

VERGLEICH MITTELFRISTIGER
KLINISCHER UND RADIOLOGISCHER
ERGEBNISSE NACH BIKONDYLÄREM
UNGEKOPPELTEM KNIEGELENKERSATZ
MIT DEN PROTHESEN GENESIS II UND
SCORPIO NRG

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Maximilian Weigert
geboren am 02.06.1989 in Berlin

Gutachter:

1:

2:

3:

Tag der öffentlichen Verteidigung:

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	7
2 Einleitung	8
2.1 Die Biomechanik des Kniegelenks	8
2.2 Implantatdesign	10
3 Ziele der Arbeit	12
4 Material und Methodik	13
4.1 Studiendesign	13
4.2 Prothesensysteme	13
4.2.1 Genesis II	14
4.2.2 Scorpio NRG	15
4.3 Operationstechnik	15
4.4 Nachuntersuchung	18
4.5 Klinische Untersuchung	18
4.5.1 Scores	19
4.6 radiologische Untersuchung	21
4.7 Statistik	22
5 Ergebnisse	24
5.1 Patienten Klientel	24
5.2 Klinische Ergebnisse	25
5.2.1 Knee Sociaty Score	25
5.2.2 Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index	26
5.2.3 Hospital for Special Surgery Score	28
5.2.4 Zufriedenheit und Schmerzen	29
5.3 Radiologische Ergebnisse	30
5.4 Zusammenhang zwischen klinischen und radiologischen Ergebnissen	31
6 Diskussion	39

7	Schlussfolgerungen	45
8	Anhang	54
8.1	Scores	54
8.2	Danksagung	62
8.3	Tabellarischer Lebenslauf	63
8.3.1	Persönliche Daten	63
8.3.2	Schulausbildung	63
8.3.3	Studium	63
9	Ehrenwörtliche Erklärung	65
	Literatur	65

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
CPM	Continuous Passive Motion Schiene
CR	cruciate retaining/kreuzbanderhaltend
FJS	Forgotten Joint Score
G2	Genesis II
ges.	gesamt
HSS	Hospital for Special Surgery Score
KSS	Knee Society Score
KSS1	Knee Score
KSS2	Functional Score
max.	maximal
Max.	Maximum
Min.	Minimum
MR	Multi-Radius
PFS	Posteriorer Femuraler Slope
PTA	Patella/Tendon-Angle(Patellarsehnenwinkel)
PTS	Posteriorer Tibialer Slope
PS	posterior stabilisierte

OKS Oxford Knee Score

OP Operation

SC Scorpio NRG

SR Single-Radius

UAG Unterarmgehstützen

VAS Visuellen Analog Skala

WOMAC Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

1 Zusammenfassung

Die unzureichende Rekonstruktion der Kniegelenksbiomechanik wird von einigen Autoren als Hauptursache unzufriedener Patienten mit künstlichem Kniegelenksersatz gesehen. Um dieses Problem zu adressieren wurden verschiedene Designs (Single-Radius, Multi-Radius Design) entwickelt. Ein Vertreter des Single Radius Design ist die Scorpio NRG Prothese der Firma Stryker, ein Vertreter des Multi-Radius Designs ist die Genesis II Prothese der Firma Smith& Nephew. Diese beiden Prothesen sind Gegenstand dieser Arbeit.

In der vorliegenden retrospektiven Untersuchung wurde ermittelt, ob designspezifische Abweichungen von der Optimalpositionierung der Prothesen, funktionelle Konsequenzen haben. Dazu wurden, zwischen März 2012 und April 2013 am Klinikum Frankfurt (Oder) GmbH, 27 Patienten mit der Knieendoprothese Genesis II und 22 Patienten mit der Scorpio NRG Prothese klinisch und radiologisch nachuntersucht. Dabei betrug das Follow up in der Scorpio NRG Gruppe im Mittel 50,8 Monate, in der Genesis II Gruppe im Mittel 15,7 Monate. Im Rahmen der klinischen Nachuntersuchung wurden routinemäßig drei Röntgenaufnahmen angefertigt. Eine Ganzbeinaufnahme, eine 90 ° Flexionsaufnahme des Kniegelenks sowie eine Patella défilé Aufnahme, wobei jeweils verschiedene Parameter bestimmt wurden, welche mit dem Knee Society Score (KSS), dem Hospital for Special Surgery Score (HSS), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), der Zufriedenheit sowie der aktuell empfundenen Schmerzen auf eventuelle Korrelation überprüft wurden.

In den erhobenen Daten zeigte sich, unabhängig vom Implantatdesign, dass ein vermehrter femoraler Slope, zu signifikant schlechteren klinischen Ergebnissen führte. Diesbezüglich ließ sich die Femurkomponente als ergebnisrelevant identifizieren. Dieser Zusammenhang war beim Scorpio NRG stärker ausgeprägt als beim Genesis II. Demzufolge können diese Unterschiede dem Operateur, bei der offensichtlich designspezifischen optimalen Implantatpositionierung, helfen.

2 Einleitung

Die primäre Gonarthrose stellt die häufigste Indikation zum Kniegelenksersatz dar (Agneskirchner and Lobenhoffer (2004)) und gehört in Deutschland zu den häufigsten Operationen (Diegel (2015b)). Im Jahre 2014 wurden in Deutschland 130.638 Knieendoprothesen erstimplantiert (Diegel (2015a)). Den exzellenten Standzeiten der heutigen Knieprothesen, welche bei 12 Jahren zwischen 94% und 98% liegen (Hopley, Colin D J et al. (2013)), steht eine mäßige Zufriedenheit von Patienten gegenüber. Nur ca. 81% der Patienten sind mit dem Ergebnis der Operation (OP) zufrieden (Bourne et al. (2010)). 76% der Patienten erwarten postoperativ eine Schmerzfreiheit, hingegen erwarten nur 40% keine Funktionseinschränkungen (Bourne et al. (2010)). Dies steht im Gegensatz zur weitgehenden Normalisierung der etablierten Scores (KSS, Oxford Knee Score (OKS)). Daher fokussieren neuere patientenzentrierte Scores schlicht auf die Zufriedenheit und die Frage, ob das neue Implantat als ein solches wahrgenommen wird (Forgotten Joint Score (FJS)) (Behrend et al. (2012), Eymard et al. (2015)). Diese scheinen die Realität weitaus besser als die etablierten Scores abzubilden, da es hier nicht gelingt hohe Punktzahlen zu erreichen (Eymard et al. (2015)). Es wird vermutet, dass die unzureichende Rekonstruktion der Kniegelenkskinematik aufgrund der Komplexität der Kniegelenksbiomechanik, Hauptursache dafür ist (Noble et al. (2005), Halewood et al. (2014)).

2.1 Die Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, stellt das größte und eines der kompliziertesten Gelenke des menschlichen Körpers dar (Jerosch (1999)). Prinzipiell besteht es aus 3 Gelenken, dem bicondylären, dem femorotibialen und dem femoropatellaren Gelenk; wobei das Erstgenannte aus einem lateralen und einem medialen Gelenkkompartiment mit jeweils 2 Kondylen besteht (Jerosch (1999)). Im Jahre 1836 wurde von Weber die Beugung des Kniegelenks erstmals als Roll-Gleitbewegung beschrieben (Müller and Morscher (1982)). Dabei besitzt das Kniegelenk 6 Freiheitsgrade und ermöglicht dabei 3 Rotationsbewegungen:

- Flexion beziehungsweise (bzw.) Extension
- Abduktion bzw. Adduktion des Unterschenkels
- Innen- bzw. Außenrotation des Unterschenkels in Flexionsstellung des Gelenks

sowie 3 Translationsbewegungen

- Bewegungsabläufe im Sinne der vorderen bzw. hinteren Schublade
- Distrektion bzw. Kompression
- mediale bzw. laterale Translation (Shift)

(Jerosch (1999)). Hierbei ist eine Schlussrotation die Voraussetzung für eine vollständige Streckung des Beins (Strobel and Stedtfeld (1988)). Beim femoropatellaren Gelenk artikuliert die Patella, welches als größtes Sesambein des menschlichen Körpers in der Sehne des Musculus quadriceps femoris liegt, mit den Kondylen des Femurs (Benninghoff and Drenckhahn (2008)). Gleichzeitig dient diese, im Sinne eines Hypomochlions, als Effektivitätssteigerung der Quadricepsmuskulatur (Bandi (1982)). Die distale Artikulationsfläche des Femurs kann als Kombination dreier kreisförmiger Oberflächen betrachtet werden (Jerosch (1999)). Die Kreuzbänder liegen intrakapsulär, jedoch extraartikulär; wohingegen die Menisken intraartikulär aber extrasynovial liegen (Schünke et al. (2011)). Die Kreuzbänder bilden hierbei ein überschlagenes Trapez im dreidimensionalen Raum (Menschik (1974)). Das Prinzip der überschlagenen Viergelenkkette ist das elementare Bauprinzip der Kniegelenkkinematik und verwirklicht die Verschmelzung des Abrollens und des Drehgleitens zum sogenannten Rollgleiten (Goodfellow and O'Connor (1978)). Das Tibiaplateau hat beim Erwachsenen einen nach dorsal distal abfallenden Winkel von ca. 5° (Baumgartl and Thiemel (1993)) bzw. 9° (Kapandji (2009)). Die tibiale Gelenkoberfläche ist nicht symmetrisch, sondern medial größer als lateral (Jerosch (1999)). Die Krümmungsradien der Femurkondylen und der entsprechenden tibialen Gelenkflächen sind nicht gleich, sodass diese inkongruent verbleiben; ein Ausgleich wird hier erst durch die Menisci geschaffen (Jerosch (1999)). Deren Aufgabe ist die Verminderung des punktuellen Kontaktstresses, ein stoßdämpfender Effekt durch die Annahme der Energie bei Verformung, eine verbesserte Kongruenz der Gelenkflächen, Schmierung und Ernährung des Gelenkknorpels sowie die passive Einschränkung von Hyperextension bzw. -flexion (Jerosch (1999)). Die Kreuzbänder und die

Eminentia intercondylaris bilden einen zentralen Stabilisator des Kniegelenks (Baumgartl and Thiemel (1993)). Die Seitenbänder sind in Flexion entspannt, in Extension hingegen gespannt, sodass kein seitliches Aufklappen des Knies möglich ist (Benninghoff and Drenckhahn (2008)). Bezüglich der stabilisierenden Strukturen des Kniegelenks gibt es verschiedene Einteilungen, eine davon ist die von Strobel und Stedtfeld, welche diese in verschiedene Komplexe einteilen (Strobel and Stedtfeld (1988)).

- medialen und lateralen Komplex
- den zentralen Komplex und
- ventralen und dorsalen Komplex

Dabei sorgt die anatomische Konstruktion des Kniegelenks dafür, dass deren Bewegungen nach kinematischen Gesetzmäßigkeiten erfolgen (Menschik (1974)). Nach der Neutral-Null-Methode gelten folgende physiologische Bewegungsumfänge:

- Extension/Flexion: $5^\circ / 0^\circ / 120^\circ - 150^\circ$
- Innen-/Außenrotation: $10^\circ / 0^\circ / 25^\circ$ bei 90° Flexion im Kniegelenk

(Debrunner and Hepp (1994), Jerosch (1999)).

2.2 Implantatdesign

Es werden unterschiedliche Strategien verfolgt, um mit einem Kunstgelenk die natürliche Kniegelenkskinematik bestmöglich zu rekonstruieren. Auf der einen Seite sollen so genannte anatomische Designs die ehemalige Gelenkgeometrie präzise wiederherstellen und darüber eine natürliche Kinematik produzieren. Ein Vertreter dieses Konzeptes ist die Genesis II (G2) Prothese (Smith&Nephew (2015), Abbildung (Abb.) 4.1). Sie besitzt ein asymmetrisches Femurteil mit einem Multiradiusdesign. Die Krümmung des Femurs entspricht damit der des natürlichen Femurs. Gleichzeitig wird der Winkel zwischen posterioren Kondylen und Trochlea ebenfalls rekonstruiert. Im Gegensatz dazu wurden so genannte funktionelle Designs mit dem Anspruch einer optimierten Funktion entwickelt, ohne dabei die Anatomie des Kniegelenks rekonstruieren zu wollen. Das Femurteil besitzt dabei nur einen Radius (so genanntes single-radius design) und die Trochlea steht parallel zu den posterioren Kondylen.

Ein Vertreter dieses Konzepts ist die Scorpio NRG (SC) Prothese (Stryker (2015b), Abb. 4.2). Dieses nicht-anatomische Design soll über die simple Geometrie der Implantate eine reproduzierbarere und dem Natürlichen dennoch vergleichbare Kinematik produzieren. Zwischen diesen beiden extremen Möglichkeiten der Formgebung des Femurs gibt es zahlreiche Varianten (dual-radius, gradus Design) die, im Sinne eines Kompromisses, versuchen die potentiellen Vorteile des funktionellen und des anatomischen Ansatzes zu verknüpfen (LCS, Attune, Nexgen). Die Datenlage bezüglich der funktionellen Ergebnisse in Abhängigkeit des Implantatdesigns ist kontrovers (Jo et al. (2014), Stoddard et al. (2013), Larsen et al. (2015), Cook et al. (2012)). Insbesondere unklar ist, wie robust die unterschiedlichen Designs bezüglich Streuungen der Implantatpositionierung vom Optimum sind (so genannte forgivingness). Für den Operateur ist es von herausragender Bedeutung zu wissen, welche Abweichungen von der Optimalposition funktionelle Konsequenzen haben und welche verziehen werden. Grund hierfür ist die Tatsache, dass in vielen Fällen intraoperativ ein Kompromiss zwischen Stabilität, Implantatposition und Release gefunden werden muss und dieser in Kenntnis der Spezifika des Implantates unterschiedlich ausfällt.

3 Ziele der Arbeit

Die Haupthypothese dieser Arbeit ist, dass das nicht-anatomische Implantatdesign zu klinisch besseren Ergebnissen führt.

Zusätzlich sollen folgende Nebenhypothesen untersucht werden:

- (1) Die Kniegelenkskinematik, repräsentiert durch den Patella-Tendon-Winkel, unterscheidet sich zwischen den Designs.
- (2) Mit dem anatomischen Implantatdesign gelingt die anatomische Rekonstruktion der femoralen Anatomie in Bezug auf das posteriore Offset besser, als mit dem nicht-anatomischen Design.
- (3) Das asymmetrische Design der anatomischen Prothese führt zu einem besseren Stand der Patella in der défilé Aufnahme.

4 Material und Methodik

4.1 Studiendesign

Es handelte sich um eine retrospektive Fall-Kontrollstudie. Die in Frage kommenden Patienten wurden aus den Operationsberichten identifiziert und um schriftliche Einwilligung zur Studienteilnahme gebeten. Es wurden folgende Einschlusskriterien festgelegt:

- männliche und weibliche Patienten, bei denen aufgrund einer primären Gonarthrose einen Oberflächenersatz des Kniegelenks implantiert werden soll
- Vorliegen der unterzeichneten Einverständniserklärung

Dies entsprach folgenden Ausschlusskriterien:

- Sekundäre Gonarthrosen (z.B. rheumatoide Arthritis, posttraumatische Arthrose)
- Ligamentäre Instabilität oder Achsfehlstellung, die eine stabile Versorgung mit einem Oberflächenersatz unmöglich macht
- Patienten, die eingeschränkt geschäftsfähig bzw. geschäftsunfähig sind

4.2 Prothesensysteme

Bei den in dieser Studie untersuchten Knieprothesensystemen, G2 und SC, handelt es sich um bikondyläre ungekoppelte kraftschlüssige Oberflächenersatzprothesen. Alle Seitenbänder sowie das hintere Kreuzband wurden belassen. Das vordere Kreuzband wurde in allen Fällen reseziert. Das SC besitzt ein sogenanntes Single Radius Design, das G2 ein anatomisches Design.

4.2.1 Genesis II

Das Knieendoprothesensystem G2 wird seit dem Jahr 1996 von der Firma Smith & Nephew vertrieben. Es ist sowohl ein hinteres Kreuzband erhaltendes System als auch ein posterior stabilisierendes System verfügbar. In dieser Studie wurden ausnahmslos nur Kreuzband erhaltende Systeme implantiert. Die Legierung der Standard Femurkomponente besteht aus Kobald-Chrom-Molybdän und besitzt eine systemintegrierte Außenrotation von 3°. Sie ist zur zementierten als auch zementfreien Implantation vorgesehen und in 9 Größen verfügbar. Sie besitzen eine laterale Erhöhung zur Imitation der Femuranatomie sowie eine tiefe Patellafurche zur Rekonstruktion des femoropatellaren Gleitlagers. Die Tibiakomponente, welche aus einer Titan-Aluminium-Vanadium Legierung besteht, ist ebenfalls asymmetrisch und anatomisch geformt. Der Dorsalabfall des Tibiaplateaus beträgt 3° und ist sowohl für ein fixiertes, als auch mobiles Polyethylen-Inlay verfügbar. Alle Patienten wurden mit einem fixen Inlay versorgt (Smith&Nephew (2015)).



Abbildung 4.1: Genesis II-Prothese

4.2.2 Scorpio NRG

Das Knieprothesen System SC ist eine Weiterentwicklung des Scorpio Superflex der Firma Stryker aus dem Jahr 2005. Schon 2003 wurde dieses Prothesensystem als posterior stabilized Variante angeboten. Ähnlich wie beim G2 System, stehen ebenfalls 9 verschiedene Größen zur Implantation zur Verfügung. Es existieren sowohl zementierte als auch nicht zementierte Varianten. Der Tibiaeinsatz basiert auf dem Konzept des sphärischen Bogen und der posterioren Abflachung, welches die Rotation begünstigen und ein femorales Abheben bei Rotation reduzieren soll(Stryker (2015b)).



Abbildung 4.2: Scorpio NRG-Prothese

4.3 Operationstechnik

Für die präoperative Planung der Prothesen wurden Ganzbein-Röntgenaufnahmen im Stehen mit einem anterior posterioren Strahlengang angefertigt. Zusätzlich wurde eine Patella tangential Aufnahme in 60°, zur Beurteilung des femoropatellaren Gleitlagers und des Laufens im Gleitlager sowie eine Standardröntgenaufnahme des Kniegelenks in 2 Ebenen

angefertigt. Die OP erfolgte in Rückenlage. Nach Anlage einer Oberschenkelblutleeremanschette unter Wattlepolsterung derselben, erfolgte der Hautschnitt median über dem betroffenen Kniegelenk. Es folgte die Durchtrennung des subkutanen Fettgewebes und adäquater Blutstillung mit dem Thermokauter. Nach Darstellung der Kniegelenkscapsel erfolgte die Inzision derselben 0,5cm mediopatellar. Der Schnitt wurde nach proximal, unter Schonung der Quadrizepssehne und nach distal, unter Schonung der Patellarsehne, verlängert. Es folgte die stumpfe und scharfe Präparation des Synovialsackes und die Durchführung der subtotalen Synovialektomie. In aller Regel wurde das Resektat eingeschickt (zum Ausschluss z.B. einer rheumatischen Grunderkrankung sowie zur histologischen Begutachtung). Danach erfolgte die Evertierung der Patella und Abtragung der dort befindlichen Osteophyten mit dem Luer, gefolgt von einer circumferenten Denervierung der Kniescheibe mit dem Thermokauter. Das Kniegelenk wurde aufgestellt und gebeugt und die dargestellten Menisci sowie das vordere Kreuzband wurde entfernt. Das hintere Kreuzband wurde geschont. Hiernach wurden, die in der Notch bzw. am medialen und lateralen Femur befindlichen Osteophyten, mit dem Luer abgetragen. Es erfolgte die Eröffnung des Femurmarkraums mit Hilfe des systemspezifischen intramedullären Bohrer. Die Femurschnittschablone wurde unter Zuhilfenahme eines intramedullären Führungsstabes ausgerichtet und in 3° bzw. 5° Valgus über den Führungsstab aufgebracht. Die Schablone wurde festgepinnt und es erfolgte der anteriore Referenzschnitt, nach vorherigem Ausschluss eines Notchings der femoralen Kortikalis. Nachfolgend wurde die distale Femurresektion mit entsprechender Resektionsschablone durchgeführt. Die posteriore Referenzschablone wurde zur Größenbestimmung aufgelegt. Anhand dieser erfolgte der Aufsatz der 4 in 1 Schnittschablone mit Aufbringung in 3° Außenrotation und anschließender Resektion unter Schutz der Seitenbänder durch Hohmannhebel. Im Anschluss wurde die Tibia nach ventral subluxiert. Die Ausrichtung der tibialen Resektionsschablone erfolgte extramedullär mit Hilfe eines Führungsstabes. Unter Berücksichtigung von 3° bis 5° posterioren Slope, wurde die Tibia, unter Erhalt der Seitenbänder und des hinteren Kreuzbandes, reseziert. Die tibiale Größe wurde bestimmt und ein Probeimplantat mit Probeinlay eingebracht. Nach Kopplung und Probelauf wurden die Probeimplantate entfernt und die jeweils für die Implantate präparierten Knochenkompartimente ausgiebig gespült. Hiernach wurden die originalen Tibia- und Femurkomponenten zementiert implantiert. Auf den Retropatellarersatz wurde bewusst verzichtet. Es erfolgte die Einlage von Redondrainagen und der Verschluss der präparierten Strukturen. Abschließend wurde unter Bildwandelkontrolle ein postoperatives Röntgenbild, zum Nachweis des korrekten Sitzes der Knieprothese erstellt.

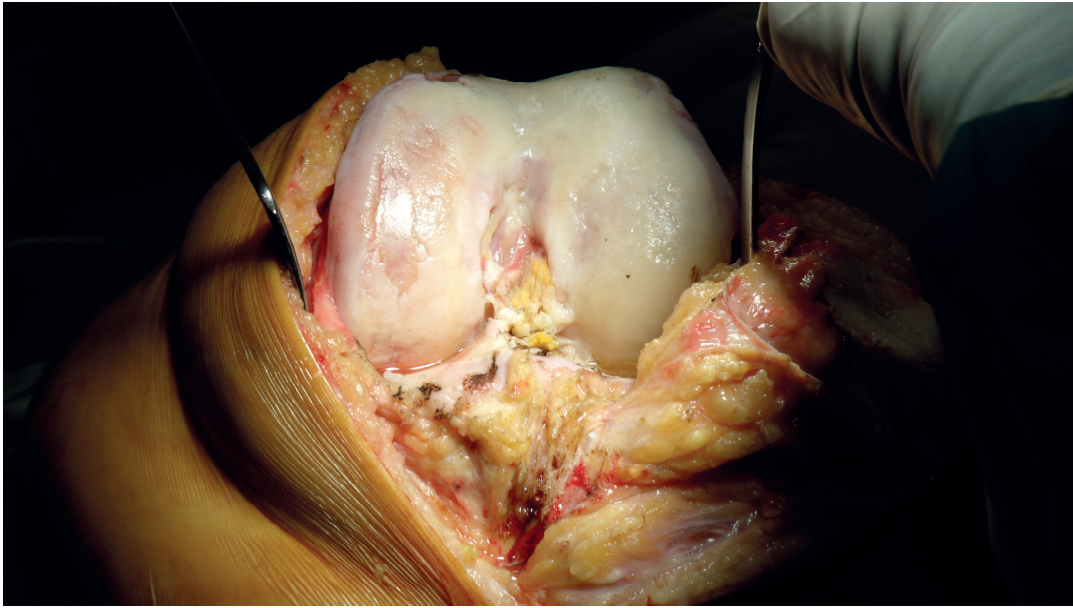


Abbildung 4.3: OP Situs

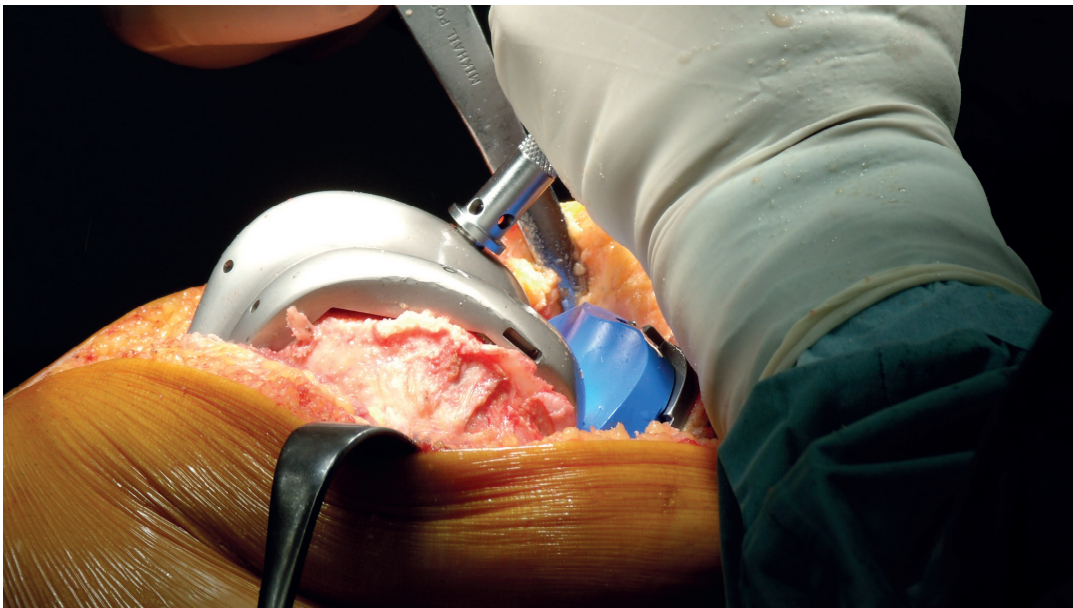


Abbildung 4.4: Femurprobeteil

4.4 Nachuntersuchung

Zur Vermeidung von heterotopen Ossifikationen und zur ergänzenden Analgesie, erfolgte postoperativ, bei Nichtvorliegen von Kontraindikationen, eine Medikation mit Nichtsteroidalen Antirheumatika für ca. 14 Tage. Die Drainagen wurden bei regelrechten Verlauf am 2. Postoperativen Tag gezogen. Die Mobilisation des Patienten erfolgte, frühestens am 1. postoperativen Tag mit 30kg Teilbelastung, bis zur Wundheilung an 2 Unterarmgehstützen (UAG) unter physiotherapeutischer Anleitung. Zusätzlich erfolgte eine Beübung des operierten Knies mit einer Bewegungsschiene (Continuous Passive Motion Schiene (CPM)) und assistierter Physiotherapie mit dem Entlassungsziel von Extension/Flexion $0^{\circ}/0^{\circ}/90^{\circ}$. Ab der Wundheilung war eine zunehmende Vollbelastung im 4 Punktgang mit UAG erlaubt. In der Regel erfolgte nach Entlassung eine stationäre bzw. ambulante Anschlussheilbehandlung. Das Nahtmaterial wurde bei regelrechter Wundheilung zwischen dem 10.-12. postoperativen Tag entfernt. Die Thromboembolieprophylaxe erfolgte mit subkutan injizierten niedermolekularen Heparinspritzen gewichtsadaptiert.

4.5 Klinische Untersuchung

Die klinische Nachuntersuchung erfolgte einheitlich und standardisiert. Begonnen wurde mit der Erhebung der Anamnese mit ausführlicher Befragung postoperativer Komplikationen sowie der Erfassung der Gehstrecke. Dokumentiert wurde Patientenalter, Geschlecht, operierte Seite, Untersuchungs- und Operationsdatum, Komplikationen intra- und postoperativ. Anschließend erfolgte eine detaillierte klinische Untersuchung, welche auf dem Knee Society Score(8.1), dem HSS(8.1) und dem WOMAC(8.1) basierte. Zusätzlich wurden die Patienten mithilfe der Visuellen Analog Skala (VAS) bezüglich ihrer Zufriedenheit und Schmerzen befragt.

4.5.1 Scores

Knee Society Score

Für Patienten mit Knieprothesen wird standardmäßig der KSS zur Evaluierung herangezogen. Der Score setzt sich dabei aus einem Knee Score (KSS1) und einem Functional Score (KSS2) zusammen. Jeweils können maximal (max.) 100 Punkte vergeben werden, insgesamt sind also 200 Punkte möglich. Die Vergabe der Punkte erfolgt wie folgt. 50 Punkte fallen auf die Komponente Schmerz, 50 Punkte auf die Gehstrecke und weitere 50 auf das Treppensteigen. Beim Bewegungsausmaß wird pro 5° ein Punkt vergeben, max. sind somit 25 Punkte möglich. Die Stabilität wird in anterior-posterior (10 Punkte) und mediolateral (15 Punkte) unterteilt, zusammen also noch einmal 25 Punkte. Abzüge im Score gibt es für das Vorliegen einer Beugekontraktur, eines Streckdefizits, der Benutzung von Gehhilfen sowie einer Fehlstellung der Beinachse. Der subjektive Anteil des Scores beträgt 75%, der objektive 25%. Die Punkte, welche man für den Kniescore bzw. den Funktionsscore vergeben kann, werden wie folgt beurteilt.

- 80 - 100 Punkte = exzellent
- 70 - 79 Punkte = gut
- 60 - 69 Punkte = befriedigend
- < 60 Punkte = schlecht

Hospital for Special Surgery Score

Beim HSS können max. 100 Punkte erreicht werden. 62 Punkte werden dabei subjektiv, 38 objektiv vergeben. Schwerpunkt des Scores ist mit 30% der Schmerz, gefolgt vom Bewegungsausmaß mit 18% und der Gehstrecke mit 12%. Jeweils 10 Punkte entfallen auf Muskelkraft, Flexionsdeformität und objektive Instabilität. Weitere 5 Punkte auf die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel sowie der MÖbilität beim Treppensteigen. Für die Benutzung von Hilfsmitteln, einer Achsdeformität > 5° sowie eines Streckdefizits, werden Punkte abgezogen. Folgender Bewertungsmaßstab gilt:

- 85 - 100 Punkte = sehr gut
- 70 - 84 Punkte = gut
- 60 - 69 Punkte = befriedigend
- < 60 Punkte = schlecht

Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

Der WOMAC beinhaltet 24 Fragen. Diese erfassen sowohl die Schmerzen des Patienten (5 Fragen), als auch die Gelenksteife (2 Fragen) sowie die Schwierigkeiten im Alltag (17 Fragen). Hierbei können pro Frage, jeweils max. 4 Punkte erreicht werden. Um die Ergebnisse vergleichbarer zu machen erfolgt, nach Summierung des Ergebnisses, die Multiplikation mit 100 und die anschließende Division durch 96. Somit ist es, nach Umrechnung, insgesamt möglich max. 100 Punkte zu erreichen.

Zufriedenheit

Zur Erfassung der Zufriedenheit mit dem OP Ergebnis wurde jeder Patienten gebeten, seine Zufriedenheit zum jetzigen Zeitpunkt, auf einer numerischen Skala von 1-10 anzugeben, wobei eins überhaupt nicht zufrieden und zehn vollkommen zufrieden darstellt. Die Daten wurden in einer Exceltabelle erfasst.

Schmerzen

Ebenfalls wurde diese numerische Skala, zur Erfassung der Schmerzintensität zum jetzigen Zeitpunkt, angewendet. Hierbei stellte der Punktwert eins keine Schmerzen, der Punktwert zehn unerträgliche Schmerzen dar. Die Daten wurden auch hier in einer Exceltabelle erfasst.

4.6 radiologische Untersuchung

Im Rahmen der klinischen Nachuntersuchung wurden routinemäßig drei Röntgenaufnahmen angefertigt. Dabei wurde folgendes gemessen:

(1) Ganzbein-Aufnahme im Stehen

- Tibiawinkel [°]
- Femurwinkel [°]
- Gesamtachse [°]

(2) Kniegelenk in 2 Ebenen in 90° Beugung

- Posteriorer Tibialer Slope (PTS)[°]
- Posteriorer Femuraler Slope (PFS)[°]
- Offset [mm]
- Offsetindex
- Overstuffing [mm]
- Patella/Tendon-Angle (PTA)[°]
- Insall-Salvati Index
- Caton-Deschamp Index
- Blackburne Peel Index
- Patellalänge [mm]

(3) Patelle défilé-Aufnahme in 60° Beugung

- Patelladurchmesser [mm]
- Patella shift [mm]
- Patella tilt [°]

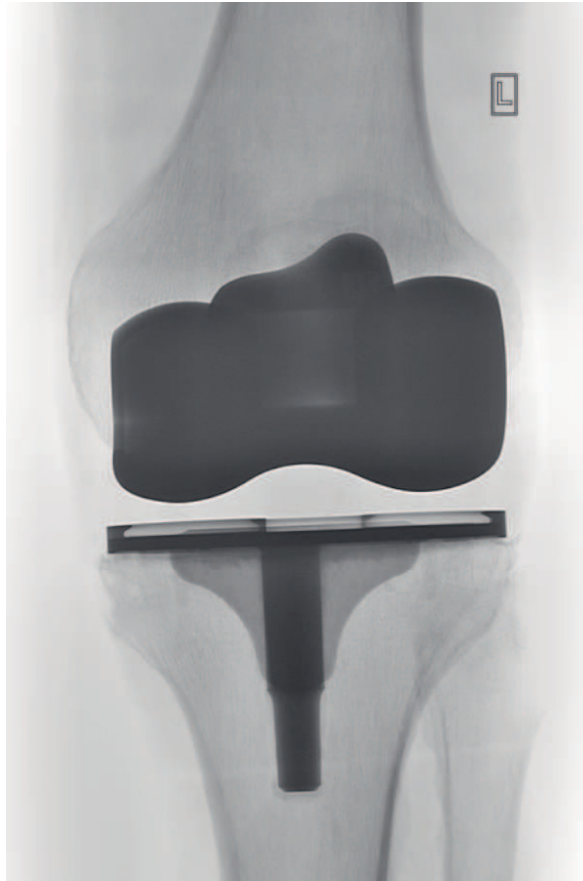


Abbildung 4.5: korrekter Sitz einer Prothese

4.7 Statistik

Zur Ermittlung der Mindestpatientenzahl wurde eine Power Analyse durchgeführt. Zur Überprüfung der Haupthypothese wurde der KSS herangezogen. Die übliche Standardabweichung beim KSS beträgt postoperativ ca. 15 Punkte. Es wurde unterstellt, dass ein klinisch relevanter Effekt erst ab einer Scoreverbesserung von mindestens 15 Punkten – entsprechend der einfachen Standardabweichung – im KSS vorliegt. Bei einem gewünschten

Signifikanzniveau von 0.05 und einer Power von 0.8 ergibt die Fallzahlanalyse eine Mindestgruppengröße von jeweils 14 Probanden. Da es sich nicht um eine randomisierte Studie handelt und daher Confounder die Ergebnisse beeinflussen könnten, wurde ein Aufschlag von mindestens 50%, d.h. mindestens 21 Probanden pro Gruppe als notwendig angesehen.

5 Ergebnisse

5.1 Patienten Klientel

Am Klinikum Frankfurt (Oder) GmbH, wurden im Zeitraum von 2011 bis 2012 59 Oberflächenprothesen des Typs Genesis II der Firma Smith and Nephew implantiert. Vom Typ Stryker NRG wurden von 2007 bis 2008, 81 Prothesen implantiert. Im Rahmen der Studie wurden im Zeitraum vom 22.03.2013 bis zum 10.04.2013, 27 Patienten mit einer G2 Prothese klinisch und radiologisch nachuntersucht. Davon waren 17 Frauen und 10 Männer, was eine Verteilung von 63% zu 37% ergibt. 22 Patienten mit einer SC Prothese wurden im Zeitraum vom 05.03.2012 bis zum 20.03.2012 klinisch und radiologisch nachuntersucht. Hierbei wurden 20 Frauen und 2 Männer mit einer Prothese versorgt, was einer Verteilung von 91% zu 9% entspricht. Der Gelenkersatz erfolgte 16 Mal am rechten und 11 Mal am linken Knie mit dem Typ G2. Beim Typ SC 11 Mal am rechten und 11 Mal am linken Knie. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug beim Typ G2 absolut 12,2-18,7 Monate im Mittel 15,7 Monate. Beim Typ SC absolut 47,5-55,5 Monate im Mittel 50,8 Monate. Der jüngste Patient der Gruppe G2 war 55,6, der älteste 82,8 Jahre. In der Gruppe SC war der jüngste Patient 62,9 Jahre, der älteste 82,3 Jahre. Das Durchschnittsalter der Patienten mit G2 Prothesen betrug zum Zeitpunkt der Implantation geschlechtsunabhängig Mittel 69,5 Jahre, in der SC Gruppe geschlechtsunabhängig 72,9 Jahre. Es wurde bewusst bei allen Prothesen auf einen Retropatellarersatz verzichtet. Kein Patient wurde beidseits mit einer Prothese des Typs G2 versorgt, hingegen wurde 1 Patient mit einer SC Prothese beidseits versorgt. Bei 2 Patienten kam es postoperativ in der G2 Gruppe zu Infektionen, dagegen kam es zu keiner Infektion in der SC Gruppe. Alle Prothesen wurden zementiert implantiert.

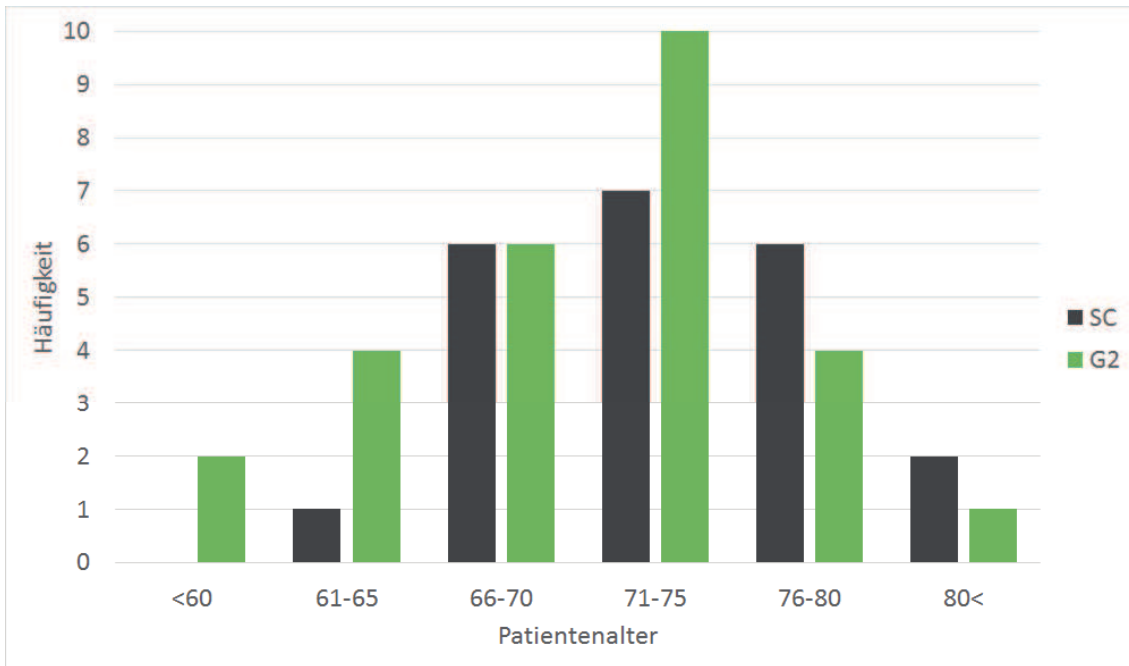


Abbildung 5.1: Altersverteilung

5.2 Klinische Ergebnisse

5.2.1 Knee Society Score

Das gesamte Kollektiv der G2 Gruppe erzielte einen mittleren "Knee Score" von 73,2 Punkten (Minimum (Min.) 33,0; Maximum (Max.) 97,0; SD 17,9) und einen "Functional Score" von 76,7 Punkten (Min. 15,0; Max. 100; SD 23,0). Das Kollektiv der Scorpio NRG Gruppe erzielte einen mittleren "Knee Score" von 69,1 Punkten (Min. 27,0; Max. 90,0; SD 22,8) und einen "Functional Score" von 65,2 Punkten (Min. 20,0; Max. 100,0; SD 28,8). In der Summe ergibt sich für die Gruppe G2 eine mittlere Gesamtpunktzahl von 149,9 Punkten (Min. 65; Max. 195; SD 37,4) im Vergleich zur SC Gruppe mit 131,1 Punkten (Min. 57; Max. 189; SD 46,2). Weder in den Unter- noch im Summenergebnis erreichten die Unterschiede zwischen den Gruppen statistische Signifikanz.

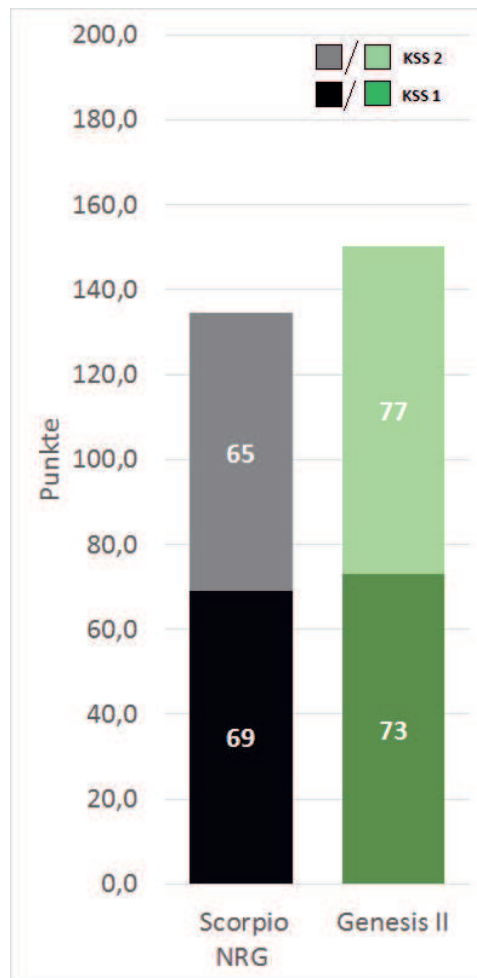


Abbildung 5.2: KSS Gruppenvergleich

5.2.2 Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

Beim WOMAC erreichten die Patienten der Gruppe G2 mit einer mittleren Gesamtpunktzahl von 77,8 Punkten (Min. 42,4; Max. 100; SD 16,3), 8 Punkte mehr als die Patienten der SC Gruppe mit 69 Punkten (Min. 32,6; Max. 98,5; SD 20,5). Dieser Unterschied war nicht signifikant.

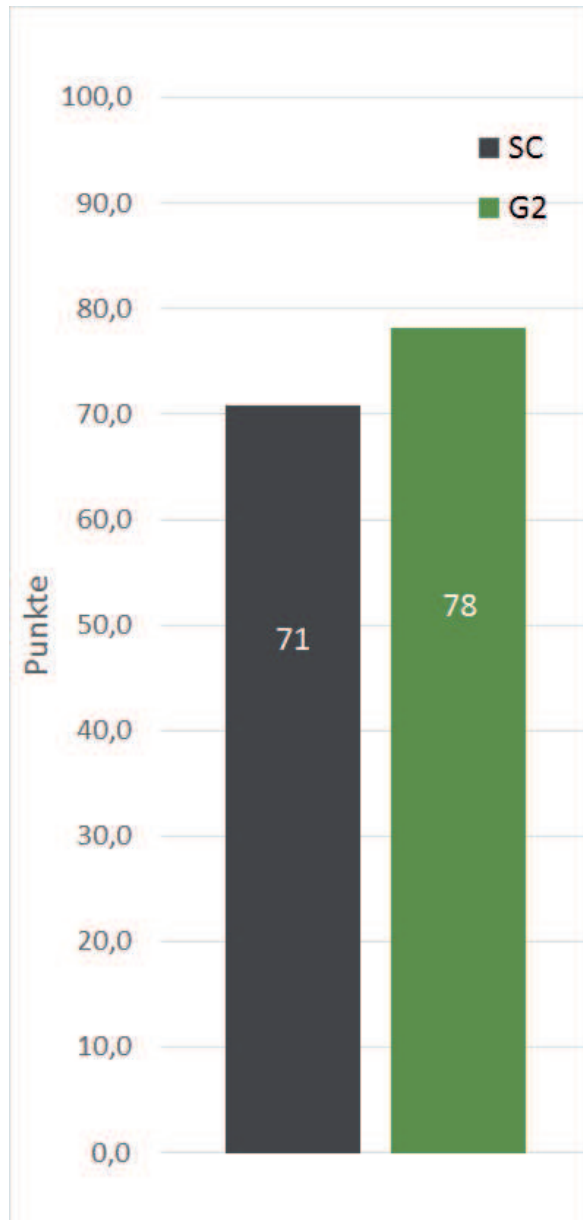


Abbildung 5.3: WOMAC Gruppenvergleich

5.2.3 Hospital for Special Surgery Score

Im Hospital for Special Surgery Score erreichte das Kollektiv der G2 Gruppe mit einer mittleren Gesamtpunktzahl von 76,8 Punkten (Min. 47; Max. 96; SD 15,4) zwar nominell aber nicht signifikant mehr Punkte als das SC Kollektiv mit 69,8 Punkten (Min. 35; Max. 96; SD 20,9).

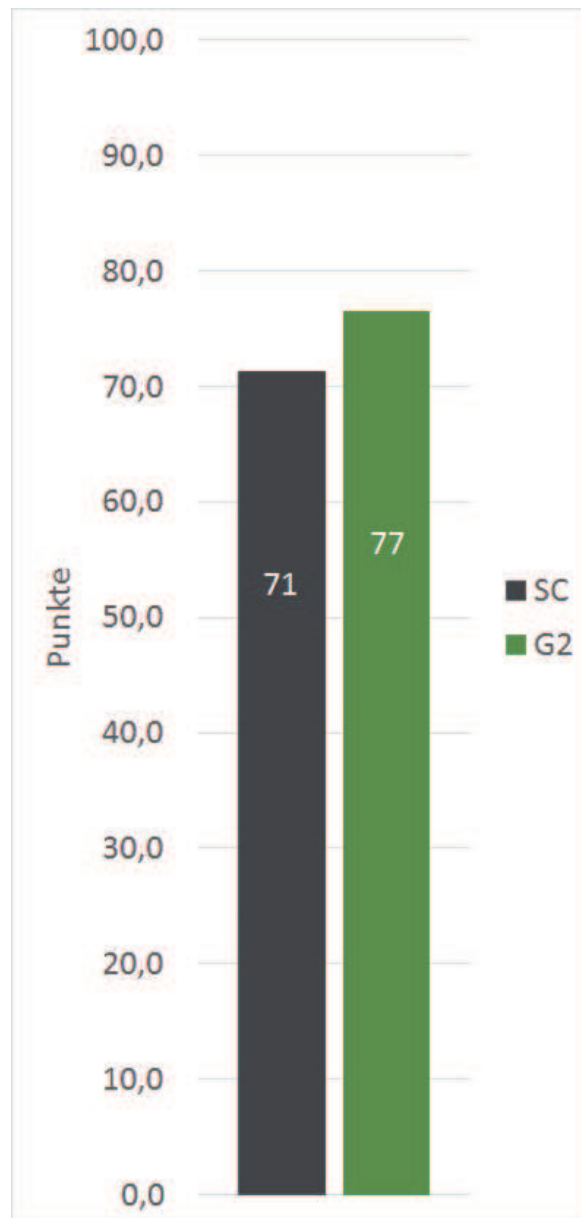


Abbildung 5.4: HSS Gruppenvergleich

5.2.4 Zufriedenheit und Schmerzen

Bei der Zufriedenheit die auf einer Skala von 1-10 angegeben wurde, wobei 10 Punkte das beste und 1 Punkt das schlechteste Ergebnis darstellte, erreichte die Gruppe G2 durchschnittlich 7,0 Punkte (Min. 4; Max. 10; SD 1,9); verglichen mit der SC Gruppe mit 6,0 Punkten (Min. 2; Max. 9; SD 2,9; nicht signifikant). Bezüglich der Visuell analogen Schmerzskala, welche von 1-10 Punkten reichte, wobei 1 Punkt gar keine Schmerzen und 10 Punkte unerträgliche Schmerzen darstellte, erzielte das Kollektiv mit der G2 Prothese im Durchschnitt 2,7 Punkte (Min. 1; Max. 8; SD 4,0) gegenüber des SC Kollektivs mit durchschnittlich 2,2 Punkten (Min. 1; Max. 9; SD 2,0; nicht signifikant).

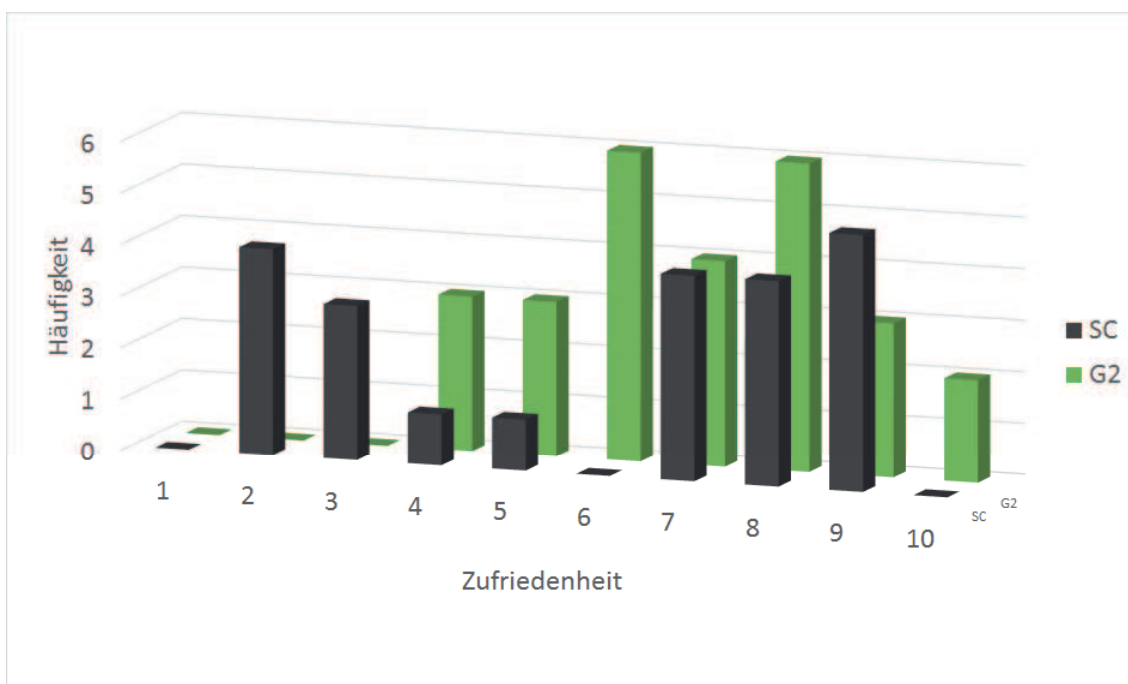


Abbildung 5.5: Zufriedenheit

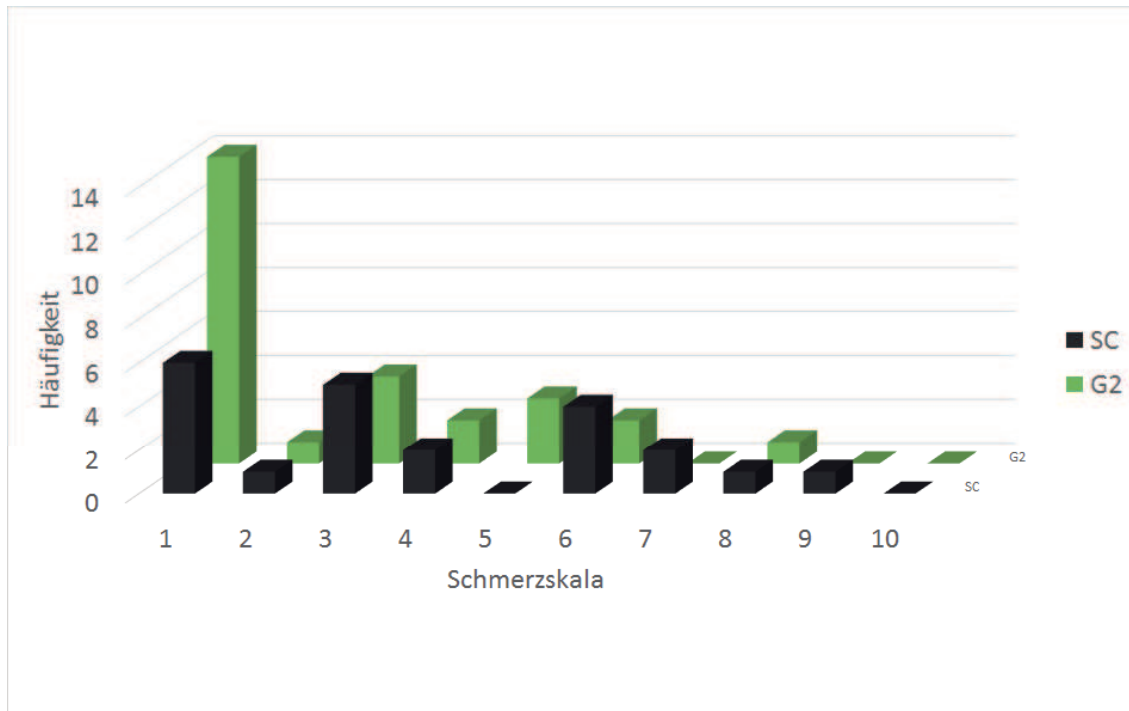


Abbildung 5.6: Schmerzen

5.3 Radiologische Ergebnisse

In der Ganzbeinaufnahme im anterior-posterioren Strahlengang fand sich in der G2 Gruppe im Durchschnitt ein Tibiawinkel von 90,6 Grad (Min. 86,4; Max. 94,3; SD 2,0), ein Femurwinkel von 87,6 Grad (Min. 81,5; Max. 91,1; SD 2,5) sowie eine Gesamtachse von 177,9 Grad (Min. 170,6; Max. 181,6; SD 2,2). In der Vergleichsgruppe zeigte sich ein durchschnittlicher Tibiawinkel von 91,2 Grad (Min. 88,6; Max. 93,7; SD 1,4), ein Femurwinkel von 87,8 Grad (Min. 80,9; Max. 94,5; SD 3,5) sowie eine Gesamtachse von 179,2 Grad (Min. 171,6; Max. 184,7; SD 3,6). In keinem dieser Winkel konnte ein statistisch signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden.

Hinsichtlich der seitlichen Aufnahme bei 90° Flexion zeigte sich im Kollektiv G2 ein durchschnittlicher PTS von 81,4 Grad (Min. 72; Max. 86,8; SD 3,7) im Gegensatz zum SC Kollektiv bei der sich ein durchschnittlicher PTS von 84 Grad (Min. 80,1; Max. 86,7; SD 1,9). Dabei zeigte sich statistisch ein signifikanter Unterschied ($p=0,011$). In der G2 Gruppe fand sich ein PFS von 4,1 Grad (Min. 0,2; Max. 8,2; SD 2,4) im Vergleich zur SC Gruppe mit

1,8 Grad (Min. 0,4; Max. 5,4; SD 1,3) war auch hier der Unterschied signifikant ($p=0,002$). Das posteriore Offset betrug in der G2 Gruppe im Mittel 28,8mm (Min. 21,1; Max. 38,4; SD 4,4), in der SC Gruppe 30,7mm (Min. 21,7; Max. 36,5; SD 3,9). Hierbei zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Bezüglich des Offsetindex fand sich im G2 Kollektiv ein mittlerer Wert von 0,85 (Min. 0,62; Max. 1,12; SD 0,12) bei SC ebenso ein Wert von 0,85 (Min. 0,64; Max. 1,1; SD 0,12; nicht signifikant). Beim anterioren Overstuffing fand sich für die G2 Gruppe ein durchschnittlicher Wert von 2,2mm (Min. 0; Max. 4,3; SD 1,2), der signifikant höher war als in der SC Gruppe mit durchschnittlich 1,4mm (Min. 0; Max. 3,7; SD 1,1; $p=0,025$). Der mittlere PTA betrug für die G2 Gruppe 13,9 Grad (Min. 6,7; Max. 21,4; SD 3,7), bei der SC Gruppe 12,2 Grad (Min. 2,9; Max. 19; SD 4,1; nicht signifikant). Betreffend des Insall-Salvati Index fand sich bei G2 ein durchschnittlicher Index von 0,83 (Min. 0,62; Max. 1,21; SD 0,16), der vergleichbar dem Index in der SC Gruppe von 0,81 war (Min. 0,57; Max. 1,1; SD 0,16; nicht signifikant). Beim Canton Deschamps Index erzielte die Gruppe G2 im Mittel 1,1 (Min. 0,78; Max. 1,8; SD 0,23) ebenso wie die Gruppe SC Gruppe mit 1,1 (Min. 0,75; Max. 1,43; SD 0,17). In Bezug auf den Blackburne-Peel Index erzielte G2 im Durchschnitt 0,9 (Min. 0,6; Max. 1,22; SD 0,18), SC 0,96 (Min. 0,7; Max. 1,32; SD 0,16; nicht signifikant). Der mittlere Patellardurchmesser betrug 46,4mm (Min. 37,8; Max. 63,9; SD 6,2) bei der G2 Gruppe, 49,6mm (Min. 38,5; Max. 58,6; SD 6,6) bei der SC Gruppe (nicht signifikant).

Bezüglich der Patella défilé Aufnahme fand sich beim Patella tilt ein mittlerer Winkel von $3,5^\circ$ (Min. 0,5; Max. 9,8; SD 2,6) beim G2 Kollektiv, beim SC Kollektiv von $3,8^\circ$ (Min. 0,1; Max. 12; SD 3,4; nicht signifikant). Der Patella shift war in der G2 Gruppe mit 2,1mm (Min. 0,6; Max. 8,7; SD 1,8) signifikant geringer als in der SC Gruppe mit 5,3mm (Min. 0; Max. 9,5; SD 3,2; $p=0,001$). Im Hinblick auf den Patelladurchmesser fand sich ein mittlerer Wert für die G2 Gruppe von 51,2mm (Min. 42,7; Max. 62,9; SD 5,2), für die SC Gruppe von 48,9mm (Min. 41,5; Max. 55,8; SD 4,8; nicht signifikant).

5.4 Zusammenhang zwischen klinischen und radiologischen Ergebnissen

In den erhobenen Daten zeigte sich unabhängig vom Implantattyp ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem femoralen Slope und dem klinischen Ergebnis. In der G2 Gruppe korrelierte der femorale Slope mit dem dem KSS1 ($R=-0,444$; $p=0,03$) und der

Zufriedenheit ($R=-0,408$; $p=0,004$). In der SC Gruppe korrelierte der femorale Slope mit dem KSS1 ($R= -0,649$; $p= 0,003$), dem WOMAC ($R=0,876$; $p=<0,0001$), dem HSS ($R= 0,866$; $p=<0,0001$), der Zufriedenheit ($R= 0,877$; $p=<0,0001$) und Schmerzen ($R= -0,829$; $p=<0,0001$).

Ebenfalls einen Zusammenhang zum klinischen Ergebnis, jedoch nur in der SC und nicht in der G2 Gruppe, zeigte der Patella Shift. Er korrelierte mit dem KSS2 ($R= -0,647$; $p= 0,003$) dem KSS Gesamtscore ($R= -0,588$; $p= 0,008$), dem HSS ($R= -0,504$; $p= 0,028$), der Zufriedenheit ($R= -0,486$; $p= 0,035$) und Schmerzen ($R= 0,557$; $p= 0,013$). Der Insall-Salvati Index korrelierte in der SC Gruppe mit dem KSS2 ($R=0,536$; $p=0,018$). Ein solcher Zusammenhang zeigte sich in der G2 Gruppe nicht. Es zeigte sich für keine Untersuchungsgruppe ein Zusammenhang zwischen dem Durchmesser oder der Länge der Patella und dem klinischen Ergebnis.

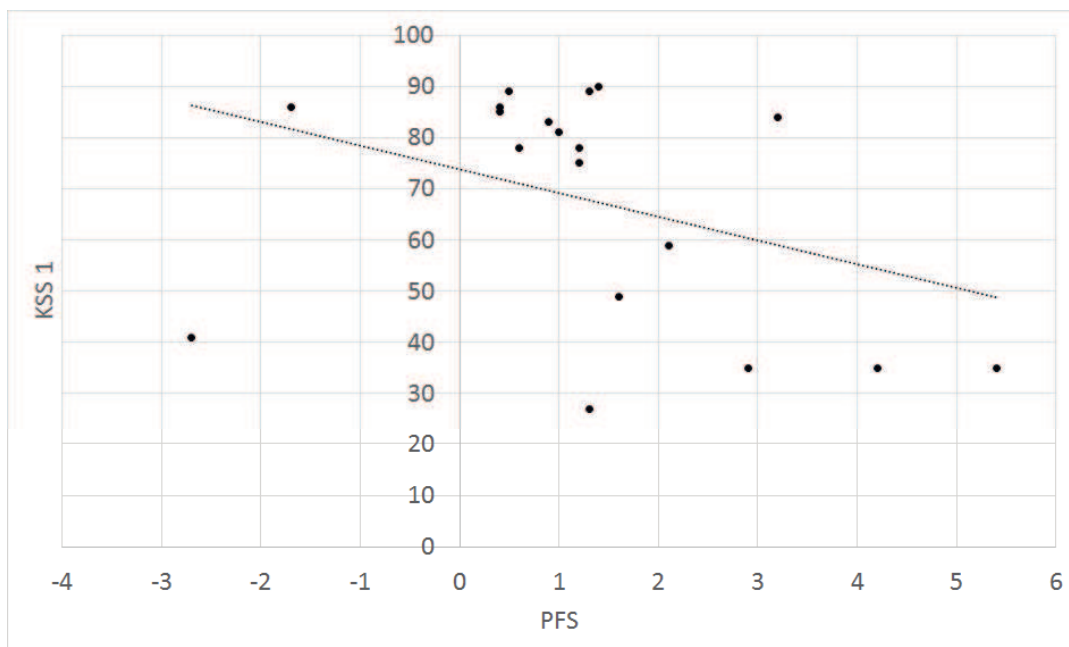


Abbildung 5.7: SC KSS1 vs. PFS

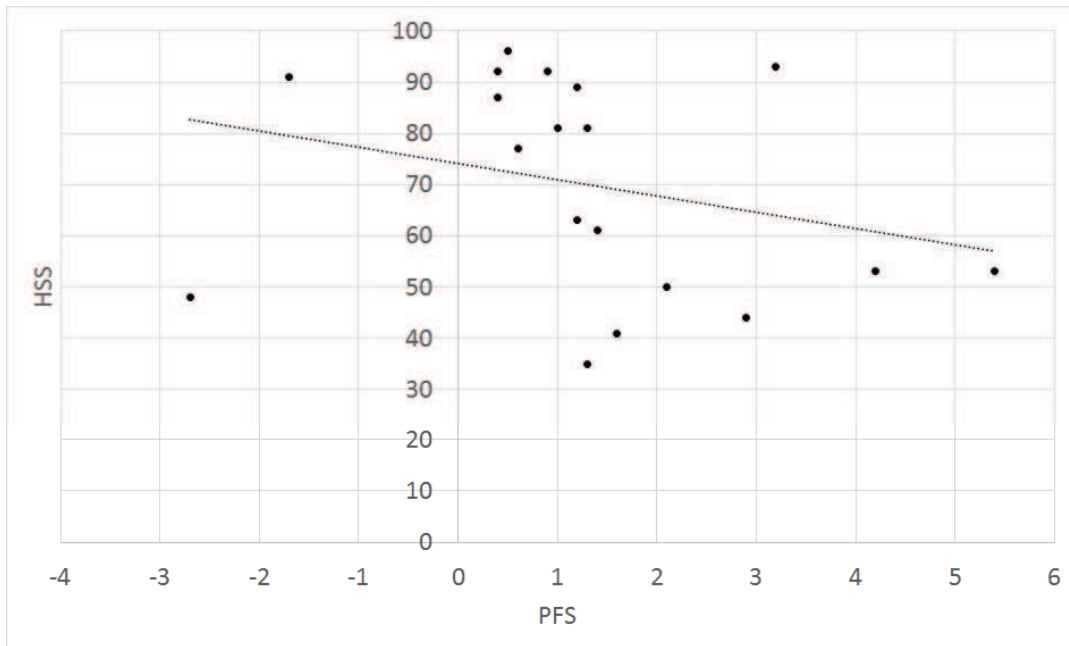


Abbildung 5.8: SC HSS vs. PFS

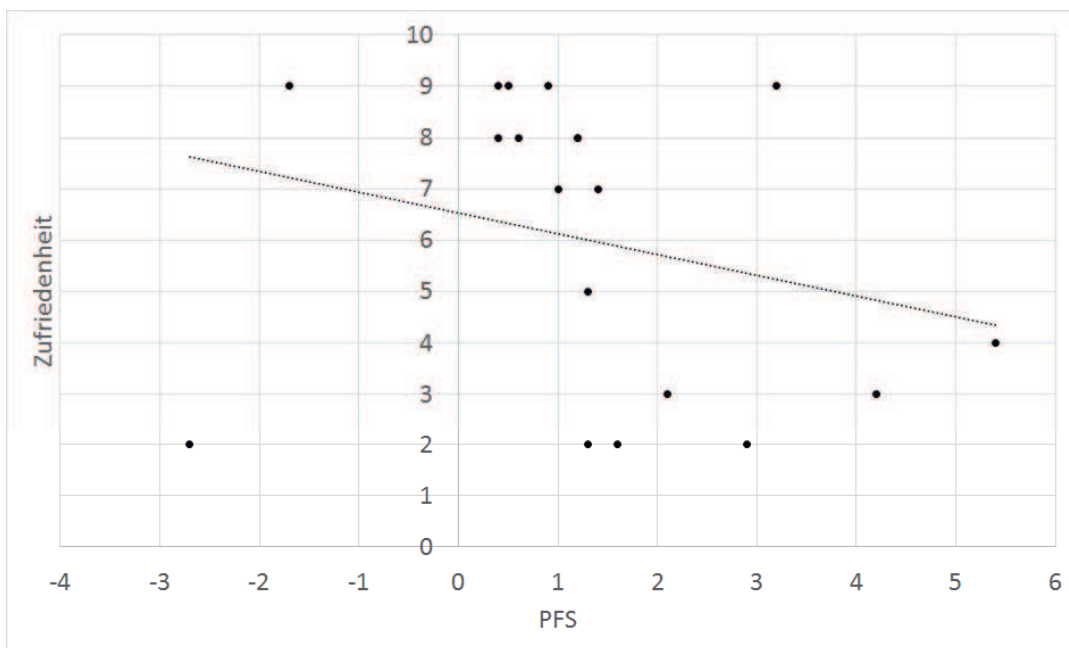


Abbildung 5.9: SC Zufriedenheit vs. PFS

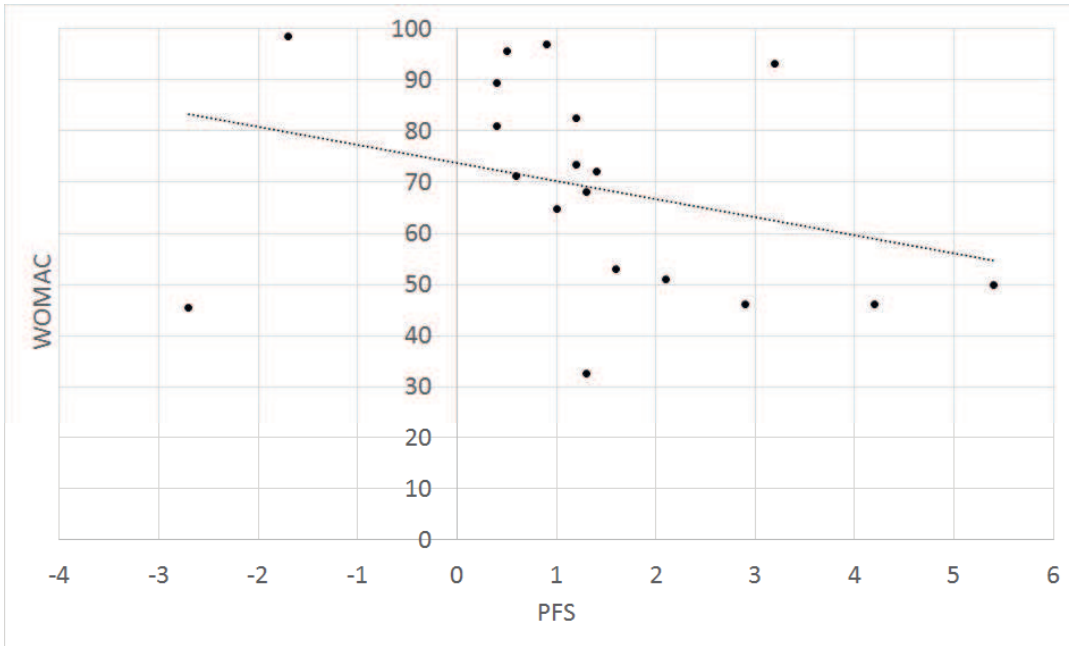


Abbildung 5.10: SC Womac vs. PFS

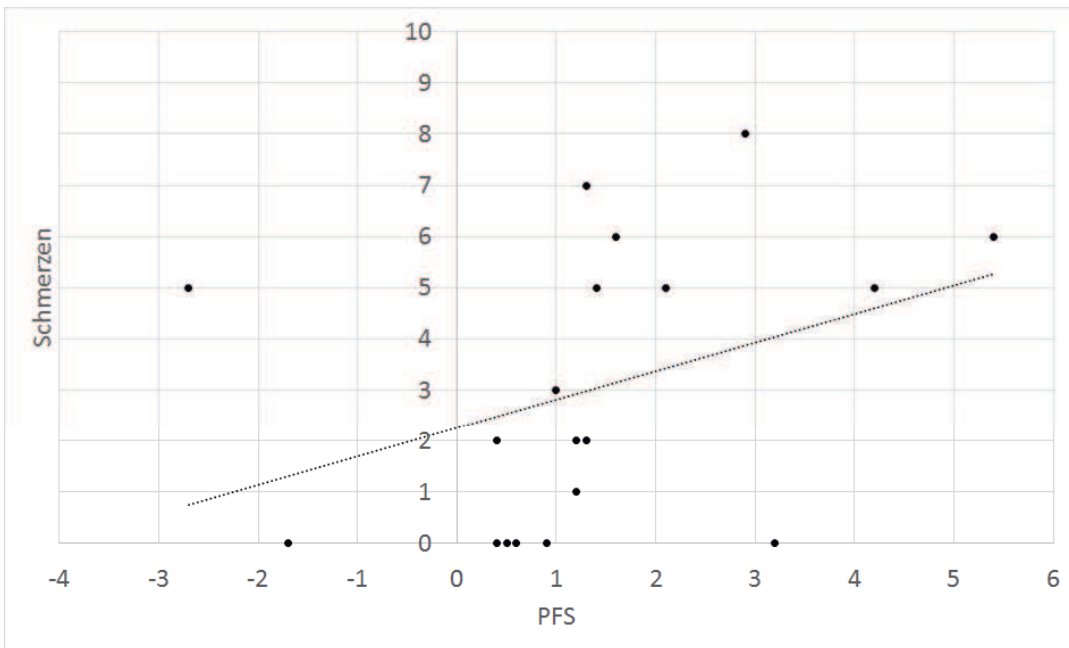


Abbildung 5.11: SC Schmerzen vs. PFS

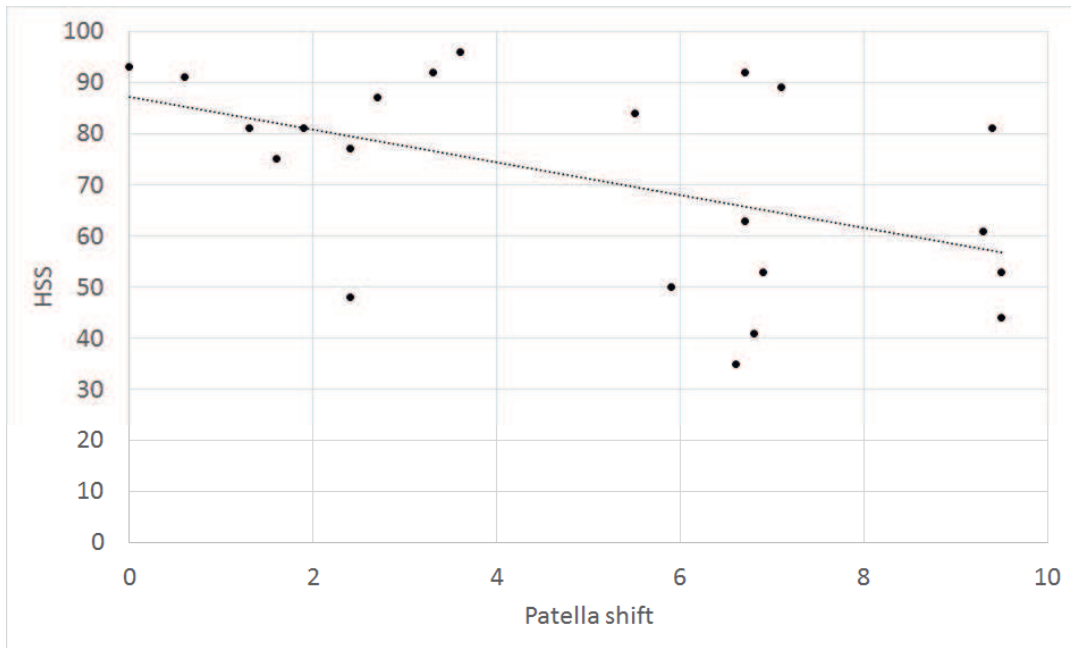


Abbildung 5.12: SC HSS vs. Patella shift

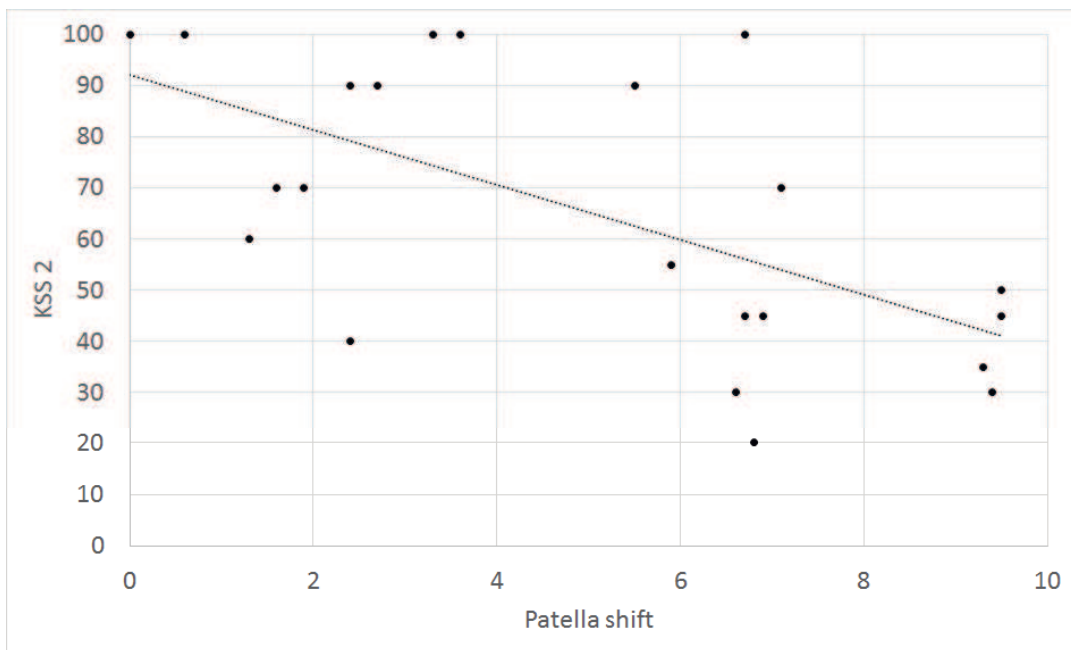


Abbildung 5.13: SC KSS 2 vs. Patella shift

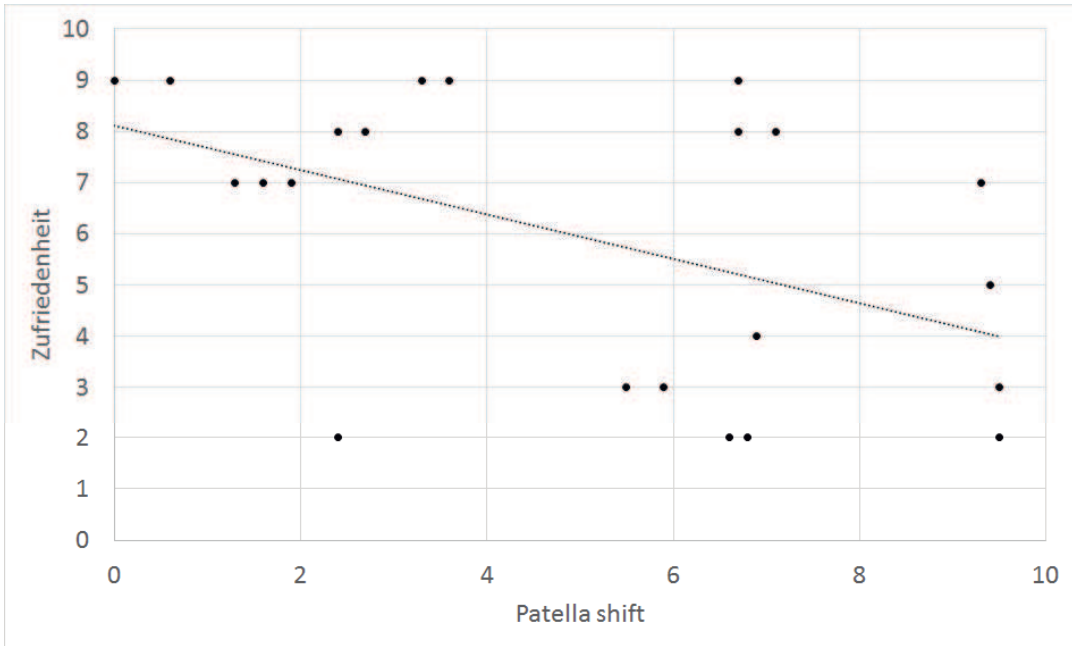


Abbildung 5.14: SC Zufriedenheit vs. Patella shift

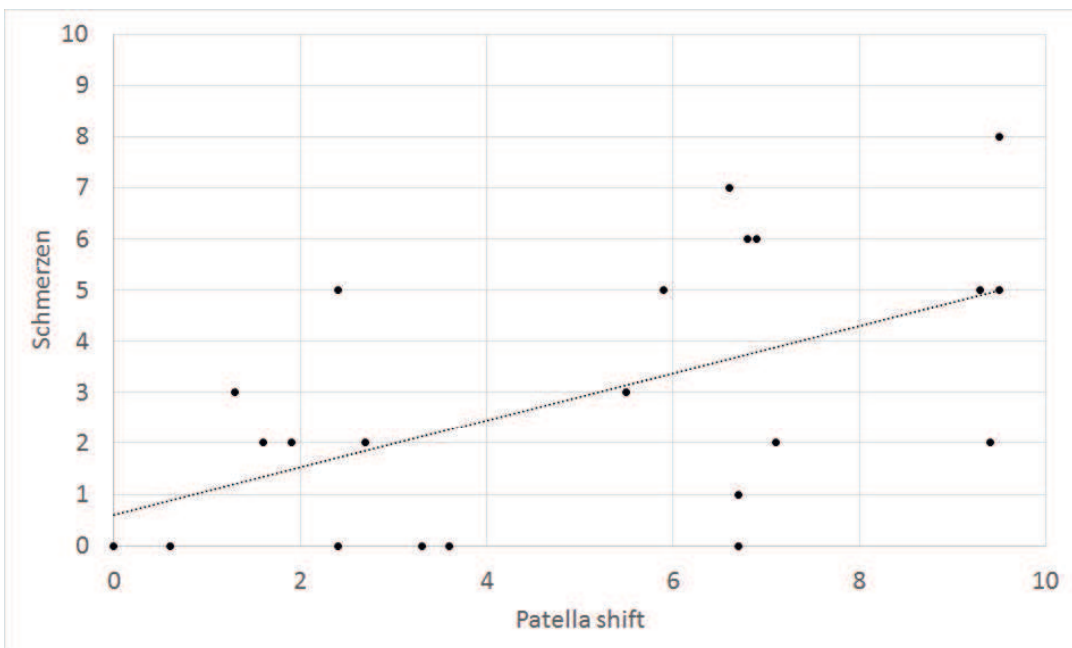


Abbildung 5.15: SC Schmerzen vs. Patella shift

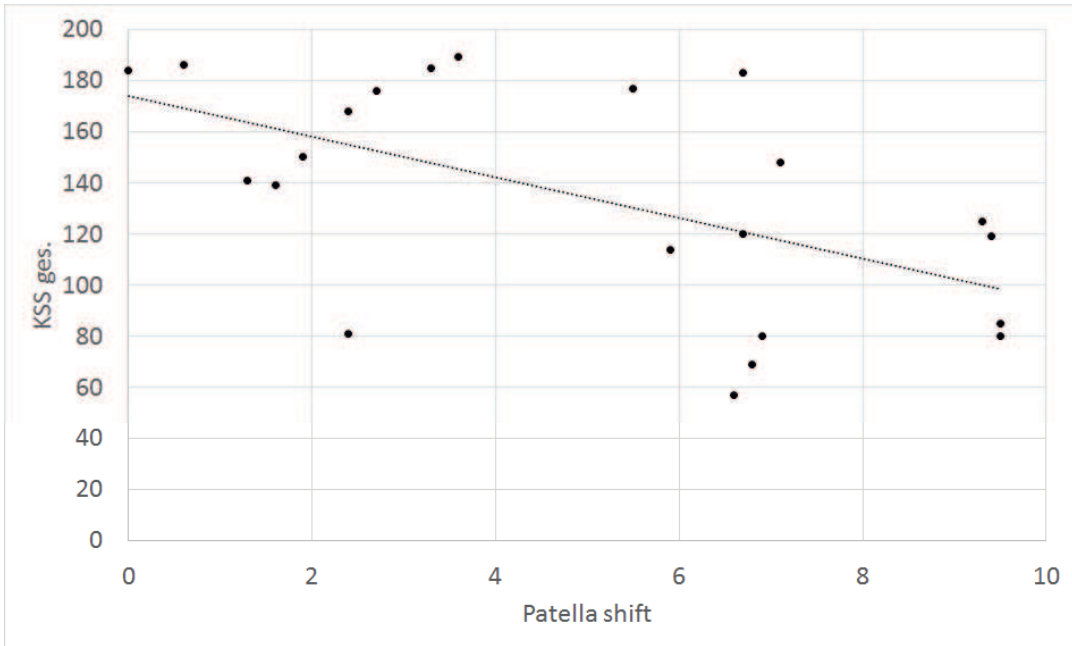


Abbildung 5.16: SC KSS ges. vs. Patella shift

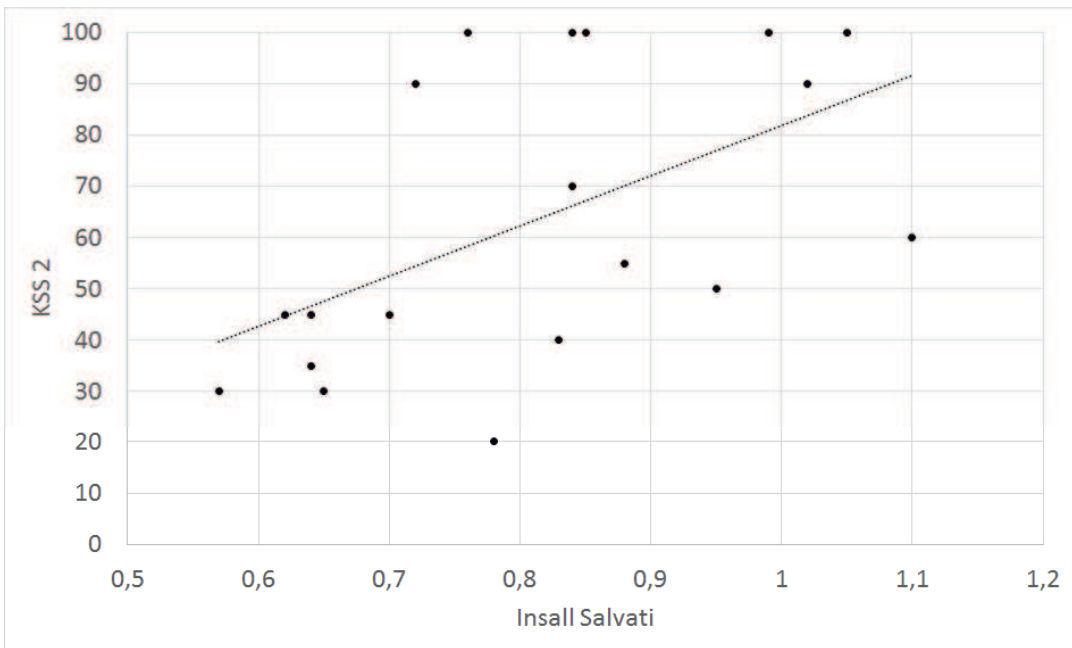


Abbildung 5.17: SC KSS2 vs. Insall salvati

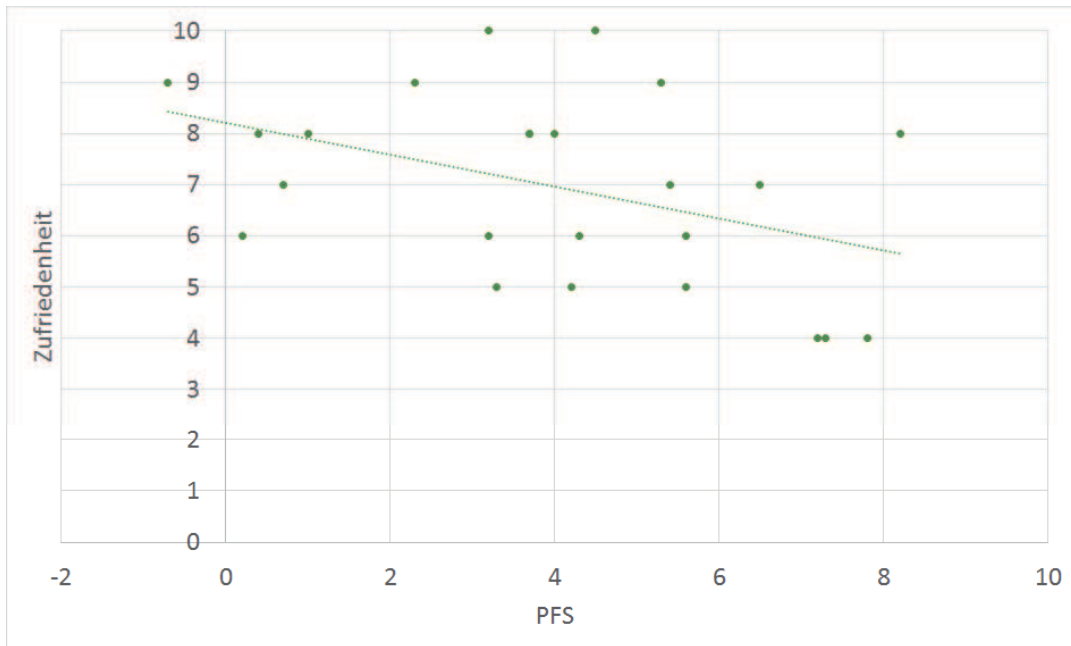


Abbildung 5.18: G2 Zufriedenheit vs. PFS

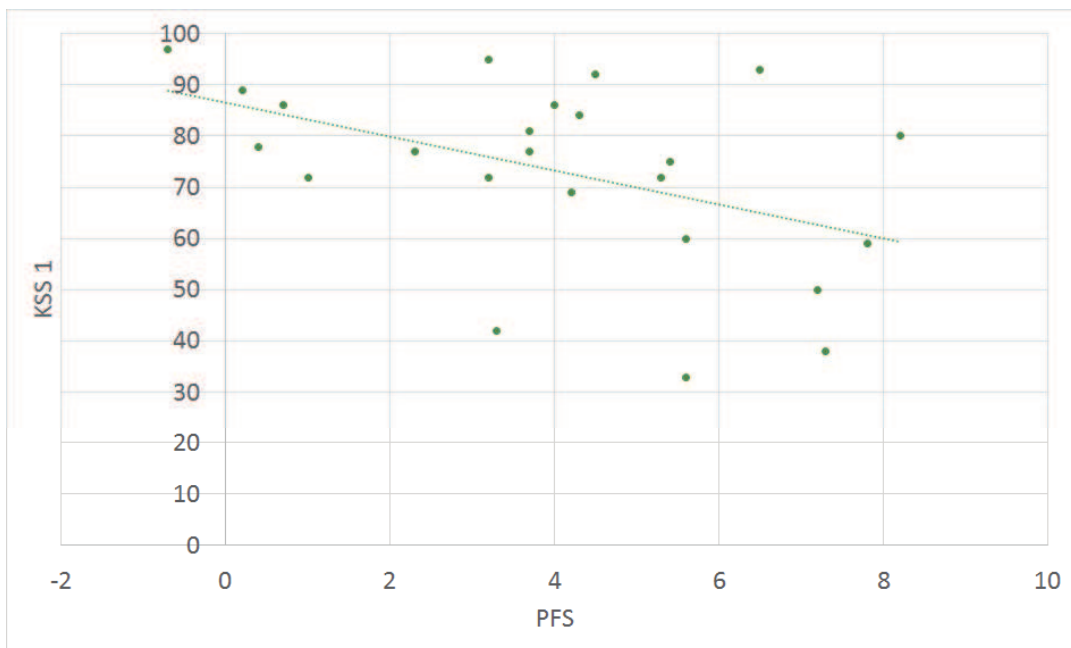


Abbildung 5.19: G2 KSS1 vs. PFS

6 Diskussion

Die Erwartungen und Ansprüche der Patienten an ein künstliches Kniegelenk, sind in den letzten Jahren deutlich gestiegen. So ist neben Schmerzfreiheit und Alltagstauglichkeit, vor allem ein sogenanntes "forgotten knee", Ziel der Behandlung. Dies bedeutet, dass das Implantat als natürlich empfunden und somit im Alltag als solches nicht mehr wahrgenommen werden soll (Matziolis and Röhner (2015)).

Die Haupthypothese eines überlegenen klinischen Ergebnisses des untersuchten nicht-anatomischen Implantatdesigns gegenüber des untersuchten anatomischen Designs, konnte widerlegt werden. In keinem klinischen Score zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen. In der Literatur gibt es diesbezüglich Kontroversen. Jo et al. verglichen Single-Radius (SR) Design mit Multi-Radius (MR) Design bezüglich der intraoperativen Stabilität in verschiedenen Beugegraden. Dabei zeigte sich zwar eine beim SR Design intraoperativ bessere Stabilität, welche jedoch zu keinem überlegenen klinischem Resultat im Vergleich zum MR Design führte (Jo et al. (2014)). In einer anderen Studie konnte in vitro gezeigt werden, dass sich die "Mid-Range Stabilität" zwischen beiden Designs nicht signifikant unterschied (Stoddard et al. (2013)). Es zeigte sich in der MR Gruppe lediglich eine leicht erhöhte Spannung auf das mediale Seitenband in Flexion (Stoddard et al. (2013)). Digennaro V et al. hingegen konnten ein statistisch besseres Resultat im Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score für das anatomische Design finden (Digennaro et al. (2014)). Ein höheres femorales Rollback wird von den Autoren als Grund postuliert (Digennaro et al. (2014)). Nicht nur die Flexion, sondern auch die Extensionskraft des Kniegelenk ist ein entscheidender Parameter, welche das klinische Resultat beeinflusst (Marmon et al. (2014)). Ein höheres Kraftmaß der Quadricepsmuskulatur korreliert mit einem verbessertem klinischem Ergebnis (Skoffler et al. (2015), Vahtrik et al. (2014), D'Lima et al. (2001)). So konnte Ostermeier et al. in einer Studie zeigen, dass bei einem SR Design gegenüber einem MR Designs deutlich weniger Kraft zur Streckung des Kniegelenks vonnöten ist (von 120° Flexion bis zur vollen Streckung des Knies) (Ostermeier and Stukenborg-Colsman (2011)).

Auch die Annahme deutlich differenter tibiofemoraler Kontaktpunkte in Flexion konnte abgelehnt werden, da sich der PTA als Surrogatparameter nicht zwischen den Gruppen unterschied.

Die Hypothese, dass mit einem anatomischen Implantatdesign die anatomische Rekonstruktion der femoralen Anatomie in Bezug auf das posteriore Offset besser als mit dem nicht-anatomischen Design gelingt, konnte nicht bestätigt werden. Dies deckt sich mit den Ergebnissen, welche sich in der Literatur finden lassen (Stoddard et al. (2013), Merican et al. (2011), Goyal et al. (2015)). Es konnte gezeigt werden, dass es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen einem rekonstruierten und einem vergrößerten posterioren Offset, sowohl bezüglich des klinischen Ergebnisses, als auch der Beugefähigkeit alleine gibt (Geijssen, G J P et al. (2014), Bauer et al. (2010)). Das in dieser Studie gemessene posteriore Offset deckt sich in etwa mit den Angaben in der Literatur. So fand sich in einem großem Review bei der mehr als 400 Patienten eingeschlossen wurden, ein durchschnittliches postoperatives kondyläres Offset von 29,4mm (Bauer et al. (2010)) (G2 28,8m; NRG 30,4mm).

Im Gegensatz zum posterioren Offset zeigten beide Implantate eine negative Korrelation zwischen dem femoralen Slope und den klinischen Ergebnissen. Dies könnte auf einen verringerten Beugespalt bei femoralem Slope zurückzuführen sein. In einer Studie von Matziolis et al. konnte gezeigt werden, dass ein vermehrter femoraler Slope zu einem verminderten Beugespalt führt (Matziolis et al. (2012)). Ein enger Beugespalt wiederum verringert die Flexion des Knies und führt demzufolge auch zu einem schlechterem Outcome (Gejo et al. (2008), Wang et al. (2007), Yamakado et al. (2003)). Im Gegensatz zur Positionierung der Femurkomponente in der Frontalebene (Kaper et al. (2000)), existiert kein Goldstandard für die Positionierung der femoralen Komponente in der Sagittalebene (Matziolis et al. (2012)). Dabei ist die Ausrichtung der Femurkomponente kritisch zu überprüfen, da eine übermäßige Flexion der femoralen Komponente, eine Hyperextension der Implantate zur Vollstreckung des Kniegelenks erfordert und somit zu einem anterioren Impingement führen kann (Hamai et al. (2008), Hanson et al. (2007)).

In verschiedenen Studien wurde gezeigt, dass eine neutrale Beinachse eine wichtige Voraussetzung für die Funktion und Standzeit einer Knieprothese ist (Zimmermann et al. (2012), Fang et al. (2009)). Zu beachten ist allerdings eine interindividuelle Schwankung innerhalb physiologischer Grenzen (Fang et al. (2009)). Die Bedeutung der erfolgreichen Rekonstruktion der Beinachse zeigt eine Studie von Ritter et al. bei der eine Achsabweichung

von mehr als 3 ° von der neutralen Beinachse zu erhöhten Lockerungsraten führte (Ritter et al. (2013)).

Für den tibialen Slope und die Positionierung der Implantate in der Frontalebene fand sich kein solcher Zusammenhang. In der Literatur zeigt sich jedoch, dass ein vermehrter tibialer Slope, sowohl zu einer besseren Beugung, als auch zu einem besseren klinischem Ergebnis führt (Kim (2013)). In unserer Studie fand sich ein durchschnittlicher PTS von $11^{\circ} \pm 3,9^{\circ}$ (G2 $8,6^{\circ}$ SC 6°). Beachtet werden muss bei den Ergebnissen der vorliegenden Studie hinsichtlich des tibialen Slopes, dass sowohl Unterschiede bezüglich des Polyethyleneinsatzes, als auch des OP Instrumentariums existieren. So hat der Tibiaschneideblock des G2 ein integriertes Gefälle von 3° und der Polyethyleneinsatz ein integriertes posteriores Gefälle von 4° . Im Unterschied dazu, empfiehlt Stryker bei der Implantation einer SC Femurkomponente eine posteriore Neigung von 5° (Stryker (2015a)).

Der Patella shift war in der G2 Gruppe mit 2,1mm (Min. 0,6; Max. 8,7; SD 1,8) signifikant geringer als in der SC Gruppe mit 5,3mm (Min. 0; Max. 9,5; SD 3,2; $p=0,001$). Diese Werte entsprechen vergleichbaren Werten, welche in der Literatur gefunden werden (Kong et al. (2014)).

Die Annahme, ein asymmetrisches Design der anatomischen Prothese führt zu einem besseren Stand der Patella in der défilé Aufnahme, konnte zum Teil bestätigt werden. Es zeigte sich in der SC Gruppe, dass ein vermehrter Patella shift zu signifikant schlechteren klinischen Ergebnissen führte. Dies entspricht ähnlichen Ergebnissen in der Literatur. So fanden Kaper et al. in einer Studie heraus, dass die 3° Außenrotation der Femurkomponente der G2 Prothese, sowohl zu überlegenen klinischen Ergebnissen, als auch zu einer Verbesserung der patellofemorale Dynamik führt (Kaper et al. (2000)).

Eine Limitation der Arbeit ist die beschränkte Fallzahl. Da diese jedoch aufgrund einer vor Initiierung der Studie durchgeführten Poweranalyse festgelegt wurde, erscheint sie ausreichend die Studienhypothesen auf einem klinisch relevanten Niveau zu überprüfen. Eine weitere Limitation ist die unterschiedliche Nachuntersuchungsdauer der beiden Gruppen. Es ist zu erwarten, dass mit zunehmender Dauer, das klinische Ergebnis im Sinne der Rehabilitation besser wird. Da jedoch der kleinste Nachuntersuchungszeitraum 12 Monate betrug, ist nicht mehr mit wesentlichen Verbesserungen in den erfassten Scores zu rechnen (Wolterbeek et al. (2012), Bhandari et al. (2012)). Der für die Kniegelenkskinematik gewählte Surrogatparameter des PTA, beschreibt lediglich den medial / lateral gemittelten

femorotibialen Kontaktpunkt in Flexion. Er stellt daher nur eine Momentaufnahme des Kniegelenks dar (Stagni et al. (2010)). Dennoch wird er in der aktuellen Literatur zur Annäherung der Gelenkkinematik verwendet (Nisell et al. (1986), Baltzopoulos (1995)), da er den Effekt der Gelenkkinematik auf das anteriore Gelenkkompartiment (femoropatellar) in 90° Flexion gut wiedergibt (Stagni et al. (2010)). Letztlich wird eben dieser Einfluss der Kinematik auf das anteriore Gelenkkompartiment für Schmerzsyndrome verantwortlich gemacht (Springorum et al. (2011), Meftah et al. (2011)), sodass die Erfassung des PTA, eine unter klinischen Aspekten sinnvolle Beschreibung der Gelenkkinematik ist.

Das gemittelte Alter der Patienten dieser Studie (G2 69,5 Jahre, SC 72,9 Jahre) entspricht in etwa dem Durchschnitt, welcher sich in den Endoprothesenregistern finden lässt (Gómez-Barrena et al. (2010), Martin Sundberg et al. (2013), Hopley, Colin D J et al. (2013)). Bezüglich der Geschlechtsverteilung, die zwischen 63% und 91% zugunsten des weiblichen Geschlechts variiert, lassen sich in der Literatur je nach Studie ähnliche Schwankungen finden (Gejo et al. (2008), Berend et al. (2013)). Die Verteilung der Seiten ist in beiden Untersuchungsgruppen ähnlich (G2 59% rechts zu 41% links; SC 50% zu 50%). In Hinblick auf Infektionen wies die SC Gruppe keine Infektion, die G2 Gruppe hingegen eine Infektionsrate von 2 von 27 Prothesen auf, was einem Prozentsatz von 7,4% entspricht. Insgesamt ergibt sich eine Infektionsrate von 4% über alle Prothesen. In der Literatur wird ein Infektionsrisiko zwischen ca. 0,4% und 1% angegeben (Martin Sundberg et al. (2013), Victor et al. (2014)). Eine erhöhte Infektionsrate lässt sich eventuell mit der geringen Fallzahl erklären, da hier schon wenige Infektionen einen prozentual deutlichen Einfluss haben.

Bezüglich der zur klinischen Nachuntersuchung erhobenen Scores lässt sich folgendes evaluieren. Der KSS1 schwankte in der vorliegenden Studie im Mittel zwischen 73,0 Punkten (G2) und 69,1 Punkten (SC). Hinsichtlich des Function Scores zeigte sich im Mittel eine Streuung zwischen 77,0 (G2) und 65,2 Punkten (SC). Victor et al. fand in seiner Studie, bezüglich des Knee Scores, vergleichbare Ergebnisse (Victor et al. (2005)). Der WOMAC schwankte zwischen 77,8 (G2) und 70,6 Punkten (SC). Für den Hospital for Special Surgery Score fand sich eine Schwankung bei den Gruppen von 76,8 Punkten (G2) bis 71,2 Punkten (SC). Dies deckt sich mit den Ergebnissen, welche man in der Literatur findet (Bergschmidt et al. (2015), Naal et al. (2015)).

Hinsichtlich der Zufriedenheit lag das Mittel zwischen 7 (G2) und 6 Punkten (SC). Ähnliche Ergebnisse lassen sich in der Literatur finden. So sind trotz einer Standzeit der Prothesen nach 12 Jahren von über 95% (Hopley, Colin D J et al. (2013), Martin Sundberg et al. (2013)), nur

ca. 80% der Patienten mit ihrem künstlichem Kniegelenk zufrieden (Bourne et al. (2010)).

Die in dieser Studie implantierten, das hintere Kreuzband erhaltende Prothese (cruciate retaining (CR)), mit fixer Plattform ohne Patellarersatz, bei denen sowohl Tibia, als auch Femur zementiert wurden, ist die in Deutschland zurzeit häufigste Variante (Matziolis and Röhner (2015)). Befürworter dieses Implantatdesigns sehen im Vergleich zu posterior stabilisierenden (PS) Prothesen eine bessere Rekonstruktion der Kniekinematik, eine teilweise Erhaltung der Propriozeption durch das verbliebene hintere Kreuzband und ein verbessertes femorales Rollback über die Tibia während der Flexion (Ritter et al. (2008)). Als Nachteil wird diskutiert, dass durch das alleinige Fehlen des vorderen Kreuzbandes ein vermehrtes rollen und gleiten entsteht, welches zu erhöhtem Verschleiß des Inlays führen soll (Naudie, Douglas D R et al. (2007), Engh et al. (2001), O'Rourke et al. (2002)). In einem großem Review mit über 700 Prothesen konnte jedoch gezeigt werden, dass zwischen einem CR und PS Design kein signifikanter Unterschied bezüglich des funktionellen Outcomes existiert (Lozano-Calderón et al. (2013)). Die Standzeiten beider Prothesen betragen über 95% (Lozano-Calderón et al. (2013)).

Es muss bei der Interpretation der Ergebnisse jedoch beachtet werden, dass diese bei einer knieendoprothetischen Versorgung, immer einem multifaktoriellen Einfluss unterliegen und nicht nur vom Design der Femurkomponente abhängig sind. Beispielsweise sind psychologische Faktoren und die Erwartungshaltung des Patienten vor der Operation, mitentscheidend für das Outcome. So konnte Vissers et al. 2 entscheidende Einflussfaktoren bezüglich des Ergebnisses evaluieren. Zum einen die psychische Gesundheit des Patienten vor der Operation, zum anderen das Katastrophisieren des Schmerzes. Beide Faktoren beeinflussten das Outcome proportional negativ (Vissers et al. (2012)). Ein weiterer entscheidender Faktor ist das Schmerzniveau des Patienten vor der Operation. Je größer die Schmerzen des Patienten präoperativ sind, desto besser ist das Outcome (Maratt et al. (2015)). Neben den Erwartungen des Patienten an die Prothese, ist die Kinematik ebenfalls ein Faktor, welcher Einfluss auf das klinische Ergebnis hat (Steinbrück et al. (2014), Wang et al. (2007), Digennaro et al. (2014), Abdel et al. (2014)). So hängt die erfolgreiche Implantation einer Oberflächenprothese nicht nur von der Positionierung der Prothesenkomponenten ab, sondern auch vom Zusammenspiel zwischen der Bandführung und der Prothesenoberfläche (Thoma et al. (2000)).

Auch müssen die klinischen Scores betrachtet werden, welche sowohl eine subjektive Komponente enthalten, als auch mittlerweile einen sogenannten Ceiling Effekt aufweisen,

welche eine Aufschlüsselung zwischen sehr guten und herausragenden Ergebnissen kaum möglich machen (Matziolis and Röhner (2015)).

7 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lässt sich die Flexion der Femurkomponente in dieser Studie als ergebnisrelevant identifizieren. So zeigte sich, dass ein vermehrter femoraler Slope zu signifikant schlechteren funktionellen Ergebnissen führte. Dies war beim SC stärker als beim G2 ausgeprägt. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass beide Systeme mit möglichst geringem femoralen Slope eingebaut werden sollten. Zusätzlich lässt sich erkennen, dass dieser Einfluss bei der G2 Prothese tendenziell geringer, als bei der SC Prothese ausfällt. Hinsichtlich des tibialen Slopes und der funktionellen Ergebnisse zeigte sich für beide Prothesen kein Zusammenhang. Bezüglich des Patella Shifts lässt nur für das SC System eine signifikante Korrelation finden. Beim G2 fand sich kein solcher Zusammenhang, wahrscheinlich weil die Streuung des Patellashifts deutlich geringer ausfiel (Range 8,1mm vs. 9,5mm bei Standardabweichung 1,7mm vs. 3,1mm). Daher kann nicht geschlossen werden, dass ein Patella Shift beim G2 nicht zu schlechteren funktionellen Ergebnissen führt. Demzufolge lässt sich konkludieren, dass ein Patella shift möglichst vermieden werden und bei intraoperativen Vorliegen noch im OP korrigiert werden sollte. In Bezug auf den Insall Salvati Index korreliert dieser beim Scorpio mit dem KSS2, beim G2 aber nicht. Eventuell erlaubt somit das SC weniger Patella baja als das G2. Folglich könnte man interpretieren, dass die Einstellung der Gelenklinie beim SC kritischer zu prüfen ist, als beim G2.

In der Zusammenfassung wurde die Haupthypothese klinischer Unterschiede zwischen den untersuchten SR und MR Implantaten zwar abgelehnt, jedoch systemspezifische Unterschiede identifiziert. Diese können dem Operateur, bei der offensichtlich designspezifisch optimalen Implantatpositionierung, helfen.

Literaturverzeichnis

- Abdel, M. P., Oussedik, S., Parratte, S., Lustig, S., and Haddad, F. S. (2014). Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. *The bone & joint journal*, 96-B(7):857–862.
- Agneskirchner, J. D. and Lobenhoffer, P. (2004). Endoprothetik des kniegelenks. *Der Unfallchirurg*, 107(3):219–29; quiz 230–1.
- Baltzopoulos, V. (1995). Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(4):208–214.
- Bandi, W. (1982). *Die retropatellaren Kniegelenkschäden: Pathogenese, pathologische Anatomie, Klinik, Therapie und Begutachtung*, volume 4 of *Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie*. Huber, Bern [u.a.], 2., überarb. u. erg. aufl. edition.
- Bauer, T., Biau, D., Colmar, M., Poux, X., Hardy, P., and Lortat-Jacob, A. (2010). Influence of posterior condylar offset on knee flexion after cruciate-sacrificing mobile-bearing total knee replacement: a prospective analysis of 410 consecutive cases. *The Knee*, 17(6):375–380.
- Baumgartl, F. and Thiemel, G. (1993). *Untersuchung des Kniegelenks*. Georg Thieme, Stuttgart [etc.].
- Behrend, H., Giesinger, K., Giesinger, J. M., and Kuster, M. S. (2012). The "forgotten joint" as the ultimate goal in joint arthroplasty: validation of a new patient-reported outcome measure. *The Journal of arthroplasty*, 27(3):430–436.e1.
- Benninghoff, A. and Drenckhahn, D. (2008). *Taschenbuch Anatomie*. Elsevier Urban & Fischer, München, 1. aufl. edition.
- Berend, K. R., Lombardi, A. V., and Adams, J. B. (2013). Which total knee replacement implant should i pick? correcting the pathology: the role of knee bearing designs. *The bone & joint journal*, 95-B(11 Suppl A):129–132.

- Bergschmidt, P., Bader, R., Ganzer, D., Hauzeur, C., Lohmann, C. H., Krüger, A., Rüther, W., Tigani, D., Rani, N., Esteve, J. L., Prats, F. L., Zorzi, C., Madonna, V., Rigotti, S., Benazzo, F., Rossi, Stefano Marco Paolo, and Mittelmeier, W. (2015). Prospective multi-centre study on a composite ceramic femoral component in total knee arthroplasty: Five-year clinical and radiological outcomes. *The Knee*, 22(3):186–191.
- Bhandari, M., Pascale, W., Sprague, S., and Pascale, V. (2012). The genesis ii in primary total knee replacement: a systematic literature review of clinical outcomes. *The Knee*, 19(1):8–13.
- Bourne, R. B., Chesworth, B. M., Davis, A. M., Mahomed, N. N., and Charron, Kory D J (2010). Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clinical orthopaedics and related research*, 468(1):57–63.
- Cook, L. E., Klika, A. K., Szubski, C. R., Rosneck, J., Molloy, R., and Barsoum, W. K. (2012). Functional outcomes used to compare single radius and multiradius of curvature designs in total knee arthroplasty. *The journal of knee surgery*, 25(3):249–253.
- Debrunner, H. U. and Hepp, W. R. (1994). *Orthopädisches Diagnostikum: 82 Tabellen*. Thieme, Stuttgart, 6., Neubearb. und erw. Aufl. edition.
- Diegel, A. (18.06.2015a). Sgq / ergebnisse - leistungsbereiche - knie-totalendoprothesen-erstimplantation:
https://www.sgq.de/downloads/bundesauswertungen/2014/bu_gesamt_17n5-knie-tep_2014.pdf.
- Diegel, A. (18.06.2015b). Sgq / ergebnisse - leistungsbereiche - knie-totalendoprothesen-erstimplantation:
<https://www.sgq.de/ergebnisse/leistungsbereiche/knie-totalendoprothesen-erstimplantation.html>.
- Digennaro, V., Zambianchi, F., Marcovigi, A., Mugnai, R., Fiacchi, F., and Catani, F. (2014). Design and kinematics in total knee arthroplasty. *International orthopaedics*, 38(2):227–233.
- D’Lima, D. D., Poole, C., Chadha, H., Hermida, J. C., Mahar, A., and Colwell, C. W. (2001). Quadriceps moment arm and quadriceps forces after total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, (392):213–220.

- Eng, G. A., Lounici, S., Rao, A. R., and Collier, M. B. (2001). In vivo deterioration of tibial baseplate locking mechanisms in contemporary modular total knee components. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 83-A(11):1660–1665.
- Eymard, F., Charles-Nelson, A., Katsahian, S., Chevalier, X., and Bercovy, M. (2015). "forgotten knee" after total knee replacement: A pragmatic study from a single-centre cohort. *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme*.
- Fang, D. M., Ritter, M. A., and Davis, K. E. (2009). Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *The Journal of arthroplasty*, 24(6 Suppl):39–43.
- Geijsen, G J P, Heesterbeek, P J C, van Stralen, G., Anderson, P. G., and Wymenga, A. B. (2014). Do tibiofemoral contact point and posterior condylar offset influence outcome and range of motion in a mobile-bearing total knee arthroplasty? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 22(3):550–555.
- Gejo, R., Morita, Y., Matsushita, I., Sugimori, K., and Kimura, T. (2008). Joint gap changes with patellar tendon strain and patellar position during tka. *Clinical orthopaedics and related research*, 466(4):946–951.
- Gómez-Barrena, E., Fernandez-García, C., Fernandez-Bravo, A., Cutillas-Ruiz, R., and Bermejo-Fernandez, G. (2010). Functional performance with a single-radius femoral design total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 468(5):1214–1220.
- Goodfellow, J. and O'Connor, J. (1978). The mechanics of the knee and prosthesis design. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 60-B(3):358–369.
- Goyal, N., Patel, A. R., Yaffe, M. A., Luo, M. Y., and Stulberg, S. D. (2015). Does implant design influence the accuracy of patient specific instrumentation in total knee arthroplasty? *The Journal of arthroplasty*.
- Halewood, C., Risebury, M., Thomas, N. P., and Amis, A. A. (2014). Kinematic behaviour and soft tissue management in guided motion total knee replacement. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 22(12):3074–3082.
- Hamai, S., Miura, H., Higaki, H., Shimoto, T., Matsuda, S., and Iwamoto, Y. (2008). Evaluation of impingement of the anterior tibial post during gait in a posteriorly-stabilised total knee replacement. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 90(9):1180–1185.

- Hanson, G. R., Suggs, J. F., Kwon, Y.-M., Freiberg, A. A., and Li, G. (2007). In vivo anterior tibial post contact after posterior stabilizing total knee arthroplasty. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 25(11):1447–1453.
- Hopley, Colin D J, Crossett, L. S., and Chen, A. F. (2013). Long-term clinical outcomes and survivorship after total knee arthroplasty using a rotating platform knee prosthesis: a meta-analysis. *The Journal of arthroplasty*, 28(1):68–77.e1–3.
- Jerosch, J. (1999). *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. Springer, Berlin.
- Jo, A.-R., Song, E.-K., Lee, K.-B., Seo, H.-Y., Kim, S.-K., and Seon, J.-K. (2014). A comparison of stability and clinical outcomes in single-radius versus multi-radius femoral design for total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 29(12):2402–2406.
- Kapandji, I. A. (2009). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik : obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule*. Thieme, Stuttgart, 5. unveränd. aufl. edition.
- Kaper, B. P., Woolfrey, M., and Bourne, R. B. (2000). The effect of built-in external femoral rotation on patellofemoral tracking in the genesis ii total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 15(8):964–969.
- Kim, J.-H. (2013). Effect of posterior femoral condylar offset and posterior tibial slope on maximal flexion angle of the knee in posterior cruciate ligament sacrificing total knee arthroplasty. *Knee surgery & related research*, 25(2):54–59.
- Kong, C.-G., Park, S.-W., Yang, H., and In, Y. (2014). The effect of femoral component design on patellar tracking in total knee arthroplasty: Genesis ii prosthesis versus vanguard prosthesis. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 134(4):571–576.
- Larsen, B., Jacofsky, M. C., and Jacofsky, D. J. (2015). Quantitative, comparative assessment of gait between single-radius and multi-radius total knee arthroplasty designs. *The Journal of arthroplasty*, 30(6):1062–1067.
- Lozano-Calderón, S. A., Shen, J., Doumato, D. F., Greene, D. A., and Zelicof, S. B. (2013). Cruciate-retaining vs posterior-substituting inserts in total knee arthroplasty: functional outcome comparison. *The Journal of arthroplasty*, 28(2):234–242.e1.

- Maratt, J. D., Lee, Y.-Y., Lyman, S., and Westrich, G. H. (2015). Predictors of satisfaction following total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 30(7):1142–1145.
- Marmon, A. R., Milcarek, B. I., and Snyder-Mackler, L. (2014). Associations between knee extensor power and functional performance in patients after total knee arthroplasty and normal controls without knee pain. *International journal of sports physical therapy*, 9(2):168–178.
- Martin Sundberg, Lars Lidgren, Annette W-Dahl, and Otto Robertsson (2013). Annual report 2013: Swedisch knee arthroplasty register.
- Matziolis, G., Hube, R., Perka, C., and Matziolis, D. (2012). Increased flexion position of the femoral component reduces the flexion gap in total knee arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 20(6):1092–1096.
- Matziolis, G. and Röhner, E. (2015). Knie totalendoprothese 2014: Ergebnisse, erwartungen und komplikationen. *Der Orthopäde*, 44(4):255–260.
- Meftah, M., Ranawat, A. S., and Ranawat, C. S. (2011). The natural history of anterior knee pain in 2 posterior-stabilized, modular total knee arthroplasty designs. *The Journal of arthroplasty*, 26(8):1145–1148.
- Menschik, A. (1974). Mechanik des kniegelenkes. 1. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 112(3):481–495.
- Merican, A. M., Ghosh, K. M., Iranpour, F., Deehan, D. J., and Amis, A. A. (2011). The effect of femoral component rotation on the kinematics of the tibiofemoral and patellofemoral joints after total knee arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 19(9):1479–1487.
- Müller, W. and Morscher, E. (1982). *Das Knie: Form, Funktion und lga mentäre Wiederherstellungschirurgie*. Springer, Berlin [etc.].
- Naal, F. D., Impellizzeri, F. M., Lenze, U., Wellauer, V., Eisenhart-Rothe, R. v., and Leunig, M. (2015). Clinical improvement and satisfaction after total joint replacement: a prospective 12-month evaluation on the patients' perspective. *Quality of life research : an international journal of quality of life aspects of treatment, care and rehabilitation*.
- Naudie, Douglas D R, Ammeen, D. J., Engh, G. A., and Rorabeck, C. H. (2007). Wear and osteolysis around total knee arthroplasty. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15(1):53–64.

- Nisell, R., Németh, G., and Ohlsén, H. (1986). Joint forces in extension of the knee. analysis of a mechanical model. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 57(1):41–46.
- Noble, P. C., Gordon, M. J., Weiss, J. M., Reddix, R. N., Conditt, M. A., and Mathis, K. B. (2005). Does total knee replacement restore normal knee function? *Clinical orthopaedics and related research*, (431):157–165.
- O'Rourke, M. R., Callaghan, J. J., Goetz, D. D., Sullivan, P. M., and Johnston, R. C. (2002). Osteolysis associated with a cemented modular posterior-cruciate-substituting total knee design: Five to eight-year follow-up. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 84-A(8):1362–1371.
- Ostermeier, S. and Stukenborg-Colsman, C. (2011). Quadriceps force after tka with femoral single radius. *Acta orthopaedica*, 82(3):339–343.
- Ritter, M. A., Davis, K. E., Davis, P., Farris, A., Malinzak, R. A., Berend, M. E., and Meding, J. B. (2013). Preoperative malalignment increases risk of failure after total knee arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 95(2):126–131.
- Ritter, M. A., Lutgring, J. D., Davis, K. E., and Berend, M. E. (2008). The effect of postoperative range of motion on functional activities after posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 90(4):777–784.
- Schünke, M., Schulte, E., and Schumacher, U. (2011). *Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie*. Prometheus. Thieme, Stuttgart, 3., überarb. und erw. Aufl. edition.
- Skoffler, B., Dalgas, U., Mechlenburg, I., Søballe, K., and Maribo, T. (2015). Functional performance is associated with both knee extensor and flexor muscle strength in patients scheduled for total knee arthroplasty: A cross-sectional study. *Journal of rehabilitation medicine*, 47(5):454–459.
- Smith&Nephew, D. (14.08.2015). Das smith & nephew kniesystem genesis ii | smith & nephew:
<http://www.smith-nephew.com/deutschland/fachgebiete/orthopadie/knieendoprothetik/tri-kompartimenteller-gelenkersatz/genesis-ii/>.

- Springorum, H.-R., Rath, B., Baier, C., Lechler, P., Lüring, C., and Grifka, J. (2011). Patellofemoraler schmerz nach primärer knieendoprothetik: Behandlungsalgorithmus und literaturüberblick. *Der Orthopäde*, 40(10):907–11, 914–6.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Catani, F., and Leardini, A. (2010). Can patellar tendon angle reveal sagittal kinematics in total knee arthroplasty? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 18(7):949–954.
- Steinbrück, A., Schröder, C., Woiczinski, M., Fottner, A., Müller, P. E., and Jansson, V. (2014). The effect of trochlea tilting on patellofemoral contact patterns after total knee arthroplasty: an in vitro study. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 134(6):867–872.
- Stoddard, J. E., Deehan, D. J., Bull, Anthony M J, McCaskie, A. W., and Amis, A. A. (2013). The kinematics and stability of single-radius versus multi-radius femoral components related to mid-range instability after tka. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 31(1):53–58.
- Strobel, M. and Stedtfeld, H.-W. (1988). *Diagnostik des verletzten Kniegelenkes*. Marseille, München.
- Stryker, S. N. (14.08.2015b). Primary knee systems - scorpio nrg : Stryker: <https://www.stryker.com/en-us/products/orthopaedics/kneereplacement/primary/scorpionrg/index.htm>.
- Stryker, S. N. (26.08.2015a). Primary knee systems - scorpio nrg : Stryker: <https://www.stryker.com/en-us/divisions/orthopaedics/surgicaltechniquelibrary/index.htm>.
- Thoma, W., Schreiber, S., and Hovy, L. (2000). Computergestützte implantatpositionierung in der knieendoprothetik. kinematische analyse zur optimierung der operationstechnik. *Der Orthopäde*, 29(7):614–626.
- Vahtrik, D., Gapeyeva, H., Ereline, J., and Pääsuke, M. (2014). Relationship between leg extensor muscle strength and knee joint loading during gait before and after total knee arthroplasty. *The Knee*, 21(1):216–220.
- Victor, J., Banks, S., and Bellemans, J. (2005). Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 87(5):646–655.

- Victor, J., Ghijselings, S., Tajdar, F., van Damme, G., Deprez, P., Arnout, N., and van der Straeten, C. (2014). Total knee arthroplasty at 15-17 years: does implant design affect outcome? *International orthopaedics*, 38(2):235–241.
- Vissers, M. M., Bussmann, J. B., Verhaar, Jan A N, Busschbach, Jan J V, Bierma-Zeinstra, Sita M A, and Reijman, M. (2012). Psychological factors affecting the outcome of total hip and knee arthroplasty: a systematic review. *Seminars in arthritis and rheumatism*, 41(4):576–588.
- Wang, X.-f., Chen, B.-c., Shi, C.-x., Gao, S.-j., Shao, D.-c., Li, T., Lu, B., and Chen, J.-q. (2007). [effect of increased posterior tibial slope or partial posterior cruciate ligament release on knee kinematics of total knee arthroplasty]. *Zhonghua wai ke za zhi [Chinese journal of surgery]*, 45(12):839–842.
- Wolterbeek, N., Garling, E. H., Mertens, B. J., Nelissen, R G H H, and Valstar, E. R. (2012). Kinematics and early migration in single-radius mobile- and fixed-bearing total knee prostheses. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(4):398–402.
- Yamakado, K., Worland, R. L., Jessup, D. E., Diaz-Borjon, E., and Pinilla, R. (2003). Tight posterior cruciate ligament in posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty: a cause of posteromedial subluxation of the femur. *The Journal of arthroplasty*, 18(5):570–574.
- Zimmermann, F., Schwenninger, C., Nolten, U., Firmbach, F. P., Elfring, R., and Radermacher, K. (2012). A new approach to implant alignment and ligament balancing in total knee arthroplasty focussing on joint loads. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 57(4):283–291.

8 Anhang

8.1 Scores

Knee Society Score

Teil 1 - Knee Score

Schmerzen	Bewertungspunkte
keine	50
gelegentlich leichte	45
leichte (beim Treppensteigen)	40
leichte (beim Gehen und Treppen)	30
gelegentlich mäßige	20
kontinuierlich mäßige	10
starke	0

Flexionskontraktur (passiv, falls vorhanden)	Bewertungspunkte
5 - 10	-2
10 - 15	-5
16 - 20	-10
> 20	-15

Streckdefizit -	Bewertungspunkte
< 10	-5
10 - 20	-10
> 20	-15

Bewegungsumfang - Extension/Flexion
je 5° = 1 Punkt, max. 125 ° ≙ max. 25 Punkte)
E/F = (Bewegungsumfang in °) / 5 = Punkte

Stabilität (maximale Bewegung in jeder Position)	Bewertungspunkte
antero-posterior - in mm	
< 5	10
5 - 10	5
> 10	0
mediolateral - in Grad °	
< 5	15
6 - 9	10
10 - 14	5
15	0

Knee Society Score

Teil 2 - Function Score

Gehen	Bewertungspunkte
uneingeschränkt	50
> 1.000 m	40
500 m - 1.000 m	30
< 500 m	20
an das Haus gefesselt	10
unfähig	0

Treppensteigen	Bewertungspunkte
normal auf und ab	50
normal auf und ab mit Geländer	40
auf und ab mit Geländer	30
auf mit Geländer, ab nicht möglich	15
keine Treppen möglich	0

Gehhilfen genutzt	Bewertungspunkte
keine	0
einen Gehtsock	-5
zwei Gehstöcke	-10
Krücke / Gehbank / Rollator	-20

WOMAC

- Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthristis Index

Schmerzfragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie in den betroffenen Kniegelenken 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.)

1. Gehen auf ebenen Boden

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. Nachts im Bett

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Sitzen oder Liegen

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5. Aufrecht stehen

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Steifheit

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

1. Wie stark ist Ihre Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

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

keine	leicht	moderat	stark	extrem
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

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 Ihren Kniegelenken verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.)

1. Treppen hinuntersteigen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. Treppensteigen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. Aus dem Sitzen aufstehen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Stehen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5. Herunterbeugen/ Aufheben eines Objektes

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

6. Gehen auf ebenen Boden

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

7. Ein- / Aussteigen vom Auto

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

8. Einkaufen gehen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

9. Socken anziehen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

10. Aus dem Bett aufstehen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

11. Socken ausziehen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

12. Liegen im Bett

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

13. Hinein- / hinausgehen aus der Badewanne

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

14. Sitzen

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

15. Hinsetzen/ aufstehen von der Toilette

keine	leichte	moderate	starke	extreme
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

16. Schwere körperliche Anstrengung (Kisten tragen, Boden putzen, etc.)

niemals	selten	manchmal	oft	immer
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

17. Leichte körperliche Anstrengung (Kochen, Staub wischen, etc.)

niemals	selten	manchmal	oft	immer
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

HSS - Hospital for Special Surgery Score

Schmerz	Bewertungspunkte
keiner	30
keiner beim Gehen	15
leichter beim Gehen	10
moderater beim Gehen	5
starker beim Gehen	0
keiner im Ruhezustand	15
leichter im Ruhezustand	10
moderater im Ruhezustand	5
starker im Ruhezustand	0
Funktion	Bewertungspunkte
Gehen und Stehen uneingeschränkt	12
Gehen 500 - 1.000m und Stehen zeitweise (< 1/2 Stunde)	10
Gehen 200 - 500m und Stehen bis zu 1/2 Stunde	8
Gehen < 200m	4
Gehen nicht möglich	0
Treppensteigen	5
Treppensteigen mit Unterstützung	2
Transferaktivität	5
Transferaktivität mit Unterstützung	2
Bewegungsumfang	
1 Punkt für je 8° Beugungswinkel - max. 18 Punkte	
Streckkraft	Bewertungspunkte
gut: Bewegung im vollem Umfang, gegen starken Widerstand	10
gut: Bewegung im vollem Umfang, gegen leichten Widerstand	8
befriedigend: Bewegung im vollem Umfang, entgegen der Schwerkraft	4
keine Bewegung im vollem Umfang	0
Beugekontraktur	Bewertungspunkte
keine Kontraktur	10
< 5°	8
5 - 10°	5
≥ 11°	0
Instabilität	Bewertungspunkte
keine	10
leicht: 0 - 5°	8
moderat: 6 - 15°	5
stark: ≥ 16°	0

HSS - Hospital for Special Surgery Score

Unterstützung	Bewertungspunkte
einen Gehstock	1
eine Krücke	2
zwei Krücken	3
Streckdefizit von 5°	2
Streckdefizit von 10°	3
Streckdefizit von 15°	5
je: 5° Varus	1
je: 5° Valgus	1

8.2 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor G. Matziolis für die Überlassung des Dissertationsthemas, seine exzellente Betreuung sowie seiner Unterstützung während der Erstellung dieser Arbeit.

Meinem Vater Herrn Dr. U. Weigert danke ich für seine hilfreiche Kritik, die Beratung und die anregenden Diskussionen während der Erstellung dieser Arbeit.

8.3 Tabellarischer Lebenslauf

8.3.1 Persönliche Daten

Name: Maximilian Weigert

Geburtsdatum: 02.06.1989

Geburtsort: Berlin

Staatsangehörigkeit: deutsch

Anschrift: Frankenallee 213, 60326 Frankfurt am Main

Familienstand: ledig

8.3.2 Schulausbildung

08/1996 – 06/2001 Bernhard Grzimek Grundschule, Berlin

08/2001 – 06/2008 Geschwister-Scholl Gymnasium, Fürstenwalde/Spree

05/2008 Abitur

8.3.3 Studium

04/2009 - 11/2015 Studium der Humanmedizin an der FAU Erlangen

09/2011 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

10/2015 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

11/2014 – 03/2015 Tertian Chirurgie (Kantonsspital Luzern)

03/2015 – 06/2015 Orthopädie/Unfallchirurgie (Waldkrankenhaus "Rudolf Elle")

06/2015 – 10/2015 Tertian Innere Medizin (Universitätsklinikum Erlangen)

11/2015 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Abbildungsverzeichnis

4.1	Genesis II-Prothese	14
4.2	Scorpio NRG-Prothese	15
4.3	OP Situs	17
4.4	Femurprobeteil	17
4.5	korrekter Sitz einer Prothese	22
5.1	Altersverteilung	25
5.2	KSS Gruppenvergleich	26
5.3	WOMAC Gruppenvergleich	27
5.4	HSS Gruppenvergleich	28
5.5	Zufriedenheit	29
5.6	Schmerzen	30
5.7	SC KSS1 vs. PFS	32
5.8	SC HSS vs. PFS	33
5.9	SC Zufriedenheit vs. PFS	33
5.10	SC Womac vs. PFS	34
5.11	SC Schmerzen vs. PFS	34
5.12	SC HSS vs. Patella shift	35
5.13	SC KSS 2 vs. Patella shift	35
5.14	SC Zufriedenheit vs. Patella shift	36
5.15	SC Schmerzen vs. Patella shift	36
5.16	SC KSS ges. vs. Patella shift	37
5.17	SC KSS2 vs. Insall salvati	37
5.18	G2 Zufriedenheit vs. PFS	38
5.19	G2 KSS1 vs. PFS	38

9 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass:

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. med. Georg Matziolis, Dr. med. Ulrich K. Weigert
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
- ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Frankfurt, am 9. Dezember 2015

Maximilian Weigert