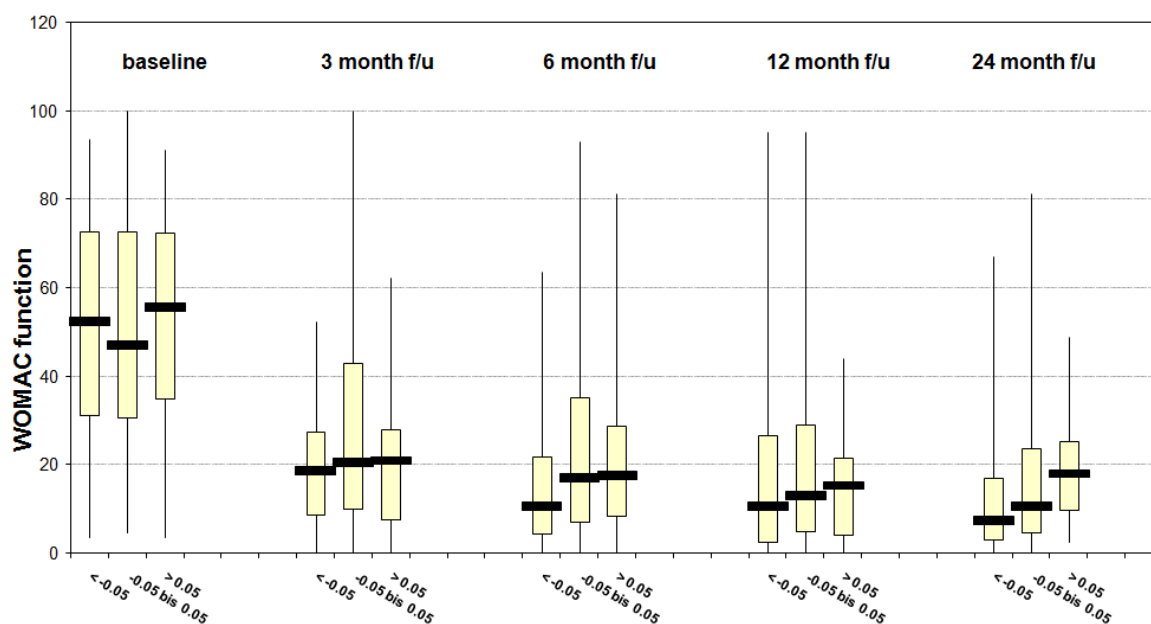
Jonckheere-Terpstra Test^a

	Aufnahme: WOMAC- Schmerz- Score	3-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score	6-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score	12-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score	24-Mon FU: WOMAC- Schmerz- Score

Number of Levels in Subluxation rekodiert	3	3	3	3	3
N	247	227	218	203	185
Observed J-T Statistic	8648	6806	6781	5520	5119
Mean J-T Statistic	8197	6938	6280	5547	4632
Std. Deviation of J-T Statistic	559	492	459	414	357
Std. J-T Statistic	,807	-,267	1,093	-,065	1,363
Asymp. Sig. (2-tailed)	,419	,789	,274	,948	,173

Tabelle 10: Jonkheere-Terpstra Test für die Subluxation und den WOMAC-Schmerz-Score

Auch hinsichtlich des WOMAC-Funktions-Scores ergab sich zwischen den Subluxationsgruppen unter Berücksichtigung des adjustierten Signifikanzniveaus kein statistisch signifikanter Unterschied. Bei der Untersuchung nach 24 Monaten, bei der der p-Wert von 0,011 das globale, nicht aber das adjustierte Signifikanzniveau unterschritt, ergab sich der Trend, dass die Funktion schlechter gewesen zu sein scheint, je medialer die präoperative Subluxation war. Die Differenz der Mediane der Funktionscores der medial zur lateral subluxierten Gruppe beträgt 10,5, also beinahe das Doppelte der MCID, diejenige der medial zur nicht subluxierten Gruppe beträgt 7,3 und überschreitet somit ebenfalls die MCID. Zwischen der nicht subluxierten und der lateral subluxierten Gruppe überschreitet die Differenz die MCID nicht.



Grafik 21: Korrelation der präoperativen Subluxationsgruppen mit dem WOMAC-Funktions-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten

Jonckheere-Terpstra Test^a

	Aufnahme: WOMAC- Tätigkeits- Score	3-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score	6-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score	12-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score	24-Mon FU: WOMAC- Tätigkeits- Score
Number of Levels in Subluxation rekodiert	3	3	3	3	3
N	244	219	215	199	176
Observed J-T Statistic	8109	6761	7047	5582	5056
Mean J-T Statistic	8000	6417	6160	5317	4200
Std. Deviation of J-T Statistic	549	466	452	404	338
Std. J-T Statistic	,198	,737	1,962	,654	2,532
Asymp. Sig. (2-tailed)	,843	,461	,050	,513	,011

Tabelle 11: Jonckheere-Terpstra Test für die Subluxation und den WOMAC-Funktions-Score

4 Diskussion

4.1 Bedeutung dieser Arbeit

Obwohl die endoprothetische Versorgung des Kniegelenks eine sehr segensreiche Operation ist, darf nicht übersehen werden, dass ca. 8-19% der Patienten mit dem Erfolg der Operation nicht vollständig zufrieden sind. Dies ist bei der Häufigkeit, mit der dieser Eingriff durchgeführt wird, daher ein Problem, welches sehr viele Menschen betrifft. Es ist also unerlässlich den zur Operation in Frage kommenden Patienten bereits vor Entscheidung zum Eingriff ein realistisches Bild von den Erfolgsaussichten der Endoprothetik darstellen zu können. Hierzu sind selbstverständlich alle identifizierbaren Faktoren, die das postoperative Outcome beeinflussen können, willkommen.

Bislang gab es überraschenderweise nur sehr wenige Studien, die sich mit der Frage nach dem Einfluss der präoperativen Stellung des Kniegelenks in der Frontalebene auf das postoperative Outcome bemessen an Schmerzen und Funktionsfähigkeit des Gelenks nach endoprothetischer Versorgung des Kniegelenks beschäftigten. Nur eine davon (Faris et al (69)) ist tatsächlich mit unserer Arbeit vergleichbar, diese ist aber schon älter (1992) und der gewählte primäre Endpunkt entspricht, wie im folgenden Abschnitt diskutiert, nicht den Empfehlungen neuerer Studien. Hier sei bereits gesagt, dass zur postoperativen Beurteilung neben der Einschätzung des Patienten auch die Ergebnisse klinischer Untersuchungen in den als primären Endpunkt genutzten Score mit eingingen. Diese Bewertung ist fragwürdig, da als entscheidende Größe für den Operationserfolg die subjektive Einschätzung und Zufriedenheit des Patienten als maßgeblich empfohlen worden ist. Klinische Messwerte haben für den Patienten nicht zwangsläufig eine Bedeutung und werden häufig als Surrogatparameter bezeichnet. Der Einfluss der präoperativen Subluxation auf das postoperative Outcome wurde unseres Wissens bisher noch überhaupt nicht beleuchtet.

4.2 Was gezeigt werden konnte

Bei der Analyse unserer Stichprobe konnte weder hinsichtlich der präoperativen Achsfehlstellung, noch hinsichtlich der präoperativen Subluxation - mit nach der Bonferroni-

Korrektur erfolgten Veränderung des Signifikanzniveaus - ein statistischer Zusammenhang zur subjektiven Funktionalität oder zur Schmerzhaftigkeit, gemessen am WOMAC-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten nachgewiesen werden. Bei der Untersuchung nach 24 Monaten ließen sich aber folgende Trends erkennen: je valgischer die präoperative Achsstellung war, desto größer wurde die Schmerzhaftigkeit und desto schlechter die Funktionalität bewertet. Die Funktionalität wurde ebenfalls schlechter bewertet, je medialer die präoperative Subluxation ausgeprägt war. Zwischen den Gruppen, eingeteilt nach präoperativer Achsstellung und Subluxation, zeigten sich hinsichtlich des Funktionalität sogar anhand der minimal clinically important difference (MCID) bemessen klinisch relevante Unterschiede. Somit wurde die gesundheitsbezogene Lebensqualität aus Patientensicht, gemessen an der Funktionalität, je nach Gruppenzugehörigkeit, im Sinne des beschriebenen Trends unterschiedlich wahrgenommen. Ein gleichgerichteter dezent ausgeprägter Trend konnte darüber hinaus auch für den Schmerzscore erkannt werden. Patienten gaben also geringfügig mehr Schmerzen an, je medialer die Subluxation präoperativ war. Dieser Trend ist aber weder signifikant, noch sind die Unterschiede zwischen den Gruppen stark ausgeprägt, so dass es sich hierbei möglicherweise um ein zufälliges Ergebnis handelt. Gegen diese These der Zufälligkeit spricht aber, dass zum selben Zeitpunkt der gleich gerichtete Trend für den Funktions-Score gezeigt wurde, welcher sogar nach MCID klinisch relevant ist. Zusammenfassend ist unter den beschriebenen Trends besonders der Zusammenhang von präoperativer Achsfehlstellung und dem Tätigkeit-Score in seiner Bedeutung hervorzuheben, da einerseits der p-Wert der diesbezüglichen Varianzanalyse 0,008 beträgt und das adjustierte Signifikanzniveau von 0,00625 fast erreicht, obgleich letzteres mit der als sehr konservativ geltenden Bonferroni-Korrektur errechnet wurde, und andererseits die Unterschiede zwischen den WOMAC-Scores der Gruppen laut des Grenzwertes der MCID als klinisch relevant einzustufen sind.

Dass diese Trends erst 24 Monate nach der Operation zu beobachten waren überraschte uns, da in Anbetracht der in der Einleitung geschilderten Theorie, dass die Beschaffenheit der Bänder, präoperativ gestaltet durch die Achsfehlstellung oder die Subluxation, nahelegen würde, dass ein Einfluss beider Faktoren eher gleich nach der OP zu beobachten sein müsste, da zu diesem Zeitpunkt die ligamentären und knöchernen Strukturen noch am ehesten den präoperativen Bedingungen entsprechen sollten. Auf der anderen Seite ließe sich das erst

späte Auftreten des Trends aber damit erklären, dass vorher noch Faktoren wie der Wundschmerz, Schwellung und andere Weichteilirritationen oder eventuelle andere direkte postoperative Einflüsse die Beschwerden aufgrund der Bandinstabilität vorerst verdeckten, und dass diese sich erst präsentierten, sobald die postoperativen Beschwerden abgeklungen waren.

Unsere Ergebnisse entsprechen im Wesentlichen auch den Ergebnissen der unseres Wissens einzigen bisher existierenden Studie (Faris et al. (69)), in welcher ebenfalls der Einfluss der präoperativen Stellung des Knies in der Frontalebene auf das postoperative Outcome, aber in diesem Falle anders als bei uns, nicht am WOMAC, sondern am Hospital for Special Surgery knee disability score bemessen, untersucht wurde. Dort konnte zwischen den meisten der nach präoperativen Winkel eingeteilten Gruppen kein statistisch signifikanter Zusammenhang mit dem Outcome gezeigt werden, lediglich die Gruppe von mehr als 11° valgus Schnitt 5 Jahre postoperativ signifikant schlechter ab als die Gruppe von 6 bis 10° varus. Unsere Erkenntnis, dass Patienten mit einer präoperativen Valgusfehlstellung im längeren zeitlichen Verlauf nach der OP (in unserem Falle ein Jahr) in den WOMAC-Subscores schlechter abschnitten, wird also unterstützt. Darüber hinaus ergab die Häufigkeitsverteilung der gemessenen präoperativen Winkel ein ähnliches Muster wie bei unserem Patientenkollektiv: Die varischen Achsabweichungen überwogen deutlich den Anteil der valgischen und insbesondere Männer litten im Vergleich zu Frauen deutlich seltener unter valgischen Fehlstellungen. Trotz dieser ähnlichen Ergebnisse weist die Studie aber auch einige Unterschiede zu der unseren auf, wodurch die direkte Vergleichbarkeit zu hinterfragen ist und sich die erneute Bearbeitung des Themas im Rahmen unserer Arbeit empfahl. Die Fallzahl von 473 überstieg zwar die unsere von 249, wesentliche Unterschiede zeigen sich aber in der Wahl des primären Endpunktes. Diese sind im Wesentlichen der Tatsache geschuldet, dass diese Studie bereits im Jahre 1992 publiziert wurde und somit noch nicht den Empfehlungen aktueller Publikationen hinsichtlich des primären Endpunktes Folge leisten konnte. Faris et al. definierten nämlich als primären Endpunkt den Hospital for Special Surgery knee disability score. Dieser Score setzt sich neben Fragen zur subjektiven Einschätzung des Patienten des Schmerzes und der Funktionalität auch aus klinischen Untersuchungen z.B. zur Beweglichkeit im Gelenk, zur Muskelkraft oder zur Gelenkinstabilität zusammen. Dieser Score als primärer Endpunkt widerspricht also in mehreren Aspekten den Empfehlungen der OMERACT III Konferenz(26) und des OARSI

Expertenrats(27). Diese empfehlen die Nutzung von drei klar definierten Kernvariablen als primäre Endpunkte: den Schmerz, die Funktionalität und die globale Bewertung von Seiten des Patienten. Schmerz und Funktionalität wurden im Score zwar berücksichtigt, darüber hinaus floss in ihn aber auch die klinische Bewertung eines Untersuchers mit ein, die von genannten Quellen lediglich als zweitrangige Variable empfohlen wurde. Da all diese Faktoren aber in einem einzigen Score zusammengefasst wurden, wurde die Bedeutung der beiden Kernvariablen durch die Miteinbeziehung der körperlichen Untersuchung gemindert. Darüber hinaus empfahl die Konferenz die Nutzung der Kernvariablen unabhängig voneinander als jeweils einzelnen primären Endpunkt. Die Zusammenfassung in einem Score widerspricht dieser Forderung. Außerdem folgt diese Studie, ebenfalls dem Jahre der Veröffentlichung geschuldet, noch nicht der modernen Entwicklung sich bei der Bewertung der Erfolge von endoprothetischen Operationen schwerpunktmäßig auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität aus Sicht des Patienten zu konzentrieren,(70) da dies die Person ist, die am Ende mit dem Operationserfolg zufrieden sein sollte und im Zweifelsfalle mit den nicht zufrieden stellenden Ergebnissen zu leben hat. Klinische Messungen müssen für den Patienten nicht automatisch eine Bedeutung, oder einen individuell wahrnehmbaren Effekt haben und werden auch häufig als Surrogatparameter bezeichnet. Zusammenfassend bietet unsere Studie durch Nutzung des WOMAC-Scores den deutlich patientenorientierteren Ansatz der in beiden Arbeiten untersuchten Fragestellungen und entspricht darüber hinaus den Anforderungen oben genannter Empfehlungen. Weitere Unterschiede zu unserer Arbeit waren, dass neben der Arthrose auch ein beachtlicher Anteil an anderen Erkrankungen, v.a. die rheumatoide Arthritis, zur Operation geführt hat. Außerdem wurde ausschließlich unter Erhalt des hinteren Kreuzbandes operiert. Dies war bei uns nicht der Fall, da die Operationstechnik je nach teilnehmendem Operationszentrum diesbezüglich variierte.

Auch eine vorherige Studie von Liebs et al.(71) an einem anderen Patientenkollektiv erbrachte Ergebnisse, die den von uns präsentierten Trend unterstützen. Es konnte gezeigt werden, dass bei Patienten, die mit lateralen Schlittenprothesen versorgt wurden, eine niedrigere gesundheitsbezogene Lebensqualität erzielt werden konnte, als bei Patienten mit medialen. Da Patienten mit lateraler Arthrose in der Regel unter einer Valgusfehlbelastung und auch unter einer Valgusfehlstellung leiden sahen wir dieses Ergebnis als mit dem unseren kompatibel.

Ritter et al.(72) untersuchten 82 Patienten mit lediglich extremen präoperativen Fehlstellungen von $\geq 20^\circ$ varus oder valgus. Auch hier wurden neben den Patienten mit Arthrose auch solche mit anderen ursächlichen Erkrankungen untersucht. Die Autoren konnten in mindestens 2 Jahren dauernden Folgeuntersuchungen bezüglich Knee Society Score, Gelenkstellung und Revisionshäufigkeit keinen statistisch signifikanten Unterschied zu Patienten mit weniger schweren präoperative Deformitäten nachweisen. Auch der Knee Society Score bedient sich klinischer Untersuchungen mit den daraus resultierenden oben erwähnten Nachteilen. In dieser Studie wurde, anders als bei uns, nicht das komplette Spektrum der präoperativen Achsfehlstellung berücksichtigt. Außerdem ist die Vergleichbarkeit mit unserer Studie weniger gegeben, da derart extrem ausgeprägte Fehlstellungen bei unserer Stichprobe eine absolute Ausnahme darstellten, da bei uns alle Patienten, und nicht nur die mit extremen Fehlstellungen, in die Studie aufgenommen worden waren.

Studien, die sich mit dem Einfluss der präoperativen Subluxation auf das Outcome beschäftigen gibt es unseres Wissens bisher nicht.

4.3 Einschränkungen

Die Ergebnisse dieser Arbeit müssen unter Berücksichtigung einiger Limitationen interpretiert werden.

Zunächst sollte bedacht werden, dass die Daten nicht speziell zum Zweck dieser Analyse erhoben wurden. Insofern wurden die verwendeten Röntgenbilder in verschiedenen Kliniken erstellt. Dies kann Schwankungen durch unterschiedliches Personal und verschiedene Aufnahmetechniken bedingen.

Die Positionierung, und somit die Darstellung der gemessenen Winkel, kann trotz Normierung des Aufnahmealgorithmus schwanken. Dies kann auf Fehlern des Personals beruhen, sowie auf mangelnder Compliance, oder auch auf anatomischen Besonderheiten der Patienten, wie beispielsweise Flexionskontrakturen. Auch Varianten der Lage der Patella können Einfluss auf die Positionierung haben, da diese als Leitstruktur diente. Wir versuchten diesen Problemen

unter anderem durch den Ausschluss der stark rotierten Beine (siehe Abschnitt 2.6) entgegen zu wirken.

Durch diese Schwankungen in der Aufnahmetechnik und auch durch andere Gerätschaften der verschiedenen Kliniken waren auf den Röntgenaufnahmen verschieden große Anteile der Tibia- und Femurschäfte abgebildet. Die bedeutet die zur Abmessung des FS-TS zur Verfügung stehenden Schaftachsen, die tatsächlich auf allen Aufnahmen abgebildet waren, waren nicht länger als das 1,5-fache der Femurkondylenbreite. Eine längere Schaftachse hätte aber nach Studienlage eine höhere Korrelation des FS-TS zum HKA ergeben und somit die mechanische Belastung realitätsgetreuer angegeben (siehe Abschnitt 2.3.2.2). Da uns aber wichtig war, dass die Schaftachsen bei allen Patienten einheitlich lang definiert sind, war uns die Möglichkeit der Nutzung längerer Achsen nicht gegeben.

Eine weitere Limitation könnte darin gesehen werden, dass wir lediglich Ausschnittsaufnahmen des Kniegelenks verwendeten, und keine Aufnahmen des gesamten Beines. Unsere Aufnahmetechnik spiegelt aber die klinische tägliche Praxis wider. Wir haben diesen Aspekt separat im Abschnitt 2.3.1: "FS-TS als Näherungswert des HKA" diskutiert. Zusammenfassend sei festgehalten, dass laut Literatur der von uns gemessene FS-TS, gemessen an Ausschnittsaufnahmen, mit dem Goldstandard HKA ausreichend korreliert: Bei Arbeiten, deren Messpunkte den unseren im Wesentlichen entsprechen, wurden Korrelationskoeffizienten nach Pearson von 0,69 bis 0,88 beschrieben.(33, 37)

Bei der Bestimmung der Messpunkte im Kniegelenk muss der Tatsache Rechnung getragen werden, dass durch die häufig stark ausgeprägten degenerativen Prozesse, insbesondere der Osteophytenbildung, im Kniegelenk eine genaue Identifizierung der zentralen Punkte im Kniegelenk gelegentlich nur schwer möglich war. Aber auch hierfür zogen wir Literatur zu Rate und für unsere Messpunkte wurden Intra- und Inter-Rater Reliabilitäten von stets mehr als 0,90 ermittelt.(33, 37) Dies schließt zwar Verzerrungen durch die abgebildeten Osteophyten nicht komplett aus, aber immerhin spricht es dafür, dass bei mehrfacher Messung, auch durch verschiedene Untersucher, sehr ähnliche Winkel gemessen werden würden.

Eine weitere Problematik der Methodik war, dass keine Arbeiten existieren, die das femorale Offset, das wir zur Berechnung des HKA brauchten, neben Geschlecht und Schaftlänge auch in Abhängigkeit vom FS-TS angaben. Es ist aber davon auszugehen, dass der FS-TS einen

relevanten Einfluss auf die Höhe des Offsets hat, da bereits ein derartiger Effekt des HKA beschrieben wurde. (48, 61, 63) Und dieser unterscheidet sich ja nur um das Offset vom FS-TS. Da wir aber die anderen Einflussgrößen berücksichtigten, gehen wir davon aus, dass die hieraus entstehenden Verzerrungen nicht all zu groß sind. Hier sei auch erwähnt, dass wir Fr. Dr. Sheehy, die die ausführlichste uns bekannte Analyse (48) bezüglich der Höhe des Offsets in Abhängigkeit von vielen verschiedenen Einflussgrößen durchführte, um FS-TS-abhängige Offsetwerte baten. Diese lagen ihr aber leider nicht vor und waren anhand ihrer Daten auch nicht zu ermitteln (siehe E-Mail in 7.4).

Zum Ausschluss der Patienten mit übermäßig rotierten Beinen in der Röntgenaufnahme bedienten wir uns neben anderen knöchernen Landmarken des Patellamittelpunktes. Hieran berechneten wir die Rotationsstellung des Femurs. Im Falle von anatomischen Varianten der Position der Patella oder von Patellaluxationen wäre der Schätzwert für die Femurrotation natürlich fehlerhaft.

Darüber ist zu erwähnen, dass die von uns gewählte Gruppeneinteilung nach dem HKA bei fehlender Studienlage willkürlich gewählt ist. Die hieraus resultierenden Nachteile wurden bereits in 2.8 erörtert. Darüber hinaus zeigte sich, dass einige Gruppen nur mit verhältnismäßig wenigen Patienten besetzt waren. Während der Gruppe mit stark varischem HKA 62% der Patienten zugeteilt wurden, befinden sich in den anderen HKA-Gruppen lediglich jeweils 5 bis 12% aller Patienten (siehe Tabelle 6). Dieser Tatsache ist bei der Interpretation der Ergebnisse auf jeden Fall Rechnung zu tragen und sie bedeutet natürlich auch, dass aufgrund der geringen Fallzahlen der Nachweis von statistisch signifikanten Unterschieden per se unwahrscheinlich war. Auf die Subluxationsgruppen hingegen waren die Patienten deutlich gleichmäßiger verteilt.

Bei den zweijährigen Folgeuntersuchungen sind natürlich auch die Patienten zu berücksichtigen, die nicht mehr zu allen Folgeuntersuchungen vorstellig wurden, oder den Fragebogen nicht mehr ausfüllen wollten. Die Teilnahme sank nach 24 Monaten auf 77%. Es konnte aber keine signifikante Verbindung zwischen den Patienten, die nicht mehr vorstellig wurden und ihren Ausgangssymptomen gezeigt werden. Dennoch kann durch diese Ausscheider natürlich eine gewisse Selektion erfolgt sein. Die Berücksichtigung der Zahl der Studienabbrecher ist insbesondere in Anbetracht unserer Ergebnisse bedeutungsvoll, da die

von uns beschriebenen Trends nur bei der letzten Untersuchung, 24 Monate nach der OP, zu sehen waren, und zu diesem Zeitpunkt alle Abgänge aus der Studie bereits erfolgt waren.

Bei multipler Testung führten wir zur Vermeidung einer α -Fehler-Kumulation die Bonferroni-Korrektur durch. Diese wird als eine sehr konservative Korrekturformel beschrieben, was zur Folge haben kann, dass die in unserer Arbeit fehlenden signifikanten Ergebnisse vor allem dieser unter Umständen zu strengen Korrektur geschuldet sind. Das adjustierte Signifikanzniveau von 0,00625 ist also kritisch zu betrachten.

Abschließend sei noch erwähnt, dass wir bei dem Versuch die klinische Bedeutung der Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich der primären Endpunkte, der WOMAC-Subscores, zu berücksichtigen lediglich die Mediane der Gruppen miteinander verglichen. Dieses Vorgehen berücksichtigt unter Umständen nicht ausreichend die Verteilung der WOMAC-Scores innerhalb der Gruppen.

4.4 Stärken dieser Arbeit

Diese Studie weist zahlreiche Stärken auf. Als eine der größten hierunter sehen wir eindeutig das bis ins Detail durchdachte und dokumentierte Vorgehen bei der Auswahl der Messpunkte zur Bestimmung der FS-TS und der Subluxationsmesswerte. Denn obwohl sich bereits viele Arbeiten mit der Messung der geometrischen Bedingungen im Kniegelenk beschäftigen, ist es keineswegs üblich zu erläutern welche Entscheidungen zur Nutzung der jeweils verwendeten Messmethodik geführt hatten, oder diese mittels Referenzen in der Literatur zu belegen. Hierdurch scheint die Auswahl der Messtechnik vieler verschiedener Arbeiten beinahe willkürlich. Wir wollten diesen Fehler nicht ebenfalls begehen und so entwickelte sich unser Abschnitt der Methodik zu einem ungeahnt großen Anteil dieser Arbeit. Zur Annäherung an das sehr unübersichtliche Thema erstellten wir Tabellen, die die genutzten Messmethoden in den wichtigsten Arbeiten anschaulich darstellen und auch für andere Autoren von Nutzen sein können. Darüber hinaus verfassten wir zu jeder Entscheidung die zur Definition der Messpunkte getroffen werden musste einen einzelnen Abschnitt in dem die Empfehlungen und Erfahrungen in der Literatur beschrieben werden, falls vorhanden auch unter Angabe von Werten, die die Güte der verschiedenen Methoden belegen, brachten diese in Verbindung mit

den Anforderungen und Möglichkeiten unserer Arbeit, und trafen erst hiernach eine jeweils ausführlich dokumentierte Entscheidung. Falls uns hierfür Werte aus der Literatur fehlten, führten wir zum Teil auch eigene Testungen durch, um unüberlegte Entscheidungen zu vermeiden. All dies geht weit über das hinaus was bislang zu diesem Thema publiziert worden ist. Wir hoffen mit diesem Abschnitt der Arbeit die notwendige Diskussion der Thematik oder eventuell gar eine Normierung anzuregen. Außerdem sind wir davon überzeugt, dass wir allen künftigen Autoren, die für ihre Zwecke den FS-TS bzw. den HKA oder die Subluxation an digitalen Aufnahmen des Kniegelenks messen möchten, mit der Lektüre unseres Abschnittes der Methodik bei der Auswahl der geeigneten Messmethode helfen können. Denn dort sind alle Entscheidungen, die von jedem zur Wahl einer Messtechnik getroffen werden müssen, einzeln abgehandelt und können somit den Anforderungen einer gerade entstehenden Arbeit leicht angepasst werden. Die von uns ausgewählte Messtechnik im Speziellen ist leicht reproduzierbar, standardisierbar und sowohl zeitlich, als auch finanziell sehr ökonomisch und wir sind überzeugt, dass sie für Arbeiten mit Anforderungen, die den unseren ähneln, eine gute Wahl darstellt. Um die Übersichtlichkeit zu bewahren, sind die Vor- und Nachteile der von uns gewählten Messtechnik bereits im entsprechenden Abschnitt diskutiert worden, was wir hier an dieser Stelle nicht wiederholen werden.

Als eine weitere große Stärke dieser Arbeit sticht mit Sicherheit die hohe Fallzahl, mit nach Ausschluss der rotierten Extremitäten noch 249 Patienten, ins Auge. Hierdurch können viele der im vorigen Kapitel genannten potentiellen Fehlerquellen zum Großteil relativiert werden.

Auch berücksichtigten wir die in der Literatur beschriebene Gefahr einer fehlerhaften Messung des FS-TS bei versehentlich zum Aufnahmezeitpunkt rotierten unteren Extremitäten. Wie im entsprechenden Abschnitt beschrieben, schlossen wir überdurchschnittlich rotierte Aufnahmen von der weiteren Analyse aus, und konnten hierdurch eine vorbeschriebene Fehlerquelle weitestgehend eliminieren.

Im vorgestellten Abschnitt wurde die Tatsache, dass es sich hier um eine multizentrische Studie handelt und somit die Röntgenbilder in verschiedenen Kliniken erstellt worden sind, als negativ dargestellt. Es sind diesem Fakt aber auch positive Aspekte abzugewinnen: Beispielsweise führt die Zusammenführung mehrerer Patientengruppen verschiedener Zentren naturgemäß zu einer höheren externen Validität. Die Ergebnisse sind also leichter auf

die Grundgesamtheit zu übertragen. Außerdem konnte durch die Multizentrität ein deutlich breiter aufgestelltes und größeres Patientenkollektiv rekrutiert werden, als dies in einem einzigen Zentrum möglich gewesen wäre. Außerdem spielt hierdurch die Prozessqualität von der OP bis hin zum perioperativem Management im Einzelfall eine geringere Rolle, als wenn nur von einem einzelnen Zentrum operiert worden wäre, da so etwaige Mängel kompensiert werden können.

Bei der Auswahl der WOMAC-Subscores für Schmerzhaftigkeit und Funktionalität als unsere primäre Endpunkte orientierten wir uns an den Empfehlungen der Outcome Measures in Rheumatology Clinical Trials (OMERACT) III Conference,(26) die darüber hinaus noch von einer Arbeitsgruppe der Osteoarthritis Research Society International Initiative (OARSI) ratifiziert wurden.(27) Hierin wurde empfohlen sich bei Studien zur Arthrose auf folgende drei Kernvariablen als primären Endpunkt zu einigen: Schmerz, Funktion und die globale Bewertung von Seiten des Patienten. Wir leisteten dem Folge durch die Nutzung zweier der vorgeschlagenen Kernvariablen. Auch die Forderung, dass diese Variablen einzeln betrachtet werden sollen, anstatt in einem Score zusammengefasst zu werden, setzten wir um. Weitere Studien spezifizierten die Kernvariablen der OMERACT III Konferenz und nannten unter anderem die jeweiligen WOMAC-Subscores als empfohlenes Erhebungsinstrument für die Kernvariablen Schmerz und Funktion.(28, 29) Außerdem folgten wir der aktuellen Entwicklung und Empfehlungen,(70) OP-Erfolge an Erhebungsinstrumenten zu erfassen, die sich an der Wahrnehmung der Patienten selbst orientieren. Zusammenfassend erfolgte also die Auswahl der primären Endpunkte unter Berücksichtigung der aktuellen Literatur.

Wir leisteten auch der Empfehlung von Chan et al. (67) folge, nicht nur statistische Signifikanzen in der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigten, sondern auch die klinische Bedeutung. Hierfür nutzen wir zum Vergleich der WOMAC-Scores der verschiedenen Gruppen wie empfohlen die "minimal clinically important difference". Darüber hinaus haben wir mit dem WOMAC-Score einen primären Endpunkt gewählt, der sich ausschließlich an der Einschätzung des Gesundheitszustandes von den Patienten selbst orientiert. Dies ist wichtig, da dies in den bisherigen Studien nicht der Fall war, und die gesundheitsbezogene Lebensqualität die entscheidende Größe ist, nach der sich die Einschätzung eines etwaigen OP-Erfolgs richten sollte und nicht nach Ergebnissen klinischer Untersuchungen, deren

Ergebnis für den Patienten in seiner eigenen Wahrnehmung nicht automatisch relevant sein muss und darüber hinaus auch als Surrogatparameter fungieren kann.

4.5 Schlussfolgerung

In unserer Stichprobe besteht zwar nach der Bonferroni-Korrektur kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem präoperativen Winkel in der Frontalebene oder der präoperativen Subluxation und der gesundheitsbezogenen Lebensqualität, aber es konnte der Trend gezeigt werden, dass 24 Monate postoperativ mehr Schmerzen empfunden wurden, je valgischer der präoperative Winkel war, und dass die Funktionalität schlechter eingeschätzt wurde, je valgischer dieser Winkel war, und je medialer die präoperative Subluxation war. Für die Trends der Funktionalität konnte sogar eine klinische Relevanz gezeigt werden. Die Beobachtung bezüglich des präoperativen Winkels in der Frontalebene sind kompatibel mit den wenigen bislang veröffentlichten Studien, die sich mit diesem Thema befasst, aber Surrogatparameter als Hauptzielvariable gewählt haben. Patienten mit valgischeren präoperativen Stellungen oder mit medialen präoperativen Subluxationen weisen 24 Monate nach der Operation den Trend einer niedrigeren gesundheitsbezogenen Lebensqualität auf. Diese Tatsache sollte einerseits bei der Operationsplanung berücksichtigt werden und könnte gegebenenfalls im Aufklärungsgespräch erwähnt werden um dem Patienten eine realitätsgetreue Einschätzung des OP-Erfolgs für seinen individuellen Fall darzulegen.

5 Zusammenfassung

Einleitung: Die Arthrose ist die häufigste Gelenkerkrankung des Erwachsenen, mit dem Kniegelenk als häufigstem Manifestationsort. Die Versorgung mit Knieendoprothesen gilt hierbei als Goldstandard für fortgeschrittene Formen der Erkrankungen. Pro Jahr werden in Deutschland 160.000 Knieendoprothesen implantiert mit steigender Tendenz. Dennoch ist ein Anteil von 8-19% der Patienten mit dem Operationserfolg unzufrieden, daher ist es von erheblicher klinischer Relevanz, anhand präoperativer Daten Assoziationen auf die postoperative gesundheitsbezogene Lebensqualität zu identifizieren. In Folge theoretischer Überlegungen gingen wir der Frage nach, ob die nativradiologisch nachweisbare präoperative Achsfehlstellung, oder die präoperative Subluxation des Kniegelenks in der Frontalebene eine Assoziation zur postoperativen gesundheitsbezogenen Lebensqualität, gemessen am individuell aus Patientensicht bewerteten WOMAC-Score, aufweisen.

Methodik: Diese Studie bediente sich der prospektiv erhobenen Daten dreier multizentrischen Studien in denen postoperative Rehabilitationsmaßnahmen auf ihre Wirksamkeit geprüft wurden. Alle teilnehmenden 266 Patienten wurden aufgrund arthrosebedingter Beschwerden mit einer primären bikondylären ungekoppelten Kniegelenksendoprothesen versorgt. Präoperativ aufgenommene a.p.-Röntgenaufnahmen der Kniegelenke aller Patienten wurden digital eingescannt und festgelegte knöcherne Landmarken mit Hilfe einer Bildbearbeitungssoftware markiert. Aus deren Koordinaten wurde zunächst der Winkel der anatomischen Schaftachsen von Femur und Tibia (FS-TS) bestimmt und hieraus der Winkel der mechanischen Schaftachsen (HKA) berechnet. Auch das Ausmaß der Subluxation wurde aus den Koordinaten berechnet. Nach Ausschluss von 17 Patienten, bei denen übermäßig rotierten Röntgenaufnahmen nachweisbar waren, teilten wir die verbleibenden 249 Patienten in fünf Gruppen in Abhängigkeit vom HKA und in drei Gruppen in Abhängigkeit von der Subluxation ein. Diese Gruppen verglichen wir untereinander im Hinblick auf die WOMAC-Tätigkeits- und die WOMAC-Funktions-Scores der enthaltenen Patienten auf signifikante Unterschiede und eventuelle Trends. Die WOMAC-Scores wurden von den Patienten präoperativ, 3 Monate, 6 Monate, 12 Monate und 24 Monate nach der OP ausgefüllt. Für den Vergleich der Gruppen nutzen wir den Jonkheere-Terpstra Test. Bei der Interpretation dieses multipel durchgeführten Tests nutzen wir zur Vermeidung einer Alphafehler-Kumulierung mittels Bonferronikorrektur errechnete adjustierte Signifikanzniveaus. Darüber hinaus

verglichen wir die Mediane der WOMAC-Scores der verschiedenen Gruppen miteinander und setzten deren Differenzen in Bezug zum MCID um über die reinen Signifikanzgrenzen hinaus klinische bedeutsame Unterschiede zwischen den Gruppen ermitteln zu können und hieraus eventuelle Trends abzuleiten.

Ergebnisse und Schlussfolgerung: Zwischen den Gruppen bestand zu keinem der Erhebungszeitpunkte ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der WOMAC-Subscores. 24 Monate nach der OP konnte aber folgender Trend erkannt werden: Je valgischer die präoperative Achsstellung war, desto schlechter wurde die Schmerzhaftigkeit und die Funktionalität von den Patienten bewertet. Die Funktionalität wurde ebenfalls schlechter angegeben, je medialer die präoperative Subluxation ausgeprägt war. Für den primären Endpunkt Funktionalität konnte sogar zwischen den Medianen der Gruppen zu diesem Zeitpunkt ein laut MCID klinisch relevanter Unterschied festgestellt werden.

Diese Analyse an prospektiv erhobenen Daten hat bislang unbekannte Assoziationen aufgezeigt. Diese müssen im Verlauf an einem weiteren Patientenkollektiv überprüft werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Rabenberg M, editor. Arthrose. Berlin: Robert Koch-Inst; 2013. (Gesundheitsberichterstattung des Bundes; vol 54).
2. Michael JW-P, Schlüter-Brust KU, Eysel P. The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee. *Deutsches Ärzteblatt international* 2010; 107(9):152–62.
3. Sun Y, Stürmer T, Günther KP, Brenner H. Incidence and Prevalence of Osteoarthritis of the Hip and Knee in the General Population. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 1997; 135(3):184–92.
4. Krukemeyer MG. Endoprothetik: Ein Leitfaden für den Praktiker. 3., aktualisierte und erw. Aufl. Berlin, Boston Mass.: De Gruyter; 2013.
5. Goe TJ, Maheshwari AV. The all-polyethylene tibial component in primary total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92(2):478–87.
6. Grimberg A, Jansson V, Liebs TR, Melsheimer O, Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland: Jahresbericht 2015: EPRD; 2015. Abrufbar: URL: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2015_FINAL_Web.pdf (zuletzt abgerufen am 26.07.2017).
7. Breusch SJ, Kuhn K-D. Bone cements based on polymethylmethacrylate. *Der Orthopäde* 2003; 32(1):41–50.
8. Jerosch J, Heisel J, Tibesku CO. Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung. 2., akt. Aufl. 2015. Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg; 2015. Abrufbar: URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-38423-3> (zuletzt abgerufen am 26.07.2017).
9. Bläsius K. Endoprothesenatlas KNIE. Darmstadt: Steinkopff; 2008. Abrufbar: URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-7985-1767-7> (zuletzt abgerufen am 26.07.2017).
10. Robertsson O, Dunbar M, Pehrsson T, Knutson K, Lidgren L. Patient satisfaction after knee arthroplasty: a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand* 2000; 71(3):262–7.
11. Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ. The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. Data from the National Joint Registry for England and Wales. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89(7):893–900.
12. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KDJ. Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not? *Clin Orthop Relat Res* 2010; 468(1):57–63.
13. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994; 25(3):379–86.
14. Noble PC, Conditt MA, Cook KF, Mathis KB. The John Insall Award: Patient expectations affect satisfaction with total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 452:35–43.
15. Chang CB, Yoo JH, Koh IJ, Kang YG, Seong SC, Kim TK. Key factors in determining surgical timing of total knee arthroplasty in osteoarthritic patients: age, radiographic severity, and symptomatic severity. *J Orthop Traumatol* 2010; 11(1):21–7.

16. Brander V, Gondek S, Martin E, Stulberg SD. Pain and depression influence outcome 5 years after knee replacement surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2007; 464:21–6.
17. Polkowski GG2, Ruh EL, Barrack TN, Nunley RM, Barrack RL. Is pain and dissatisfaction after TKA related to early-grade preoperative osteoarthritis? *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471(1):162–8.
18. Ayers DC, Franklin PD, Ploutz-Snyder R, Boisvert CB. Total knee replacement outcome and coexisting physical and emotional illness. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 440:157–61.
19. Bonnin MP, Basiglini L, Archbold HAP. What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011; 19(9):1411–7.
20. Riddle DL, Wade JB, Jiranek WA, Kong X. Preoperative pain catastrophizing predicts pain outcome after knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2010; 468(3):798–806.
21. Liebs TR, Herzberg W, Roth-Kroeger AM, Rütther W, Hassenpflug J. Women recover faster than men after standard knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2011; 469(10):2855–65.
22. Liu H-X, Shang P, Ying X-Z, Zhang Y. Shorter survival rate in varus-aligned knees after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016; 24(8):2663–71.
23. Liebs TR, Kloos S-A, Herzberg W, Rütther W, Hassenpflug J. The significance of an asymmetric extension gap on routine radiographs after total knee replacement: A new sign and its clinical significance. *Bone Joint J* 2013; 95-B(4):472–7.
24. Liebs TR, Herzberg W, Rütther W, Haasters J, Russlies M, Hassenpflug J. Ergometer cycling after hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92(4):814–22.
25. Liebs TR, Herzberg W, Rütther W, Haasters J, Russlies M, Hassenpflug J. Multicenter randomized controlled trial comparing early versus late aquatic therapy after total hip or knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2012; 93(2):192–9.
26. Bellamy N, Kirwan J, Boers M, Brooks P, Strand V, Tugwell P et al. Recommendations for a core set of outcome measures for future phase III clinical trials in knee, hip, and hand osteoarthritis. Consensus development at OMERACT III. *J Rheumatol* 1997; 24(4):799–802.
27. Altman R, Brandt K, Hochberg M, Moskowitz R, Bellamy N, Bloch DA et al. Design and conduct of clinical trials in patients with osteoarthritis: Recommendations from a task force of the Osteoarthritis Research Society. *Osteoarthritis and Cartilage* 1996; 4(4):217–43.
28. Fitzgerald GK, Hinman RS, Zeni J, Risberg MA, Snyder-Mackler L, Bennell KL. OARSI Clinical Trials Recommendations: Design and conduct of clinical trials of rehabilitation interventions for osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 2015; 23(5):803–14.
29. Lane NE, Hochberg MC, Nevitt MC, Simon LS, Nelson AE, Doherty M et al. OARSI Clinical Trials Recommendations: Design and conduct of clinical trials for hip osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 2015; 23(5):761–71.
30. Bellamy N. WOMAC Osteoarthritis Index User Guide: Version V. Brisbane, Australia; 2002.
31. ImageJ 1.51k. USA: National Institutes of Health, USA. Available from: URL: <http://imagej.nih.gov/ij>.

32. Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum* 2005; 52(6):1730–5.
33. Hinman RS, May RL, Crossley KM. Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis Rheum* 2006; 55(2):306–13.
34. van Raaij TM, Brouwer RW, Reijman M, Bierma-Zeinstra SMA, Verhaar JAN. Conventional knee films hamper accurate knee alignment determination in patients with varus osteoarthritis of the knee. *Knee* 2009; 16(2):109–11.
35. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1990; (255):215–27.
36. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69(5):745–9.
37. Chang CB, Choi J-Y, Koh IJ, Seo ES, Seong SC, Kim TK. What should be considered in using standard knee radiographs to estimate mechanical alignment of the knee? *Osteoarthritis Cartilage* 2010; 18(4):530–8.
38. Cooke TDV, Sled EA, Scudamore RA. Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. *J Rheumatol* 2007; 34(9):1796–801.
39. Prakash U, Wigderowitz CA, McGurty DW, Rowley DI. Computerised measurement of tibiofemoral alignment. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83(6):819–24.
40. Takahashi T, Yamanaka N, Komatsu M, Ogawa Y, Yoshida S, Yamamoto H. A new computer-assisted method for measuring the tibio-femoral angle in patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 2004; 12(3):256–9.
41. Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P. Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage* 1997; 5(1):39–47.
42. Cooke TD, Scudamore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu D, Fisher B. A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73(5):715–20.
43. Cooke TD, Li J, Scudamore RA. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am* 1994; 25(3):387–93.
44. McDaniel G, Mitchell KL, Charles C, Kraus VB. A comparison of five approaches to measurement of anatomic knee alignment from radiographs. *Osteoarthritis Cartilage* 2010; 18(2):273–7.
45. Navali AM, Bahari LAS, Nazari B. A comparative assessment of alternatives to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 2012; 4(1):40.
46. Colebatch AN, Hart DJ, Zhai G, Williams FM, Spector TD, Arden NK. Effective measurement of knee alignment using AP knee radiographs. *Knee* 2009; 16(1):42–5.
47. Issa SN, Dunlop D, Chang A, Song J, Prasad PV, Guermazi A et al. Full-limb and knee radiography assessments of varus-valgus alignment and their relationship to osteoarthritis disease features by magnetic resonance imaging. *Arthritis Rheum* 2007; 57(3):398–406.

48. Sheehy L, Felson D, Zhang Y, Niu J, Lam Y-M, Segal N et al. Does measurement of the anatomic axis consistently predict hip-knee-ankle angle (HKA) for knee alignment studies in osteoarthritis? Analysis of long limb radiographs from the multicenter osteoarthritis (MOST) study. *Osteoarthritis Cartilage* 2011; 19(1):58–64.
49. Felson DT, Cooke TDV, Niu J, Goggins J, Choi J, Yu J et al. Can anatomic alignment measured from a knee radiograph substitute for mechanical alignment from full limb films? *Osteoarthritis Cartilage* 2009; 17(11):1448–52.
50. Kawakami H, Sugano N, Yonenobu K, Yoshikawa H, Ochi T, Hattori A et al. Effects of rotation on measurement of lower limb alignment for knee osteotomy. *J Orthop Res* 2004; 22(6):1248–53.
51. Brouwer RW, Jakma TSC, Bierma-Zeinstra SMA, Ginai AZ, Verhaar JAN. The whole leg radiograph: standing versus supine for determining axial alignment. *Acta Orthop Scand* 2003; 74(5):565–8.
52. Hunter DJ, Niu J, Felson DT, Harvey WF, Gross KD, McCree P et al. Knee alignment does not predict incident osteoarthritis: the Framingham osteoarthritis study. *Arthritis Rheum* 2007; 56(4):1212–8.
53. Felson DT, Nevitt MC, Zhang Y, Aliabadi P, Baumer B, Gale D et al. High prevalence of lateral knee osteoarthritis in Beijing Chinese compared with Framingham Caucasian subjects. *Arthritis Rheum* 2002; 46(5):1217–22.
54. Lim B-W, Hinman RS, Wrigley TV, Bennell KL. Varus malalignment and its association with impairments and functional limitations in medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2008; 59(7):935–42.
55. Petersen TL, Engh GA. Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1988; 3(1):67–72.
56. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RMD, Reijman M et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 2007; 56(4):1204–11.
57. Iranpour-Boroujeni T, Li J, Lynch JA, Nevitt M, Duryea J. A new method to measure anatomic knee alignment for large studies of OA: data from the osteoarthritis initiative. *Osteoarthritis Cartilage* 2014; 22(10):1668–74.
58. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69(6):873–80.
59. Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA, Cooke TD. Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res* 1989; 7(1):132–7.
60. Liebs TR, Nasser L, Herzberg W, R  ther W, Hassenpflug J. The influence of femoral offset on health-related quality of life after total hip replacement. *Bone Joint J* 2014; 96-B(1):36–42.
61. Deakin AH, Basanagoudar PL, Nunag P, Johnston AT, Sarungi M. Natural distribution of the femoral mechanical-anatomical angle in an osteoarthritic population and its relevance to total knee arthroplasty. *Knee* 2012; 19(2):120–3.
62. Tang WM, Zhu YH, Chiu KY. Axial alignment of the lower extremity in Chinese adults. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82-A(11):1603–8.

63. Desmé D, Galand-Desmé S, Besse J-L, Henner J, Moyen B, Lerat J-L. Analyse segmentaire de la déformation frontale dans les gonarthroses fémoro-tibiales latéralisées. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur* 2006; 92(7):673–9.
64. Griffin FM, Math K, Scuderi GR, Insall JN, Poilvache PL. Anatomy of the epicondyles of the distal femur: MRI analysis of normal knees. *J Arthroplasty* 2000; 15(3):354–9.
65. Swanson KE, Stocks GW, Warren PD, Hazel MR, Janssen HF. Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs? *Clin Orthop Relat Res* 2000; (371):246–52.
66. Niehaus R, Schilter D, Fornaciari P, Weinand C, Boyd M, Ziswiler M et al. Experience of total knee arthroplasty using a novel navigation system within the surgical field. *Knee* 2017; 24(3):518–24.
67. Chan KB, Man-Son-Hing M, Molnar FJ, Laupacis A. How well is the clinical importance of study results reported? An assessment of randomized controlled trials. *CMAJ* 2001; 165(9):1197–202.
68. Tubach F, Ravaud P, Baron G, Falissard B, Logeart I, Bellamy N et al. Evaluation of clinically relevant changes in patient reported outcomes in knee and hip osteoarthritis: the minimal clinically important improvement. *Ann Rheum Dis* 2005; 64(1):29–33.
69. Faris PM, Herbst SA, Ritter MA, Keating EM. The effect of preoperative knee deformity on the initial results of cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1992; 7(4):527–30.
70. McAlindon TE, Driban JB, Henrotin Y, Hunter DJ, Jiang G-L, Skou ST et al. OARSI Clinical Trials Recommendations: Design, conduct, and reporting of clinical trials for knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 2015; 23(5):747–60.
71. Liebs TR, Herzberg W. Better quality of life after medial versus lateral unicondylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471(8):2629–40.
72. Ritter MA, Faris GW, Faris PM, Davis KE. Total knee arthroplasty in patients with angular varus or valgus deformities of or = 20 degrees. *J Arthroplasty* 2004; 19(7):862–6.

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Grafik 1: Einfluss der präoperativen Stellung in der Frontalebene auf die Beschaffenheit der medialen und lateralen Stützenden Strukturen	8
Grafik 2: Platzierung der Messpunkte	13
Grafik 3: HKA-Messung an Beinübersichtsaufnahme und FS-TS-Messung an Knieausschnittsaufnahme.....	17
Grafik 4: Darstellung beider Messmethoden der Schaftachsen. Methode 1: Diaphysenmittellinien. Methode 2: mit zentralem Punkt im Kniegelenk.....	22
Grafik 5: Messung mit einem Punkt im Kniegelenk entspricht nicht den anatomischen Schaftachsen, und ergibt somit keinen korrekten Winkel	29
Grafik 6: Grafische Darstellung der Differenz zwischen genannter Ein- und Zweipunktmethode in Abhängigkeit vom Ausmaß der Subluxation	32
Grafik 7: aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Darstellung der von ihnen verglichenen Messmethoden.....	34
Grafik 8: Der FS-TS unterscheidet sich vom HKA um das Offset α	37
Grafik 9: aus Sheehy et al.(48) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Darstellung der Größe des Offsets in Abhängigkeit vom FS-TS und von der Schaftlänge (ganze Diaphyse, 2/3 der Diaphyse, 1/2 der Diaphyse, 1/3 der Diaphyse und 10 cm)	39
Grafik 10: Messung der Subluxation	41
Grafik 11: Ausrichtung des Winkels	45
Grafik 12: Messung der Rotation des Femurs.....	52
Grafik 13: Messung der Rotation der Tibia für ein rechts Bein	54
Grafik 14: Häufigkeitsverteilung der HKAs	62
Grafik 15: Häufigkeitsverteilung der HKAs für Männer und Frauen	63
Grafik 16: Korrelation der präoperativen HKA-Gruppen mit dem WOMAC-Schmerz-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten	64
Grafik 17: Korrelation der präoperativen HKA-Gruppen mit dem WOMAC-Tätigkeits-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten	66
Grafik 18: Häufigkeitsverteilung der Subluxationsmesswerte	67
Grafik 19: Häufigkeitsverteilung der Subluxationsmesswerte für Männer und für Frauen.....	68
Grafik 20: Korrelation der präoperativen Subluxations-Gruppen mit dem WOMAC-Schmerz-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten	69
Grafik 21: Korrelation der präoperativen Subluxationsgruppen mit dem WOMAC-Funktions-Score zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten	71
Grafik 22: Linkes Kniegelenk, das aufgrund der starken Tibia- und Femurrotation von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurde.....	97
Grafik 24: Rechtes Kniegelenk, das aufgrund der starken Tibiarotation von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurde	98

Grafik 24: Rechtes Kniegelenk, das aufgrund der starken Femurrotation von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurde	99
Grafik 25: Häufigkeitsverteilung der Rotationsmesswerte der linken Femora	107
Grafik 27: Häufigkeitsverteilung der Rotationsmesswerte der rechten Femora	107
Grafik 27: Häufigkeitsverteilung der Rotationsmesswerte der Tibia	108

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beschreibung der Messpunkte Teil 1/2 (links und rechts beschreibt die Seite im Bild, nicht das anatomische links oder rechts)	14
Tabelle 2: Beschreibung der Messpunkte Teil 2/2 (links und rechts beschreibt die Seite im Bild, nicht das anatomische links oder rechts)	15
Tabelle 3: aus Sheehy et al.(48) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Korrelation des FS-TS zum HKA je nach gewählter Schaftlänge (2/3, 1/2, 1/3 der kompletten Schaftlänge und 10 cm Entfernung vom Knie).....	26
Tabelle 4: Korrelation nach Pearson zwischen Subluxation und der Differenz der gemessenen FS-TS mittels Ein- und Zweipunktmethode	31
Tabelle 5: Vergleich der optischen (1. Wert) mit der Messung am Computer (2. Wert)	56
Tabelle 6: Gruppeneinteilung der Patienten nach HKA	63
Tabelle 7: Jonkheere-Terpstra Test für die HKA-Gruppen und den WOMAC-Schmerz-Score .	65
Tabelle 8: Jonkheere-Terpstra Test für die HKA-Gruppen und den WOMAC-Tätigkeits-Score	66
Tabelle 9: Gruppeneinteilung der Patienten nach der Subluxation	68
Tabelle 10: Jonkheere-Terpstra Test für die Subluxation und den WOMAC-Schmerz-Score ..	70
Tabelle 11: Jonkheere-Terpstra Test für die Subluxation und den WOMAC-Funktions-Score	71
Tabelle 12: Pearson's Korrelationskoeffizient zwischen HKA und FS-TS bisheriger Veröffentlichungen und Intra-/ Inter-Rater-Reliabilitäten	100
Tabelle 13: Vergleich der Messmethoden bisheriger Veröffentlichungen	102
Tabelle 14: Teil 1 der Tabelle aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Messmethoden vorheriger Studien (zur Nomenklatur der Messmethode vgl. Grafik der Autoren: Grafik 7).....	103
Tabelle 15: Teil 2 der Tabelle aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Messmethoden vorheriger Studien (zur Nomenklatur der Messmethode vgl. Grafik der Autoren: Grafik 7).....	104
Tabelle 16: aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Ergebnisse des Vergleichs der verschiedenen Messmethoden.....	105
Tabelle 17: Einfluss des Geschlechts auf das femorale Offset (m= Männer, f= Frauen)	106

7.3 WOMAC-Arthroseindex

Wir bitten Sie die folgenden Fragen nach dem **nachstehenden Muster** zu beantworten. Schreiben Sie ein "X" in das zutreffende Kästchen.

BITTE BEACHTEN SIE:

Wenn Sie das "X" am linken Ende der Skala setzen, zum Beispiel

keine Schmerzen

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...dann bedeutet das, dass Sie **keine** Schmerzen haben.

Wenn Sie das "X" am rechten Ende der Skala setzen

keine Schmerzen

											X
--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	---

 extreme Schmerzen

...dann bedeutet das, dass Sie **extreme** Schmerzen haben.

Bitte geben Sie nach diesem Muster die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihrer Steifigkeit oder Behinderung an.

Je weiter *rechts* Sie das "X" ankreuzen, umso *mehr* Schmerzen haben Sie.

Je weiter *links* Sie das "X" ankreuzen, umso *weniger* Schmerzen haben Sie.

SCHMERZFRAGEN

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie in Ihrem „**Hüftgelenk**“ haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie starke Schmerzen haben Sie beim...

...Gehen auf ebenem Boden

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Nachts im Bett

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Sitzen oder liegen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Aufrecht stehen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

FRAGEN ZUR STEIFIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) in Ihrem „Hüftgelenk“. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?

keine Steifigkeit

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Steifigkeit

Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?

keine Steifigkeit

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Steifigkeit

FRAGEN ZUR KÖRPERLICHEN TÄTIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem „Hüftgelenk“ gespürt haben (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie groß sind Ihre Schwierigkeiten beim...

...Treppen hinuntersteigen

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Treppen hinaufsteigen

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Aufstehen vom Sitzen

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Stehen

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Sich zum Boden bücken

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Gehen auf ebenem Boden

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Einsteigen ins Auto / Aussteigen aus dem Auto

keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

...Einkaufen gehen

- keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Socken / Strümpfe anziehen**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Aufstehen vom Bett**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Socken / Strümpfe ausziehen**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Liegen im Bett**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Ins Bad / aus dem Bad steigen**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Sitzen**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Sich auf die Toilette setzen / Aufstehen von der Toilette**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Anstrengende Hausarbeiten**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten
- ...**Leichte Hausarbeiten**
keine Schwierigkeiten

X											
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schwierigkeiten

7.4 E-Mail an Frau Dr. Sheehy und ihre Antwort

Dear Dr. Sheehy,

we have read your publication „Does Measurement of the Anatomic Axis Consistently Predict Hip-Knee-Ankle Angle (HKA) for Knee Alignment Studies in Osteoarthritis? Analysis of long limb radiographs from the Multicenter Osteoarthritis (MOST) Study“ with great interest.

We would like to congratulate you for the excellent and important study.

We are currently performing a study in which we have determined the FS-TS on routinely performed X-rays of the knees. Currently we try to calculate the HKA from this data. To do this we were actually looking for offset values that would allow us to calculate the HKA using the FS-TS.

We have noticed that in your study you have elaborated offset angles. These offset angles are what we need. You have used exactly the same anatomical points for measuring the FS-TS as we did, and you determined offset angles for a shaft length of 10 cm that we used as well. Like nobody before you gave attention to the sex and height of HKA for measuring the offset. To us it seemed like you conducted the best analysis for offset angles in the literature so far, while giving attention to relevant variables influencing the offset.

Now, we have the problem that the offset values for 10 cm shaft length you evaluated are depending on the HKA. Since we do not have the HKA but only the FS-TS we cannot use these offsets angles.

What we are looking for are offset angles depending on the measured FS-TS, so that we could calculate the HKA.

On the other hand, perhaps a regression analysis might be helpful as well. In that regression analysis, the HKA is the dependent variable and the FS-TS is the independent variable. The form might look like this (probably best if separate formulas for men and women):

$$\text{HKA} := \text{constant} + \text{FS-TS} * x_1 + \text{FS-TS} * x_2 + \text{FS-TS} * x_3 + \text{bodyheight} * x_4 + \text{bodyweight} * x_5$$

Therefore, we would kindly ask, if you happen to have analyzed your data in such a way as well, but just not published it. I am sure that calculating offsets for this purpose or doing the regression analysis could be worth another publication.

As we are kind of stuck with our analysis we would be more than happy for your response. If, on the other hand, you happen to know some other kind of solution to our problem we would be most grateful for your advice.

Hoping to hear from you soon,

Yours sincerely,

Thoralf Liebs

Dear Dr. Leibs,

Thank you for your glowing account of our work.

While our work describes a problem with using the FS-TS to estimate the HKA, we acknowledge that not knowing the HKA makes it difficult to estimate which alignment category an individual falls into.

Unfortunately we did not do the regression analysis that you are speaking of.

I am working in another area now and apologize for not being more helpful.

Best Regards,

Lisa Sheehy

7.5 Beispiele für aufgrund der Rotation von Tibia und Femur ausgeschlossenen Aufnahmen



Grafik 22: Linkes Kniegelenk, das aufgrund der starken Tibia- und Femurrotation von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurde



Grafik 23: Rechtes Kniegelenk, das aufgrund der starken Tibiarotation von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurde



Grafik 24: Rechtes Kniegelenk, das aufgrund der starken Femurrotation von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurde

7.6 Tabellen und Histogramme

Pearsons Korrelationskoeffizient	Intra-Rater Reliabilität	Inter-Rater Reliabilität	Studie
r=0,66 (P<0,001)	0,97	-	Felson 2009 49)
r=0,81 (KI 95%)	-	0,99	Issa 2007 47)
r=0,88 und r=0,92 (bei Schaftlängen ähnlich der unseren)	-	-	Sheehy 2011 48)
r = 0.93 (P<0.001)	-	-	Navali 2012 45)
r=0,75 (P<0,0001) - Methode 1	-	-	Kraus 2005 32)
r = 0.65 (P<0.0001) - Methode 2	-	-	
r=0,64 (P<0,0001 bei unserem Punkt im Knie)	0,93-0,99	0,93-0,96	McDaniel 2010 44)
r= 0,88 (P<0.001)	0,95	-	Hinman 2006 33)
♂ r=0,69 ♀ r=0,80 - Methode 1	>0,90	>0,90	Chang 2010 37)
♂ r=0,84 ♀ r=0,88 - Methode 2	>0,90	>0,90	
r=0,81	0,99	0,99	Colebatch 2009 46)
r = 0.65 (P<0.0001) - Methode 1	0,77	0,37	van Raaij 2009 34)
r = 0.34 (P=0.005) - Methode 2	0,89	0,79	

Tabelle 12: Pearson's Korrelationskoeffizient zwischen HKA und FS-TS bisheriger Veröffentlichungen und Intra-/ Inter-Rater-Reliabilitäten

Studie	n=	Patienten	Beinposition	Bildausschnitt	Schaftlänge	Messpunkt(e) im Kniegelenk
Felson 2009 (49)	143	OA	fixed-flexion	Knie PA	10 cm	P19 M2829
Issa 2007 (47)	146	OA	Semiflexion	Knie	unbekannt	M2829
Sheehy 2010 (48)	120	OA	Stand	Bein AP	1/3 der Femurlänge und 10cm	P19 P30
Navali 2012 (45)	73	Patienten mit Fehlstellung	Stand	Bein AP	10cm	P30
Kraus 2005 (32)	57	OA	fixed-flexion	Knie PA	10cm	P30
			Stand	Bein AP	10cm	P30
McDaniel 2010 (44)	85 (genaue Zahl unklar)	OA	fixed-flexion	Knie PA	10cm	P19, oder P30, oder center of the tibia, oder M2829, oder P19 und P30
Hinman 2006 (33)	40	OA Mediales Kompartiment	Extension	Bein AP	10cm	P19 P30
Chang 2010 (37)	102 / 99	OA / gesunde	Extension	Knie AP	10cm	P19 P30
			Extension	Knie AP	15cm	P19 P30
Colebatch 2009 (46)	80 (Knie beidseits)	normale Frauen	Extension	Knie AP	10cm	M2829

van Raaij 2009 (34)	68	OA Mediales Kompartiment	Stand	Bein AP	Bestimmung der Diaphysenachse (nicht näher beschrieben)	
			Stand	Bein AP	Femur: so lang wie möglich; Tibia: 10cm	Femur: P19; Tibia: Diaphysenachse

Tabelle 13: Vergleich der Messmethoden bisheriger Veröffentlichungen

Table 1

Summary of studies involving mechanical (HKA) and anatomic (FTA) axis measurements.

Method	N	Goal	METHOD		Results	Reference
			FTA	HKA		
A: Center Femoral Notch	50	Alignment in normal men		A	Cited as a possible landmark for center of knee	Moreland 1987 [8]
	57	Alignment by radiographic and physical examination	B	B	FTA and HKA were correlated $r = 0.75$ $P < 0.0001$	Kraus 2005 [5]
	162	<u>Predictive validity of FTA for OA progression</u>	B		<u>Valgus FTA predicted lateral JSN progression (OR 6.34); varus FTA predicted medial JSN progression (OR 2.71)</u>	<u>Chimata 2006 [6]</u>
B: Base of the Tibial Spines	40	Alignment by radiographic and physical examination	B	E	FTA and HKA were correlated $r = 0.88$, $p < 0.001$	Hinman 2006 [19]
	121	Relationship of alignment and Knee OA features	B		Compartment specific features of knee OA associated with malalignment	Teichtal 2006 [20]
	150	Alignment and incident Knee OA	B		Varus alignment increased risk of incident knee OA (OR 2.06)	Brouwer 2007 [1]
	146	FTA/HKA Alignment and compartment specific Knee OA by MRI	B	E	FTA /HKA $r = 0.86$; association of alignment and OA features comparable for FTA and HKA	Issa 2007 [21]
C: Center of the Tibial Plateau	50	Alignment in normal men		C	Summary of landmarks for knee alignment	Moreland 1987 [8]
D: Tips of the Tibial Spines	46	Computer assisted software measuring FTA	D		Interobserver CV% = 0.72	Wong 2009 [22]
	8	<u>Impact of limb rotation, flexion, weight bearing, technologist, and positioning device on HKA</u>		E	<u>Recommended controlling lower limb rotation for HKA measures</u>	<u>Siu 1991 [13]</u>
E: Two-Point: Femoral Notch and Base of the Tibial Spines	223	Alignment and knee OA progression		E	Malalignment associated with compartmental knee OA	Sharma 2001 [4]

McDaniel et al.

Page 10

Tabelle 14: Teil 1 der Tabelle aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Messmethoden vorheriger Studien (zur Nomenklatur der Messmethode vgl. Grafik der Autoren: Grafik 7)

Method	N	Goal	METHOD		Results	Reference
			FTA	HKA		
	14	Editorial: call for standardized measurement		E	Recommended E as the standard for alignment measurement	Cooke 2007 [17]
	24	Test retest reliability of HKA from long limb films with and without a knee positioning device		E	Intra- and inter-observer variation 1.2°-1.3° (at the 95% CI) for the two methods	Sanfridsson 1996 [14]
	80	HKA variation of healthy knees due to femoral tibial rotation in 20° flexion and in extension		E	HKA 2.82° (SD 2.71°) varus in semiflexion; 2.08° (SD 2.51°) varus in extension; recommended HKA be performed in a semiflexed position	Sanfridsson 2001 [15]
	143	Correlation of FTA/HKA				
	183	Predictive validity of FTA/HKA for medial knee OA progression		E	FTA/HKA r=0.66-0.68, p<0.001; odds of medial knee OA progression by HKA 4.82, by FTA 3.00-4.25	Felson 2009 [7]
F: Two-Point: Femoral Notch and Center of Tibia	28	Validation of computer assisted software measuring HKA		E*	Minimal detectable change using computer assisted software 0.4° vs. 1.6° using computerized manual measurement tools to assess alignment	Goker 2007 [16]
Two-Point Methods	68	Comparison of two different two-point FTA methods		E	Mid-diaphyseal lines: good intra- (0.77) but poor inter- (0.37) observer agreement, good HKA correlation (r=0.65, p<0.0001); femoral notch/center of knee joint: good intra- (0.89) and inter- (0.79) observer agreement, but low HKA correlation (r=0.34, p=0.005)	Ranj 2009 [6]
CT of the Lower Limb and Alignment Measurement	20	To clarify the effects of rotation on two-dimensional measurement of lower limb alignment derived from 3D CT data	FTA derived from 3D CT data	HKA derived from 3D CT data	Limb rotation affects the measurement of limb alignment and creates more measurement variability of FTA than HKA	Kawakami 2004 [18]

HKA=hip-knee-ankle; FTA=femur-tibial-angle; N=number of subjects; JSN=joint space narrowing; OR=odds ratio; MRI=magnetic resonance imaging; CV= coefficient of variation; E*= using manual tools vs. F using Computer assisted software

Tabelle 15: Teil 2 der Tabelle aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Messmethoden vorheriger Studien (zur Nomenklatur der Messmethode vgl. Grafik der Autoren: Grafik 7)

Table 2

Reproducibility of Femur-Tibia-Angle (FTA) by five methods of measurement and correlation with Hip-Knee-Ankle (HKA) angle.

	FTA Method				
	A	B	C	D	E
Range of FTA in degrees	170.0° – 193.0°	172.7° – 190.3°	173.7° – 186.9°	172.9° – 190.5°	172.3° – 192.2°
Inter-rater ICC	0.95	0.96	0.95	0.95	0.93
Intra-rater ICC	0.99	0.98	0.95	0.96	0.93
Mean difference between analysts (SD) in degrees	0.6° (1.1°)	0.3° (0.6°)	0.1° (0.9°)	0.5° (1.2°)	0.5° (1.1°)
Minimal Detectable Difference in degrees (95% CI)	2.13° (-1.6 - 2.7)	1.25° (-0.9 - 1.6)	1.72° (-1.6 - 1.7)	2.37° (-1.9 - 2.8)	2.08° (-1.5 - 2.6)
Correlation with HKA Pearson r (p value)	0.50 (0.0003)	0.65 (<0.0001)	0.55 (<0.0001)	0.64 (<0.0001)	0.59 (<0.0001)
Offset of FTA from neutral HKA – mean degrees [*]	1.6°	3.7°	1.5°	2.7°	2.8°
Residual offset of corrected FTA from HKA – mean degrees (SD) [^]	-1.4° (3.8°)	0.3° (2.9)	-0.3° (3.0)	-1.0° (2.9)	-0.5° (3.3°)

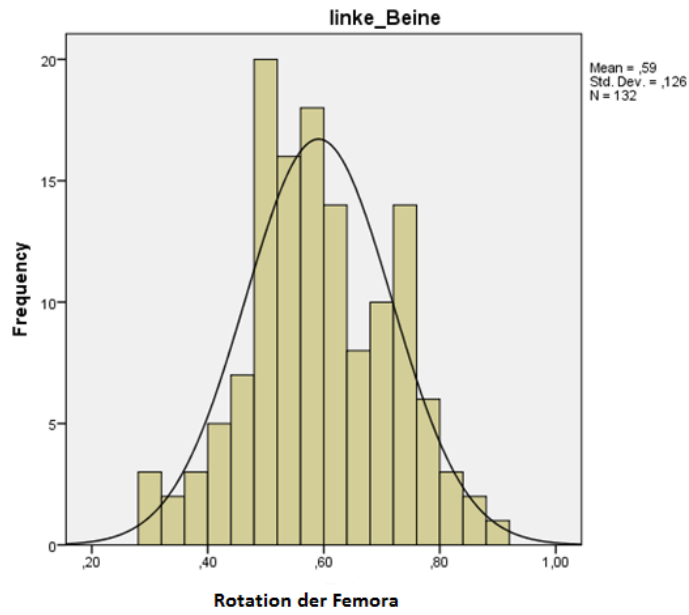
^{*} Offset of FTA in valgus direction

[^] Offsets in the varus (-) and valgus (+) directions.

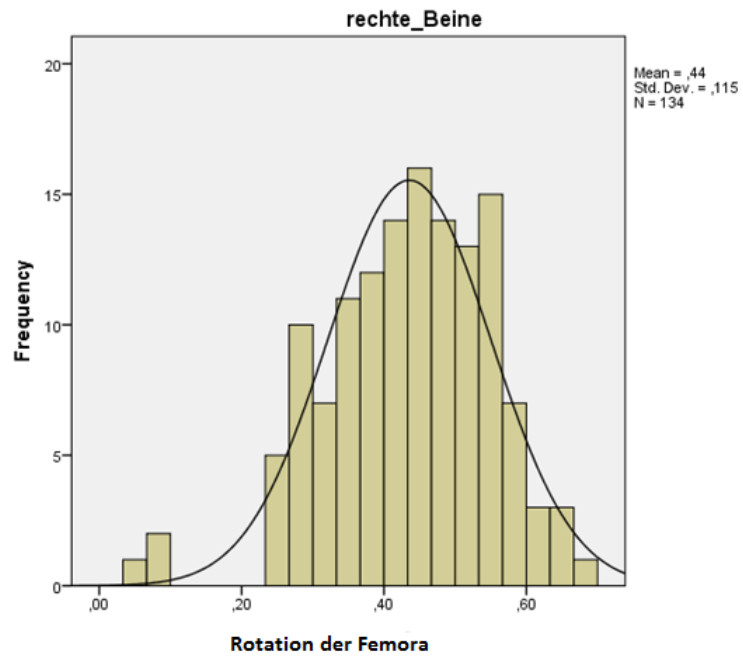
Tabelle 16: aus McDaniel et al.(44) (mit Erlaubnis des Elsevier Verlags): Ergebnisse des Vergleichs der verschiedenen Messmethoden

Veröffentlichung	Patientenkollektive	Länge und Positionierung der anatomischen Schaftachsen des Femur	Offset
Issa 2007 (47)	Arthrose	distaler Femur (keine genaue Angabe der Schaftlänge)	m > f
Chang 2010 (37)	Arthrose und gesunde Kontrollgruppe	distale 10 und 15 cm	f > m (Arthrose) F = m (Kontrollgruppe)
Deakin 2012 (61)	Arthrose	gesamte Schaftlänge	m > f
Tang 2000 (62)	Kniegesunde	distale Femurhälfte	m > f
Kraus 2005 (32)	Arthrose	distale 10 cm	m > f
Sheehy 2011 (48)	Arthrose	distale 10 cm	m > f
		> distale 10 cm	m > f (statistisch nicht signifikant)
Hsu 1990 (35)	Kniegesunde	distales 1/3 des Femurs	m = f
		proximales 1/3 des Femurs	m = f

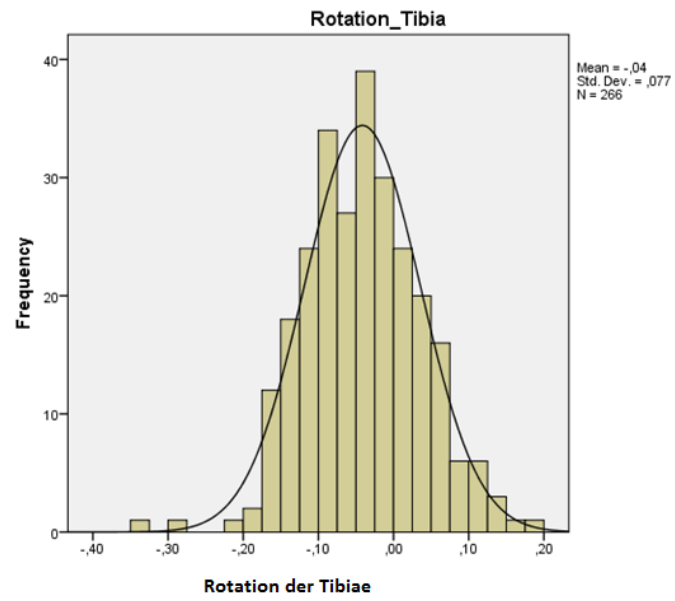
Tabelle 17: Einfluss des Geschlechts auf das femorale Offset (m= Männer, f= Frauen)



Grafik 25: Häufigkeitsverteilung der Rotationsmesswerte der linken Femora



Grafik 26: Häufigkeitsverteilung der Rotationsmesswerte der rechten Femora



Grafik 27: Häufigkeitsverteilung der Rotationsmesswerte der Tibia

8 Danksagung

Mein Dank gilt ganz besonders Herrn PD Dr. Thoralf Liebs für die Überlassung dieses Dissertationsthemas, sowie für die erstklassige Betreuung und die stets geduldige Unterstützung beim Erstellen dieser Arbeit und auch für das immer neue gemeinsame Erarbeiten von Ideen und Wegen, die zur Lösung der anfallenden Problematiken führten. Darüber hinaus danke ich Herrn Prof. Dr. Hassenpflug und Herrn Prof. Dr. Seekamp, ohne die die Erstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Natürlich möchte ich insbesondere auch allen Patienten dafür danken, die Mühen der Teilnahme an dieser Studie auf sich genommen zu haben, sowie auch der Studienassistentin Frau Martina Eitel für den hohen Aufwand der Kontaktpflege zu den Studienteilnehmern und der Digitalisierung der Röntgenbilder.

Zuletzt geht mein Dank an meine Familie und meine Freunde, die mich über mein gesamtes Studium hinweg unterstützt haben.

Die Daten dieser randomisierten kontrollierten Studie wurden durch folgende Institutionen erbracht:

Orthopädie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Kiel und Lübeck

Klinikum Wedel

Askelpios Westklinikum Hamburg

Ostseeklinik Damp

Klinikum Bad Bramstedt

Folgende Institutionen haben die Datenerhebung unterstützt:

Verein zur Förderung der Erforschung und Bekämpfung rheumatischer Erkrankungen Bad Bramstedt e.V.

Verein zur Förderung der Rehabilitationsforschung in Schleswig-Holstein e.V.

Landesversicherungsanstalt Freie und Hansestadt Hamburg

Deutsche Arthrose-Hilfe e.V.