

**Materialabhängigkeit implantatassoziiertes  
Artefakte im MRT am Beispiel metallischer vs.  
keramischer Knie-Endoprothesen**

Lehrstuhl für Orthopädie mit Orthopädischer Chirurgie  
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Univ. Prof. Dr. med. Raimund Forst

**Der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg**

**zur**

**Erlangung des Doktorgrades Dr. med.**

**vorgelegt von**

**Claudius Johannes Pfluger**

Als Dissertation genehmigt von der  
Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

Vorsitzender des Promotionsorgans: Prof. Dr. Markus F. Neurath

Gutachter: Prof. Dr. Raimund Forst

Gutachter: Prof. Dr. Stefan Sesselmann

Tag der mündlichen Prüfung: 28. Juni 2022

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>1</b>
1.1	Hintergrund und Ziele	1
1.2	Material und Methoden	1
1.3	Ergebnisse und Beobachtungen	2
1.4	Schlussfolgerungen	4
<b>2</b>	<b>Summary</b>	<b>5</b>
2.1	Aim and background	5
2.2	Material and Methods	5
2.3	Results	6
2.4	Conclusion	7
<b>3</b>	<b>Einleitung</b>	<b>9</b>
3.1	Fragestellung und Hypothesen	10
<b>4</b>	<b>Stand in Forschung und Technik</b>	<b>12</b>
4.1	<b>Ursachen für Beschwerden nach Knie-TEP-Implantation</b>	<b>12</b>
4.1.1	Aseptische Endoprothesenlockerung	12
4.1.2	Periprothetische Infektion	13
4.1.3	Extraartikuläre Störungen	15
4.2	<b>Ursachen für metallbedingte Artefakte im MRT bei orthopädischen Fragestellungen und Ansätze zur Artefakt-Vermeidung/Unterdrückung</b>	<b>16</b>
4.2.1	Einführung	16
4.2.2	Entstehung der Artefakte	17
4.2.3	Artefakttypen	18
4.2.4	Einfache Artefaktkorrektur	18
4.2.5	Fortgeschrittene Techniken	19
4.3	<b>Verhalten von Keramiken im MRT bzgl. Artefaktbildung</b>	<b>21</b>
<b>5</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>24</b>
5.1	Verwendetes MRT und verschiedene Sequenzen	24
5.2	Verwendete Endoprothesen	25

5.3	Endoprothesen in Gel	26
5.4	Endoprothesen in (Formalin) Leichenknie	27
5.5	Endoprothesen in (gefrorenem) Leichenknie	28
5.6	Beobachtungsprotokoll	29
5.7	Auswertung	31
5.8	Statistik	32
6	Ergebnisse	33
6.1	Volumenmessung der Endoprothesen im Gel	33
6.2	Endoprothesen in (Formalin)Leichenknie	36
6.3	Endoprothesen in (gefrorenem) Leichenknie	37
6.3.1	Auswertung anatomischer Strukturen	37
7	Diskussion	56
8	Literaturverzeichnis	62
9	Abkürzungsverzeichnis	69
10	Tabellenverzeichnis	72
11	Abbildungsverzeichnis	76
12	Anhang	79
13	Danksagung	81

# 1 Zusammenfassung

## 1.1 Hintergrund und Ziele

Laut Statistischem Bundesamt werden in Deutschland jährlich mehr als 197.000 Knie-Totalendoprothesen implantiert [1]. Gegenstand vieler Studien sind postoperative Schmerzen und Komplikationen, da sich bis zu einem Drittel der untersuchten Patienten unzufrieden mit dem Operationsergebnis zeigten, wobei sowohl anhaltende oder intermittierende Schmerzen als auch Einschränkungen der Beweglichkeit als Grund genannt wurden [2-3]. Aufgrund postoperativer Beschwerden nach Implantation einer Knie-Totalendoprothese erhalten viele Patienten im Verlauf eine erweiterte Diagnostik mittels Magnetresonanztomographie (MRT), welche aber wegen der entstehenden Artefakte Probleme in der Beurteilbarkeit mit sich bringt. Kamishima et al. [4] verglichen 2010 zwei Knie-Totalendoprothesen im Gelphantom. Sie konnten zeigen, dass Keramikimplantate zu weniger Artefakten im MRT führen als Metallimplantate. Um eine Aussage zur Beurteilbarkeit der das Implantat umgebenden anatomischen Strukturen treffen zu können, müssen jedoch weitere Untersuchungen erfolgen. Ziel dieser Arbeit war im anatomischen Modell herauszufinden, ob die Keramik-Knie-Totalendoprothese (TEP) weniger Artefakte als eine Standard Metall-Knie-TEP verursacht und ob hierdurch eine bessere Beurteilbarkeit der MRT-Aufnahmen erfolgen kann. Dabei wurde im Leichenknie die qualitative und quantitative Beurteilbarkeit der MRT-Aufnahmen untersucht und geprüft, ob durch den Einsatz einer artefaktunterdrückenden Sequenz eine Verbesserung der Bildqualität erzielt werden kann.

## 1.2 Material und Methoden

Die MRT-Aufnahmen dieser Arbeit erfolgten mit einem MRT der Firma Siemens Healthcare vom Typ Magnetom Aera 1,5 Tesla (T). Alle MRT-Aufnahmen wurden mittels Standardsequenz und zusätzlich mit einer artefaktunterdrückenden Sequenz angefertigt. Bei der hier verwendeten artefaktunterdrückenden Sequenz handelt es sich um die Slice Encoding for

Metal Artifact Correction (SEMAC). In dieser Arbeit wurden zwei verschiedene Knie totalendoprothesen-Modelle untersucht: eine aus einer Kobaltchrom-Legierung und eine baugleiche aus BIOLOX®delta, einer Hochleistungskeramik der vierten Generation. Hierbei handelt es sich um die beiden baugleichen Knie totalendoprothesen Brehm-Präzisions-Kniesystem (BPK-S) Integration der Firma Peter Brehm, Weißendorf. Zunächst wurden Gelphantome gegossen, in welchen sich die zuvor genannten Endoprothesen befanden. Anschließend wurden MRT-Aufnahmen angefertigt und mit Hilfe der Software aycan Osirix und Chimaera (Chimaera GmbH, Erlangen) Artefaktvolumenmessungen durchgeführt und mit den Herstellerangaben verglichen. In weiteren Experimenten wurden die beiden Knie totalendoprothesen in Leichenkniegelenken implantiert, wofür sowohl in Formalin eingelegte als auch gefrorene Leichenkniegelenke verwendet wurden. Anschließend wurden MRT-Aufnahmen angefertigt und ausgewertet. Die Untersucher bewerteten anatomische Strukturen anhand eines Beobachtungsprotokolls, welches auf einer 5-Punkte-Skala basiert. Es erfolgte sowohl eine quantitative als auch eine qualitative Beurteilung der angefertigten Aufnahmen. Diese MRT-Aufnahmen wurden anhand der Intrarater-Reliabilität und Interrater-Reliabilität untersucht. Bei der Intrarater-Reliabilität hat ein Untersucher in einem Zeitraum von 10 Wochen einmal wöchentlich die Aufnahmen ausgewertet. Im Rahmen der Interrater-Reliabilität haben sechs Untersucher die Aufnahmen einmalig bewertet. Die Ergebnisse wurden als Fluktuationsdiagramm und als Barplot dargestellt. Zur statistischen Vergleichbarkeit wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet.

### 1.3 Ergebnisse und Beobachtungen

Bei der Volumenmessung konnte für den femoralen Anteil der Metallknie-TEP in der Standardsequenz ein Implantatvolumen von  $177,2 \text{ cm}^3$  und für den tibialen Anteil von  $104,99 \text{ cm}^3$  gemessen werden. Im Vergleich dazu gibt der Hersteller das Volumen für den femoralen Anteil mit  $31,453 \text{ cm}^3$  und für den tibialen Anteil mit  $17,866 \text{ cm}^3$  an. Bei der Keramiknie-TEP lag das gemessene Volumen femoral bei  $38 \text{ cm}^3$  und tibial bei  $21,2 \text{ cm}^3$ , im Vergleich

dazu ist die Herstellerangabe femoral bei 33,175 cm<sup>3</sup> und tibial bei 19,857 cm<sup>3</sup>. Mittels Artefaktunterdrückung wurde das gemessene Volumen beim femoralen Anteil der Metallknie-TEP mit 50,24 cm<sup>3</sup> und tibial mit 19,9 cm<sup>3</sup> ermittelt. Der Hersteller gibt hierfür femoral 31,453 cm<sup>3</sup> und tibial 17,866 cm<sup>3</sup> an. Beim femoralen Anteil der Keramiknie-TEP wurden 36,6 cm<sup>3</sup> und tibial 15,98 cm<sup>3</sup> gemessen, vom Hersteller sind femoral 33,175 cm<sup>3</sup> und tibial 19,857 cm<sup>3</sup> angegeben. Bei der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen konnte anhand der 5-Punkte-Skala für die Intrarater-Reliabilität bei einer Metallknie-TEP mit Standardsequenz ein Mittelwert (MW) von 3,8 und ein Übereinstimmungskoeffizient von 18 % gezeigt werden. Mit der SEMAC-Sequenz konnte ein MW von 2,4 und eine 27 %ige Übereinstimmung erreicht werden. Die besten Ergebnisse mit einer Übereinstimmung von 91 % und einem MW von 1,0 konnten bei der Keramiknie-TEP mit der Standardsequenz erzielt werden, während sich mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC nur eine Übereinstimmung von 36 % und ein MW von 1,3 ergab. Bei der qualitativen Auswertung ergab sich bei der Intrarater-Reliabilität anhand der 5-Punkte-Skala für die Metallknie-TEP in der Standardsequenz ein MW von 3,1 und mit der Artefaktunterdrückung SEMAC ein MW von 2,7. Die Aufnahmen der Keramiknie-TEP erreichten mit der Standardsequenz einen MW von 1,1 und mit der SEMAC-Sequenz einen MW von 2,0. Bei der Interrater-Reliabilität zeigten die sechs Untersucher bei der Metallknie-TEP mit Standardsequenz einen MW von 3,5 und einen Übereinstimmungskoeffizient von 18 %, mit der SEMAC-Sequenz konnte ein MW von 2,1 und eine 36 %ige Übereinstimmung erzielt werden. Die besten Ergebnisse mit einem MW von 1,0 und einer Übereinstimmung von 91 % konnten bei der Keramiknie-TEP mit der Standardsequenz erreicht werden, während mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC lediglich ein MW von 1,3 und eine Übereinstimmung von 27 % vorlagen. Bei der qualitativen Auswertung ergab sich bei der Interrater-Reliabilität anhand der 5-Punkte-Skala für die Metallknie-TEP in der Standardsequenz ein MW von 3,1 und mit der Artefaktunterdrückung SEMAC ein MW von 2,5. Die Aufnahmen der Keramiknie-TEP erreichten mit der Standardsequenz einen MW von 1,2 und mit der SEMAC-Sequenz einen MW von 2,1.

## 1.4 Schlussfolgerungen

Durch diese Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Keramiknie-TEP in allen Untersuchungen dieser Studie zu weniger Artefakten im MRT führt als die Metallknie-TEP. Sowohl in der Untersuchung im Gelphantom als auch im Leichenkniegelenk konnten die besten MRT-Aufnahmen mit der Keramiknie-TEP erzielt werden. Bei der Untersuchung im Leichenkniegelenk konnte experimentell nachgewiesen werden, dass bei implantierter Keramiknie-TEP im Vergleich zur Metallknie-TEP eine qualitativ und quantitativ bessere Beurteilbarkeit der Aufnahmen erfolgen kann. Die bessere Beurteilbarkeit nach Implantation einer Keramiknie-TEP unterstützt im klinischen Alltag eine sichere Befundung der den Implantaten anliegenden anatomischen Strukturen und frühzeitige Erkennung von endoprothesenassoziierten Komplikationen. Bei der Keramiknie-TEP erreichte man bereits mit der Standard MRT-Sequenz eine sehr gute Beurteilbarkeit. Dagegen zeigten sich bei einer Metallknie-TEP in der Standardsequenz im MRT jedoch ausgeprägte Artefakte. Durch die Anwendung einer artefaktunterdrückenden Sequenz, wie zum Beispiel SEMAC, im Vergleich zur Standardsequenz konnte eine deutlich verbesserte Beurteilbarkeit erreicht werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit eröffnen die bildgebende Möglichkeit zu einer einfacheren Diagnostik und damit Behandlung unklarer Schmerzzustände nach Endoprothesenimplantation.

## 2 Summary

### 2.1 Aim and background

According to the Federal Statistical Office, more than 197,000 total knee arthroplasties are implanted in Germany every year [1]. Postoperative pain and complications are the subject of many studies, as up to a third of the patients examined were dissatisfied with the outcome of the operation, with persistent or intermittent pain and restricted mobility being cited as the reason [2-3]. Due to postoperative complaints after the implantation of a total knee prosthesis, many patients receive extended diagnostics using magnetic resonance imaging (MRT), which, however, entails problems in assessing the artefacts that arise. Kamishima et al. [4] compared two total knee arthroplasties in a gel phantom in 2010. They were able to show that ceramic implants lead to fewer artefacts in the MRI than metal implants. In order to be able to make a statement on the assessability of the anatomical structures surrounding the implant, however, further investigations must be carried out. The aim of this work was to find out in the anatomical model whether the ceramic total knee endoprosthesis (TEP) causes fewer artefacts than a standard metal knee TKA and whether this can lead to a better assessment of the MRI images. The qualitative and quantitative assessment of the MRI images was examined in the knee of a cadaver and it was examined whether the use of an artifact-suppressing sequence could improve the image quality.

### 2.2 Material and Methods

The MRI images of this work were taken with an MRI from Siemens Healthcare of the type Magnetom Aera 1.5 Tesla (T). All MRI images were made using a standard sequence and an additional artefact-suppressing sequence. The artifact-suppressing sequence used here is Slice Encoding for Metal Artifact Correction (SEMAC). In this work, two different total knee endoprosthesis models were examined: one made of a cobalt-chrome alloy and an identical one made of BIOLOX®delta, a fourth-generation high-performance ceramic. These are the two identical total knee endoprosthesis Brehm precision knee system (BPK-S) integration of the company Peter Brehm, Weißendorf. First, gel phantoms were cast, in which the aforementioned endoprosthesis were

located. MRI images were then taken and artifact volume measurements were carried out using the software aycan Osirix and Chimaera (Chimaera GmbH, Erlangen) and compared with the manufacturer's specifications. In further experiments, the two total knee arthroplasties were implanted in cadaver knee joints using both formalin-soaked and frozen cadaver knee joints. MRI images were then taken and evaluated. The investigators rated anatomical structures using an observation protocol based on a 5-point scale. A quantitative as well as a qualitative assessment of the recordings made was carried out. These MRI images were analyzed using intrarater reliability and interrater reliability. For intrarater reliability, an examiner evaluated the recordings once a week over a period of 10 weeks. Within the framework of the interrater reliability, six examiners evaluated the recordings once. The results were presented as a fluctuation diagram and as a bar plot. The agreement coefficient was calculated for statistical comparability.

### 2.3 Results

When measuring the volume, an implant volume of 177.2 cm<sup>3</sup> was measured for the femoral portion of the metal knee THA in the standard sequence and 104.99 cm<sup>3</sup> for the tibial portion. In comparison, the manufacturer specifies the volume for the femoral portion as 31.453 cm<sup>3</sup> and for the tibial portion as 17.866 cm<sup>3</sup>. With the ceramic knee TEP, the measured volume was 38 cm<sup>3</sup> femoral and 21.2 cm<sup>3</sup> tibial, in comparison, the manufacturer's specification is 33.175 cm<sup>3</sup> femoral and 19.857 cm<sup>3</sup> tibial. Using artifact suppression, the measured volume was determined to be 50.24 cm<sup>3</sup> for the femoral portion of the metal knee TKA and 19.9 cm<sup>3</sup> for the tibial portion. The manufacturer specifies 31.453 cm<sup>3</sup> femoral and 17.866 cm<sup>3</sup> tibial. The femoral portion of the ceramic knee THA measured 36.6 cm<sup>3</sup> and tibial 15.98 cm<sup>3</sup>; the manufacturer specified femoral 33.175 cm<sup>3</sup> and tibial 19.857 cm<sup>3</sup>. In the quantitative evaluation of the anatomical structures, a mean (MV) of 3.8 and a coefficient of agreement of 18% could be shown using the 5-point scale for the intrarater reliability for a metal knee TEP with a standard sequence. With the SEMAC sequence, a mean value of 2.4 and a 27% agreement could be achieved. The best results with a 91% agreement and a mean value of 1.0 could be achieved with the ceramic knee TKA with the standard sequence, while with the artifact-

suppressing sequence SEMAC only an agreement of 36% and a mean value of 1.3 resulted. In the qualitative evaluation, the intrarater reliability using the 5-point scale for the metal knee TEP in the standard sequence yielded an MV of 3.1 and with the artifact suppression SEMAC an MV of 2.7. Ceramic knee TKA images achieved MW 1.1 with the standard sequence and MW 2.0 with the SEMAC sequence. In terms of interrater reliability, the six examiners showed an MV of 3.5 and an agreement coefficient of 18% with the metal knee TEP with the standard sequence, and with the SEMAC sequence they were able to achieve an MV of 2.1 and 36% agreement will. The best results with a MW of 1.0 and 91% agreement were achieved with the ceramic knee TKA with the standard sequence, while only a MW of 1.3 and 27% agreement were available with the artefact-suppressing sequence SEMAC. In the qualitative evaluation, the interrater reliability using the 5-point scale for the metal knee TEP in the standard sequence resulted in an MV of 3.1 and with the artifact suppression SEMAC an MV of 2.5. The ceramic knee TKA images achieved a mean value of 1.2 with the standard sequence and a mean value of 2.1 with the SEMAC sequence.

## 2.4 Conclusion

This work was able to show that the ceramic knee TEP leads to fewer artefacts in the MRI than the metal knee TEP in all investigations of this study. Both in the examination in the gel phantom and in the cadaver knee joint, the best MRI images were obtained with the ceramic knee TEP. During the examination of the cadaver knee joint, it could be experimentally proven that with an implanted ceramic knee TEP, a qualitatively and quantitatively better assessment of the recordings can be made compared to a metal knee TEP. The better assessment after implantation of a ceramic knee TEP supports a reliable diagnosis of the anatomical structures adjacent to the implants and early detection of endoprosthesis-associated complications in everyday clinical practice. With the ceramic knee TEP, a very good assessment was already achieved with the standard MRI sequence. In contrast, in the case of a metal knee TEP, pronounced artefacts were found in the standard sequence in the MRI. By using an artifact-suppressing sequence, such as SEMAC, compared to the standard sequence, a significantly improved assessment could be achieved.

The results of this work open up the imaging possibility for a simpler diagnosis and thus treatment of unclear pain conditions after endoprosthesis implantation.

### 3 Einleitung

Laut Statistischem Bundesamt wurden im Jahr 2020 in Deutschland 197.067 Knie totalendoprothesen implantiert [1]. Unzufrieden mit dem Operationsergebnis äußerten sich in Studien zwischen 16,5 % und 33 % der untersuchten Patienten, wobei sowohl anhaltende oder intermittierende Schmerzen als auch Einschränkungen der Beweglichkeit als Grund genannt wurden [2-3]. Diese Befunde erforderten zum Teil Wechseloperationen. So wurden im Jahr 2020 173.625 Kniegelenkerstimplantationen und 23.442 Revisionseingriffe mit Wechsel oder Entfernung einer Endoprothese durchgeführt [1]. Im Jahr 2020 wurden dem Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) 111.365 Dokumentationen über endoprothetische Ersteingriffe und 13.767 Wechseloperationen am Knie gemeldet. Mit 23,4 % war die aseptische Lockerung einer oder mehrerer Komponenten der am häufigsten genannte Grund für eine Wechseloperation, gefolgt von der periprothetischen Infektion mit 14,9 %, Bandinstabilität (8,9 %), Implantatverschleiß (5,4 %) und Bewegungseinschränkung im Kniegelenk (4,8 %) [5]. Gute Langzeitergebnisse nach Knie totalendoprothesen sind modernen Operationstechniken, der korrekten Indikationsstellung mit möglichst individuell auf den jeweiligen Patienten abgestellten Aufklärung unter Beachtung dessen Erwartungen und Komorbiditäten, neuen Implantaten und verbesserten Instrumenten zu verdanken. [6-7]. Nach Austin et al. [8] sind Polyethylenverschleiß, Lockerung, Instabilität und Infektion führende Ursachen für Knie-TEP-Revisionen. Diese eruiierbaren Ursachen sind mit aktuellen, den jeweils gebotenen Therapieansätzen zu lösen. Bei Polyethylenverschleiß muss ein Wechsel des Polyethylens durchgeführt werden. Ist eine Lockerung der Endoprothese aufgetreten müssen die Prothesenkomponenten ausgetauscht und neu fixiert werden. Bei Instabilität muss auf eine gekoppelte Endoprothese gewechselt werden [9]. Handelt es sich um eine periprothetische Infektion muss nach einem strengen Therapiekonzept gehandelt werden. Abhängig davon, ob ein Früh- oder Spätinfekt aufgetreten ist, kann u.U. – je nach Keim – nach Débridement endoprothesenerhaltend vorgegangen werden oder es muss ein mitunter mehrzeitiger Endoprothesenwechsel erfolgen [10]. Trotz in großer Zahl guter

Ergebnisse werden in ca. 20 % der Fälle anhaltende postoperative Schmerzen nach Kniegelenkersatzoperationen beklagt [11-12]. Die Unzufriedenheit dieser Patienten stellt die behandelnden Ärzte mitunter vor diagnostische und damit auch differentialtherapeutische Schwierigkeiten. Schmerzen unklarer Genese bedürfen einer weiteren Abklärung [6]. Dieses Problem stellt die Grundlage für die folgenden Hypothesen dar.

### 3.1 Fragestellung und Hypothesen

Bislang werden in der Endoprothetik Knie totalendoprothesen standardmäßig aus Metall verwendet. Aufgrund ungeklärter Beschwerden nach Knieprothesenimplantation bei bis zu einem Drittel der Patienten erhalten viele dieser Patienten im Verlauf eine erweiterte Diagnostik mittels MRT [2-3]. Wegen der entstehenden Artefakte im MRT lassen diese Aufnahmen jedoch keine oder nur sehr eingeschränkte Aussagen über die an das Implantat angrenzenden Weichteilstrukturen zu. Den Artefakten und anderen Endoprothesen assoziierten Komplikationen geschuldet spielen auch neue Prothesenmaterialien eine Rolle. Aus diesem Grund soll im Rahmen dieser Arbeit das Artefaktverhalten von Metall und Keramik im MRT untersucht werden. Somit liegen dieser Arbeit folgende Hypothesen zugrunde:

1: Erzeugt eine Keramiknie-TEP im MRT weniger Artefaktvolumen als eine Metallnie-TEP?

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Hypothese aufgestellt, dass die Keramiknie-TEP bei der Untersuchung im Gelphantom im MRT deutlich weniger Artefaktvolumen erzeugt als die Metallnie-TEP.

2: Sind aufgrund der geringeren Artefakte die angrenzenden anatomischen Strukturen im Leichenkniegelenk bei der Keramiknie-TEP besser zu beurteilen als bei der Metallnie-TEP?

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Hypothese aufgestellt, dass bei der Untersuchung im MRT am Leichenkniegelenk die anatomischen Strukturen

bei implantierter Keramiknie-TEP deutlich besser zu beurteilen sind als bei der Metallknie-TEP.

3: Liefert eine artefaktunterdrückende Sequenz bei der Metallknie-TEP eine Verbesserung der Bildqualität und somit eine Verbesserung der Beurteilbarkeit?

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Hypothese aufgestellt, dass durch eine artefaktunterdrückende Sequenz bei der Metallknie-TEP eine signifikante Verbesserung der Bildqualität und damit einhergehend eine Verbesserung der Beurteilbarkeit erreicht werden kann.

## 4 Stand in Forschung und Technik

### 4.1 Ursachen für Beschwerden nach Knie-TEP-Implantation

#### 4.1.1 Aseptische Endoprothesenlockerung

Mit 23,4 % stellt die aseptische Endoprothesenlockerung das größte postoperative Problem in der Knieendoprothetik dar. Als ursächliche Faktoren hierfür kommen Operationstechnik, Primärstabilität, chirurgische Qualität und Implantatdesign in Frage [5]. Durch die verschiedenen Operationstechniken konnte gezeigt werden, dass eine zementfreie Verankerung oder eine reine Oberflächenzementierung zu über 30 % ursächlich für eine aseptische Lockerung ist. Die Mehrheit der aseptischen Lockerungen mit 44 % lässt sich aber auf eine Fehlausrichtung und somit auf den Operateur zurückführen. Bei 25 % aller aseptischen Lockerungen lässt sich ein Polyethylenverschleiß und ein damit einhergehender Abrieb nachweisen [8-9].

Auch patientenabhängige Faktoren wie Alter und Geschlecht spielen eine große Rolle [13], so steigt das Risiko der Endoprothesenlockerung linear mit dem Alter der Patienten an und tritt bei Männern häufiger auf. Auch ein erhöhter Body-Maß-Index (BMI) wirkt sich negativ aus und ist als Risikofaktor zu betrachten [14].

Durch moderne computernavigierte Operationstechniken und immer bessere Implantate ist das Versagen aufgrund des Implantatdesigns zur Ausnahme geworden [15]. Eher führt eine nicht korrekte Diagnosestellung zur falschen Auswahl des Endoprothesentyps. Hier unterscheidet man die Knie totalendoprothese als gekoppeltes oder ungekoppeltes System und die Knie teilendoprothese. Durch Auswahl einer für die konkrete Versorgungssituationen nicht geeigneten Endoprothese kommt es wiederum zu einer erhöhten Revisionsrate [13]. Eine Verbesserung in Bezug auf Lockerung und Abrieb durch verschiedene Prothesendesigns wie die Standardendoprothesen „cruciate retaining“ (CR)- und „posterior stabilized“ (PS)-Designs oder die veränderten „high flex“ (HF), „gender specific“ (GS), „rotating platform“ (RP) und „bicruciate retaining“ (BCR) konnte nicht gezeigt werden [16-18]. Selbst durch die zuvor genannten verschiedenen modernen Endoprothesendesigns kommt es zu Verschleißerscheinungen und daraus resultierend zur sogenannten (sog.)

Partikelkrankheit, bei der sich unter Belastung oder Bewegung infolge Abriebs oder Absplitterung kleinste Partikel von der Endoprothese – insbesondere dem Polyethylen – lösen. Mikrobewegungen an der Knochen-Implantat-Grenze sind zusätzlich ursächlich für den Abgang dieser Partikel. Abhängig vom Endoprothesentyp und den unterschiedlichen Materialien, z. B. Polyethylen, diversen Metalllegierungen, Knochenzement oder Keramik kommt es zu mehr oder weniger Abrieb. Die entstehenden Partikel stimulieren Makrophagen und damit eine chronische Entzündungsreaktion, die wiederum durch Osteoklastenstimulation zu Osteolysen führt [19].

#### **4.1.2 Periprothetische Infektion**

Laut Endoprothesenregister Deutschland stellte 2020 die periprothetische Infektion in der Knieendoprothetik mit 14,9 % die zweithäufigste Ursache für eine Wechseloperation dar [5]. Insgesamt kommt die periprothetische Infektion mit 0,5-2 % bei allen mit Gelenkersatz versorgten Operationen vor. Infektionsbegünstigende, prädisponierende Faktoren werden in Tabelle 1 in „gesicherte“ und „ungesicherte“ Risikofaktoren unterteilt [20]. Exogene Infektionsquellen, wie z. B. die Intensität der Luftumwälzung im Bereich des Operationsraumes und die Effektivität der Hautdesinfektion spielen ebenso eine Rolle wie die Anzahl des Operationspersonals.

Reduziert werden kann die postoperative Infektionsgefahr durch die Auswahl der Operationstechnik und vor allem durch die Verkürzung der Operationsdauer, da die Gefahr der bakteriellen Kontamination mit der Operationszeit steigt [21]. Auch ein zu großes Hämatom oder eine zu lange einliegende Wunddrainage können eine Infektion fördern und damit die primäre Wundheilung stören [22]. Die Kontamination einer Endoprothese kann sowohl durch hämatogene als auch durch lymphogene Streuung erfolgen, wobei die Seltenheit eines hämatogenen Infektionsweges in klinischen Studien nachgewiesen werden konnte [23].

**Tabelle 1:** Risikofaktoren für die Entwicklung einer periprothetischen Gelenkinfektion [20]

Risikofaktoren für die Entwicklung einer periprothetischen Gelenkinfektion
<u>„Gesicherte“ Risikofaktoren</u> <ul style="list-style-type: none"><li>• Vorausgegangener Gelenkersatz</li><li>• Erhöhter National Nosocomial Infections Surveillance System (NNIS) Score</li><li>• Postoperative Wundinfektionen ohne Endoprothesenbeteiligung</li><li>• Maligne Grunderkrankung</li></ul>
<u>„Wahrscheinliche“ sowie „ungesicherte“ Risikofaktoren</u> <ul style="list-style-type: none"><li>• Rheumatoide Arthritis</li><li>• Kortikosteroidtherapie</li><li>• Dicht unter der Hautoberfläche befindliche Endoprothesen (z. B. Ellenbogen-TEP)</li><li>• Diabetes mellitus</li><li>• Schlechter Ernährungsstatus</li><li>• Adipositas</li><li>• Hohes Lebensalter</li><li>• Implantation bei Knochentumor</li><li>• Erworbene Immunsuppression (Organtransplantation, AIDS)</li><li>• Hämodialyse</li><li>• Vorangegangene septische Arthritis</li></ul>

Zur Einteilung der periprothetischen Infektionen gibt es verschiedene Möglichkeiten und Klassifikationssysteme. Während einige Modelle mit den Ursachen der Infektion arbeiten, orientieren sich andere am zeitlichen Auftreten der Infektionssymptome [24-26].

Grundsätzlich unterschieden werden hierbei:

- Frühinfektion
- verzögerte Infektion
- Spätinfektion

Im klinischen Alltag am häufigsten verwendet wird die Einteilung nach dem Zeitpunkt der möglichen Kontamination und dem Auftreten der ersten Symptome [27].

So tritt eine Frühinfektion nach Zimmerli et al. [26] bis zu drei Monate nach einer Gelenkoperation auf. Von einer verzögerten Infektion sprechen die Autoren bei Infektionsbeginn zwischen 3 und 24 Monaten postoperativ, von einer Spätinfektion bei Infektionsbeginn erst 24 Monate nach der Endoprothesenoperation.

Abweichend davon beschreiben die aktuellen Guidelines der „Musculoskeletal Infection Society“ (MSIS) eine Frühinfektion, wenn sie bis zu 4 Wochen

postoperativ auftritt. Als chronische oder Spätinfektion werden alle nach der 4. postoperativen Woche symptomatisch werdenden Infektionen bezeichnet. Im Jahr 2013 erarbeitete die „Musculoskeletal Infection Society“ (MSIS) die Definition der „periprothetischen Infektion“. Für die berechnete Verwendung dieses Begriffs müssen mindestens ein Major-Kriterium und /oder drei der fünf Minor-Kriterien erfüllt sein [28]. Als die beiden Major-Kriterien gelten sowohl der Nachweis phänotypisch identischer Organismen in mindestens zwei postoperativen Kulturen als auch der Nachweis eines mit dem Gelenk kommunizierenden Fistelgangs.

Die fünf Minor-Kriterien sind:

- erhöhtes Serum-C-reaktives Protein (CRP) und erhöhte Blutsenkungsgeschwindigkeit
- erhöhte Leukozytenzahl in der Synovialflüssigkeit oder 2-fach positive Veränderung auf dem Leukozytenesterasestreifen
- prozentual erhöhte polymorphkernige Neutrophile in der Synovialflüssigkeit
- positive Histologie von periprothetischem Gewebe
- einzelne positive Kultur

### **4.1.3 Extraartikuläre Störungen**

Nicht immer lassen sich Endoprothesen bedingte Ursachen für postoperative Schmerzen im Bereich des Kniegelenks finden. In diesem Fall ist es Aufgabe des behandelnden Arztes, andere mögliche Ursachen zu abzuklären.

Ätiologisch in Betracht kommen z. B. Synalgien, die im Rahmen einer Arthrose mit zum Kniegelenk ausstrahlenden Beschwerden, häufig verursacht durch degenerative Veränderungen der Wirbelsäule, symptomatisch werden können. Zu radikulären Symptomen führen Spinalkanalstenosen oder degenerierte Bandscheiben. Schmerzauslösende Ursachen lassen sich meist durch eine ausführliche Anamnese, sorgfältige klinische Untersuchung und gezielte apparative Diagnostik, z. B. mittels MRT erfassen.

Ebenfalls ursächlich für anhaltende Beschwerden nach Knie-TEP-Implantation können ipsilaterale Hüftgelenksveränderungen sein. Auch hier ist eine umfassende präoperative Diagnostik erforderlich.

Eine weitere Ursache für extraartikuläre Störungen kann das chronische regionale Schmerzsyndrom (CRPS) sein. Klinisch auffällig sind die sowohl bei Tag als auch bei Nacht auftretenden Schmerzen und muskuläre Schwellung und eine Atrophie der Weichteile. Als radiologisches Merkmal kann eine periprothetische Osteopenie nachweisbar sein. Therapeutisch in Frage kommen entzündungshemmende Medikamente, Nicht-Opioid-Analgetika, physikalische Therapiemethoden oder die vorübergehende Anlage eines Schmerzkatheters.

Außerdem schmerzverursachend kann eine Gefäßerkrankung wie die periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK) sein. Das Fehlen peripherer Pulse und die schmerzbedingte Reduktion der Gehstrecke können wegweisend, die Besserung der Symptomatik nach operativer Gefäßdilataion beweisend für diese Diagnose sein [22].

## **4.2 Ursachen für metallbedingte Artefakte im MRT bei orthopädischen Fragestellungen und Ansätze zur Artefakt-Vermeidung/Unterdrückung**

### **4.2.1 Einführung**

Im Laufe der Jahre benötigen viele Patienten mit Endoprothesen eine MRT-Untersuchung, die jedoch wegen der Suszeptibilitätsartefakte häufig nur qualitativ unzureichende Bilder liefert. In der muskuloskelettalen MRT-Bildgebung können wegen dieser Artefakte häufig keine diagnostischen Aussagen getroffen werden, wodurch Beschwerden in der Implantatregion durchaus ungeklärt bleiben können. Vor einer Bildgebung mittels MRT muss jedoch in der Gebrauchsanweisung des Herstellers der Endoprothese überprüft werden, ob eine Zulassung für eine MRT-Untersuchung für das jeweilige Implantat vorliegt. Im klinischen Alltag wird davon ausgegangen, dass Gelenkendoprothesen ab ca. 6 Wochen postoperativ im MRT untersucht werden, wobei die Hersteller der Implantate allerdings darauf hinweisen, dass

sie den Einfluss elektrischer und magnetischer Felder auf ihre Implantate nicht geprüft haben [29].

#### 4.2.2 Entstehung der Artefakte

Die unterschiedliche Magnetisierbarkeit verschiedener Materialien wird als Suszeptibilität bezeichnet. Auch die verschiedenen Gewebearten des menschlichen Körpers weisen unterschiedliche Magnetisierbarkeit auf [30], wobei zwischen verschiedenen Substanzklassen unterschieden wird.

Diamagnetisch, das heißt (d. h.) mit nur leichter Abschwächung auf das Magnetfeld wirken z. B. Kalzium, Wasser und die meisten organischen Substanzen. Den Effekt auf das Magnetfeld verstärken paramagnetische Substanzen wie Titan, Luft, Gadolinium-Kontrastmittel und einzelne Blutabbauprodukte.

Ferromagnetisch, d. h. mit stärkster Auswirkung auf das Magnetfeld sind z. B. Eisen, Kobalt-Chrom und Nickel. Diese hieraus resultierende ausgeprägte Verzerrung des Magnetfelds mit entsprechender Unschärfe im MRT-Bild wird als Artefakt bezeichnet.

Neben dem Implantatmaterial beeinflusst auch die Implantatgeometrie die Artefaktentstehung. So verursacht eine Gelenkprothese mehr Artefakte als z. B. eine Plattenosteosynthese [31].

Die bei MRT-Untersuchungen auftretenden unterschiedlichen Arten von Magnetfeldern können alle durch Implantate gestört werden. Das statische Magnetfeld ist immer im Gerät vorhanden. Die Radiofrequenzspule erzeugt den elektromagnetischen Anregungsimpuls. Die drei Ebenen des Raumes werden durch die Gradienten-Magnetfelder abgedeckt. Diese erlauben eine Anregung bestimmter Körperregionen vorzunehmen und diese in eine räumliche Aufnahme des wiedergebenden Signals umzuwandeln. Metallimplantate führen durch Verzerrung in allen Magnetfeldern zu einer deutlichen Verminderung der Bildqualität [32].

### 4.2.3 Artefakttypen

Die bei MRT-Untersuchungen auftretenden verschiedenen Artefakttypen können in die vier folgenden Grundtypen unterteilt werden: Signalverlust und -stapelung, Geometrische Distorsion, Fettunterdrückung und Ursprungsbildebene [30].

Zu große Frequenzunterschiede im Magnetfeld führen zur Dephasierung von Spins und somit zu Signalverlust. Im Gegensatz dazu treffen sich bei Signalstapelung die Bildsignale aus verschiedenen Ebenen an einer falschen Stelle und summieren sich dort. Eine Verzerrung im Bild wird als „Geometrische Distorsion“ bezeichnet, wenn bestimmte Informationen eines Voxels nicht der richtigen anatomischen Struktur zugeordnet sind. Fettunterdrückende Sequenzen liefern bei Patienten mit Metallknie-TEP leider sehr oft nur unzureichende Bilder. Probleme bereitet hier, dass die Frequenzen bei der selektiven Fettunterdrückung im Bereich der Metallknie-TEP nicht ausreichende Wirkung zeigen können.

Es wird zwischen verschiedenen Metallartefakten unterschieden. Zum einen die Artefakte, die aus der Bildschicht kommen und zum anderen die aus benachbarten Schichten, welche auf die Bildebene Einfluss haben. Ältere Methoden der Artefaktunterdrückung wirken häufig nur auf Artefakte in der gleichen Bildschicht. Moderne Methoden, wie das in dieser Arbeit verwendete Slice Encoding for Metal Artifact Correction (SEMAC) wirken zugleich aber auch noch in benachbarten Bildschichten (siehe Kapitel 4.2.5.4 S.20) [31].

### 4.2.4 Einfache Artefaktkorrektur

Durch Steigerung der Empfängerbandbreite verringert sich die Signalverschiebung in Ausleserichtung. Dadurch kommt es aber beim Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) zu einem verminderten Effekt [30]. Bereits durch eine Steigerung der Empfängerbandbreite von 100 Hertz/Pixel (Hz/px) 400 Hz/Pixel werden Artefakte reduziert. Die beste Bildqualität wird bei Patienten mit Endoprothesen bei Werten von 500-800 Hz/Pixel erzielt. Aber auch der Effekt dieser Methode ist limitiert und es zeigen sich sehr ausgeprägte Restartefakte, zum Beispiel bei ferromagnetischen Materialien oder bei fettsaturierten Sequenzen [31].

Auch die MRT-Gerätewahl trägt entscheidend zum Ausmaß der Metallartefakte bei. Es besteht ein direkter Zusammenhang zwischen der Stärke des Magnetfeldes und der Bildqualität. So entstehen bei 1,5 Tesla (T) deutliche bessere Bilder als bei 3 T. Reichert konnte 2012 zeigen, dass das Artefaktvolumen bei 3 T insgesamt um 70 % größer ist als bei 1,5 T [33].

Ein Teil der Artefakte aus benachbarten Strukturen kann auch durch die Wahl dünnerer Schichten vermieden werden. Außerdem führt eine Steigerung der Bildmatrix zu einer Reduzierung der Voxelgröße, wodurch die Spin-Dephasierung in einem Voxel vermindert wird, was wiederum zu einer Verminderung der Metallartefakte führt. Probleme bereitet hier jedoch die durch die dünneren Schichten sowie der kleineren Voxelgröße verursachte längere Messzeit. Ebenso führen diese Veränderungen zu einer Reduktion des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses [34].

Zur Beurteilung pathologischer Befunde am Knochen oder im Weichteil eignen sich hervorragend die sogenannten fettunterdrückenden Sequenzen. Bei implantierten Gelenkprothesen liefern diese Sequenzen aber häufig nur unbefriedigende Bilder [30]. Um trotz Metall eine ausreichend gute Bildqualität zu erreichen, werden heute Short tau inversion recovery (STIR)-Sequenzen verwendet (siehe Kapitel 4.2.5.1 S.19) [31].

## 4.2.5 Fortgeschrittene Techniken

### 4.2.5.1 STIR mit optimiertem Inversionsimpuls (STIR WARP)

Unterschiedliche Bandbreiten der Inversions- und Anregungspulse führen zu ungenügender Fettunterdrückung. Um dies zu verhindern, sollte man für die Pulse hohe und gleichzeitig identische Bandbreiten verwenden. Die Homogenität der Fettunterdrückung kann mittels STIR-Sequenz mit optimiertem Inversionspuls (sog. STIR WARP) erreicht werden [35]. Im Gegensatz dazu ist das Areal der korrekten Fettunterdrückung bei Einsatz der Standard-STIR-Sequenz deutlich geringer. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die STIR-Sequenz mit optimiertem Inversionspuls bei Gelenkprothesen eine homogenere Fettunterdrückung zeigt, bei kurzen Akquisitionzeiten stabil erscheint und deswegen in der klinischen MRT-Diagnostik gerne zum Einsatz kommt [31].

#### 4.2.5.2 Dixon-Technik

Eine weitere fortschrittliche Technik weist die sog. Dixon-Technik auf. Sie basiert auf unterschiedlicher Resonanzfrequenz wasser- und fettgebundener Protonen. Bei unterschiedlichen, feldstärkeabhängigen Präzessionsfrequenzen der Spins wasser- und fettgebundener Protonen kommt es entweder zur sog. „in-phase“ (Wasser- und Fett-Spins sind gleichgerichtet) oder zur „opposed-phase“ (Wasser- und Fett-Spins sind entgegengesetzt) [36]. Nach Messung dieser beiden Phasen kann im Anschluss ein Wasser- und ein Fett-Bild errechnet werden. Nachteil dieser Technik ist jedoch das Versagen am direkten Metall-Gewebe-Übergang, eine längere Bildakquisition und die Notwendigkeit einer Bildrekonstruktion. Vorteilhaft erscheint eine im Vergleich zur STIR-Technik höhere Auflösung sowie ein besseres SNR [31].

#### 4.2.5.3 View-Angle-Tilting (VAT)

Gut in Kombination mit anderen Techniken zur Reduktion der Artefaktbildung kann das View-Angle-Tilting (VAT) eingesetzt werden. Beim Auslesen des MRT-Signals ergänzt man einen weiteren Kompensationsgradienten, der zum Drehen des Winkels führt. Eine durch die Metallknie-TEP hervorgerufene Verzerrung kann durch die VAT-erzeugte Verzerrung teilweise aufgehoben werden [30]. Je nach räumlicher Orientierung kann es jedoch durch das VAT am Übergang verschiedener Gewebeschichten zu einer gewissen Bildunschärfe kommen. Eine kritische Beurteilung der VAT-Korrektur hinsichtlich der entstandenen Bilder ist unerlässlich. Einen großen Vorteil stellt die nicht verlängerte Akquisitionszeit dar [31].

#### 4.2.5.4 SEMAC/ MAVRIC

Moderne Techniken wie Multi-acquisition variable-resonance image combination (MAVRIC) und Slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) berechnen für jedes Bild gesondert ein dreidimensionales Volumen. Bei Versuchen dieser Arbeit wurde die Artefakte unterdrückende Sequenz SEMAC angewandt. Beide Techniken machen es sich zunutze, die in einer Bildebene aus verschiedenen benachbarten Ebenen einwirkenden Artefakt-

Volumina zu messen. Anschließend werden dann die berechneten Metallartefakte unterdrückt und es entsteht ein korrigiertes Artefakt-freieres Bild. SEMAC macht es sich hier zunutze, neben der Schichtselektion eine extra Phasencodierung laufen zu lassen, welche auf einer Spin-Echo-Sequenz beruht.

Metallknie-TEPs verzerren Bildebenen auf dreidimensionale Art und Weise, durch SEMAC können diese wieder in eine flache Ebene gebracht werden. Die nun in einer Ebene dargestellte Bildschicht zeigt die zutreffende Anatomie an. SEMAC und VAT können sehr gut miteinander kombiniert werden, um zeitgleich auch innerhalb einer Bildebene eine Artefakt-Korrektur vorzunehmen. MAVRIC arbeitet mit einer anderen Methode. Hier werden viele sich überschneidende Frequenzen erzeugt und verschiedene dreidimensionale Messungen vorgenommen, aus denen dann ein artefakt-freies Bild erzeugt werden kann. Durch die aufwendigen Rechenleistungen ergeben sich auch für diese beiden Techniken ihre Nachteile. Die Akquisitionszeit ist im klinischen Alltag für beide Sequenzen jeweils um 6-8 Minuten verlängert im Vergleich zu einer Standardsequenz, je nach Menge des zu korrigierenden Artefakts [31, 37]. Mit der für diese Arbeit verwendeten Sequenz SEMAC, konnten auch in den für die vorliegende Arbeit durchgeführten Versuchen gute Ergebnisse bezüglich Artefaktkorrektur erzielt werden.

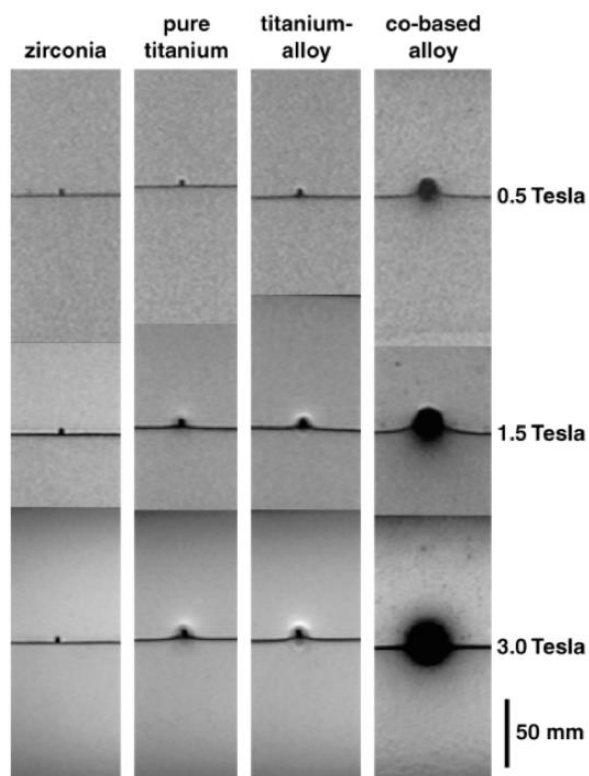
### **4.3 Verhalten von Keramiken im MRT bzgl. Artefaktbildung**

In der Endoprothetik ist mit Keramik ein neuer Werkstoff auf dem Markt, weshalb es hier noch keine größeren Erfahrungsberichte bezüglich seines Verhaltens im MRT gibt.

2005 verglichen Matsuura et al. [38] in ihrer Studie verschiedene Biomaterialien im Hinblick auf ihre Artefaktbildung bei unterschiedlichen Feldstärken. Sie untersuchten die magnetische Suszeptibilität von kobalt-basierten Legierungen, Titanlegierungen, reinem Titan und Keramik. Von allen Biomaterialien wurden Teile in einer Größe von 20 Millimeter (mm) Länge und 2 mm Durchmesser verwendet. Das Biomaterial wurde in ein Agarose-Gelphantom gegeben, um die T1- und T2-Eigenschaften mit der langen Achse

des Implantats parallel zum Hauptmagnetfeld zu simulieren. Die MRT-Bilder wurden unter Verwendung von 0,5, 1,5 und 3,0 Tesla-MRT-Scannern und Standard-Kopfspulen erzeugt. Verglichen wurden die Biomaterialien anhand der Artefaktdurchmesser in mm. In allen untersuchten Biomaterialien wurden Artefakte festgestellt, wobei es jeweils nur sehr geringe Unterschiede zwischen den T1- und T2-gewichteten Aufnahmen gab. Die Artefaktdurchmesser, die durch reines Titan, Titanlegierung und Kobaltbasislegierung verursacht wurden, nahmen mit der magnetischen Feldstärke zu. Der Artefaktdurchmesser des keramischen Biomaterials wurde nicht durch die Magnetfeldstärke beeinflusst und war das kleinste aller Biomaterialien bei allen Magnetfeldstärken.

Die Artefaktdurchmesser von reinem Titan und Keramik zeigten nur geringe Unterschiede bei 0,5 und 1,5 Tesla, der Artefaktdurchmesser von reinem Titan war jedoch größer als der von Keramik bei 3,0 Tesla. Der Artefaktdurchmesser von reinem Titan war kleiner als der von Titanlegierung bei 0,5 und 1,5 Tesla, aber es gab nur einen kleinen Unterschied bei 3,0 Tesla [38].



**Abbildung 1:** T2-gewichtete Magnetresonanzbilder unterschiedlicher Biomaterialien im Gelphantom. Angefertigt wurden diese in einem 0,5, 1,5 und 3 Tesla MRT. Zu sehen sind jeweils Säulen mit einer Länge von 20 mm und einem Durchmesser von 2 mm in Keramik, reinem Titan, Titanlegierung und einer auf Kobalt basierten Legierung. Keramik verursacht das geringste Artefakt und die Kobaltlegierung das größte Artefakt (Matsuura et al. [38]).

## 5 Material und Methoden

### 5.1 Verwendetes MRT und verschiedene Sequenzen

Für alle MRT-Aufnahmen wurde im Radiologischen Institut des Universitätsklinikums Erlangen (Direktor: Prof. Dr. med. M. Uder) ein MRT der Firma Siemens Healthcare vom Typ Magnetom Aera 1,5 T verwendet.

In der folgenden Abbildung werden die Sequenzprotokolle der einzelnen durchgeführten MRT-Untersuchungen zusammengestellt. Hier wird für die jeweilige Untersuchung aufgeführt, welche Einstellung für die Schichtstärke, Field of View (FoV), Image size, Repetitionszeit, Echozeit, Flip Winkel, Bandbreite und für die Anzahl der Schichten gewählt wurde.

Sequenz	Schichtstärke (mm)	FoV	Image size	Repetitionszeit (TR) (ms)	Echozeit (TE)(ms)	Flip Winkel	Bandbreite (Hz/Px)	Schichten
Volumenmessung Gel für Metall und Keramik								
Femur pd_tse_tra	3	150 x 150	320 x 320	2390	49	172	180	29
Femur pd_tse_tra_SEMAC	3	150 x 150	320 x 320	3500	31	144	520	29
Tibia pd_tse_tra	3	150 x 150	320 x 320	2540	49	168	180	32
Tibia pd_tse_tra_SEMAC	3	150 x 150	320 x 320	3770	31	140	520	32
Formalin Leichenknie für Metall und Keramik								
pd_tse_sag	3	170 x 170	512 x 512	2800	36	150	190	24
pd_tse_tra	3	150 x 150	320 x 320	2640	49	180	180	29
pd_tse_sag_SEMAC	3	180 x 180	384 x 384	3500	35	150	520	30
pd_tse_tra_SEMAC	3	180 x 180	384 x 384	3500	35	150	520	29
Gefrorene Leichenknie								
Metall pd_tse_sag	3	170 x 170	512 x 512	2800	36	150	190	24
Metall pd_tse_tra	3	150 x 150	320 x 320	2540	49	164	180	32
Metall pd_tse_cor	3	170 x 170	384 x 384	2480	36	180	160	24
Keramik pd_tse_sag	3	170 x 170	512 x 512	2800	36	150	190	27
Keramik pd_tse_tra	3	150 x 150	320 x 320	3500	49	164	180	43
Keramik pd_tse_cor	3	170 x 170	384 x 384	2790	36	180	160	27
Metall pd_tse_sag_SEMAC	3	180 x 180	384 x 384	2600	35	150	520	33
Metall pd_tse_tra_SEMAC	3	150 x 150	320 x 320	3770	31	135	520	32
Metall pd_tse_cor_SEMAC	3	200 x 200	320 x 320	2000	33	150	460	24
Keramik pd_tse_sag_SEMAC	3	180 x 180	384 x 384	2700	35	150	520	35
Keramik pd_tse_tra_SEMAC	3	150 x 150	320 x 320	4690	31	135	520	43
Keramik pd_tse_cor_SEMAC	3	200 x 200	320 x 320	2000	33	150	460	27

**Abbildung 2:** Sequenzprotokoll für die jeweilige Untersuchung mittels MRT. Es sind die eingestellten Parameter für die Volumenmessung im Gel für Metallknie- und KeramikknietEP, für Formalin Leichenknie für Metallknie- und KeramikknietEP und für gefrorene Leichenknie für Metallknie- und KeramikknietEP dargestellt.

## 5.2 Verwendete Endoprothesen

Bei der in dieser Arbeit als "*Metallknie-TEP*" bezeichneten Endoprothese handelt es sich um eine BPK-S Integration Kobalt-Chrom (CoCr) Knie totalendoprothese der Firma Peter Brehm GmbH (Weisendorf, Deutschland). Sie besteht aus einer CoCr-Legierung.

Bei der in dieser Arbeit als "*Keramikknie-TEP*" bezeichneten Endoprothese handelt es sich um ein BPK-S Integration Keramikknie-TEP der Firma Peter Brehm GmbH (Weisendorf, Deutschland). Die Endoprothesen bestehen aus BIOLOX®delta, einer Hochleistungskeramik der 4. Generation. Es handelt sich um einen Verbundwerkstoff mit den Hauptkomponenten Zirkonoxid und Aluminiumoxid.

Zur besseren Vergleichbarkeit wurde jeweils eine linke Endoprothese der Größe 5 dieser baugleichen Implantate verwendet.



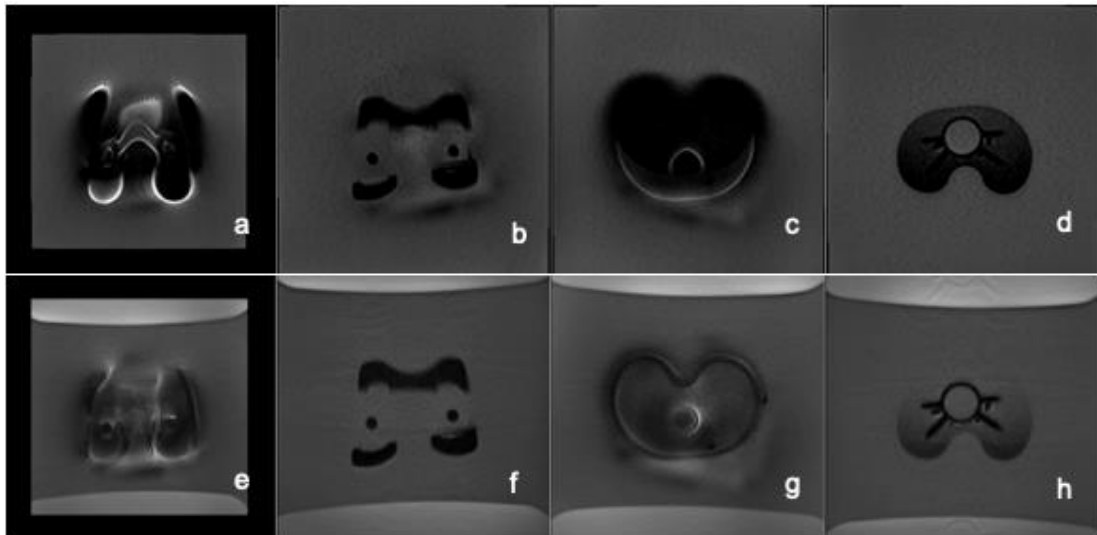
**Abbildung 3:** BPK-S Integration Keramik- und Metall-UC-Knie totalendoprothese Peter Brehm GmbH, Weisendorf [39].

### 5.3 Endoprothesen in Gel

Im Rahmen der Vorbereitung dieser Dissertation stellte sich die Frage, wie die unterschiedliche Ausprägung der Artefakte im MRT bei Metallknie- und Keramiknie-TEP am besten dargestellt werden kann.

Zur Darstellung von Strukturen im MRT benötigt man ein wasserhaltiges Medium. Hierfür eignet sich Agar, das in heißem Wasser aufgelöst ein stabiles Gel ergibt, in das sich die Endoprothesenkomponenten gut einbetten lassen. In zahlreichen Versuchen musste zunächst das richtige Mengenverhältnis Agar pro Liter Wasser ermittelt werden. Die ideale Konsistenz und Festigkeit für den geplanten Versuch zeigte sich bei 40 Gramm (g) Agar pro Liter Wasser. Bei den Versuchen wurden Agar der Firma Brewferm mit der EAN 5 420 069 805 890 verwendet. Für jeden Endoprothesenteil wurden in einem Gefäß 200 g Agar in 5 Liter Wasser aufgelöst und auf 95 °C erhitzt. Hierdurch entsteht eine gelartige Masse, die nach dem Auskühlen unter 45 °C erstarrt. Noch vor dem Eintreten der Aushärtung wurde das Agar-Gel in 5-Liter Behälter gegeben, die jeweilige Endoprothese an einem Faden aufgehängt und auf diese Weise in der Mitte des Behälters positioniert. Nach ca. 24 Stunden war das 5-Liter Gelphantom stabil genug, um aus dem Behältnis genommen zu werden. Dieses Verfahren wurde jeweils für die Komponenten Tibia Metall, Tibia Keramik, Femur Metall und Femur Keramik angewandt. Ein zusätzliches 5-Liter Behältnis enthielt nur die Agar/Wasser- Mischung ohne Endoprothesenteil, um eventuelle von diesem Gel ausgehende Artefakte oder andere Störungen im MRT auszuschließen.

Am Tag nach Fertigstellung der Gel-Endoprothesen-Phantome erfolgten die MRT-Aufnahmen im Radiologischen Institut der Universitätsklinik Erlangen. Diese wurden angefertigt von Herrn Prof. Dr. R. Janka mit Hilfe eines Siemens Magnetom Area 1,5 T.



**Abbildung 4:** MRT Abbildungen der Gelphantome im Axialschnitt: a-d: Aufnahmen in der Standard MRT-Sequenz; a: Femorales Metallimplantat mit ausgedehntem Umgebungsartefakt; b: Femorales Keramikimplantat nahezu ohne Umgebungsartefakt; c: Tibiales Metallimplantat mit ausgedehntem Umgebungsartefakt; d: Tibiales Keramikimplantat nahezu ohne Umgebungsartefakt; e-h: Aufnahmen mit der artefaktunterdrückenden Sequenz (SEMAC); e: Femorales Metallimplantat mit weiterhin ausgedehntem Artefakt aber weniger als bei Aufnahme a; f: Femorales Keramikimplantat ganz ohne jegliches Artefakt; g: Tibiales Metallimplantat mit weniger Artefakt im Vergleich zu Aufnahme c, aber immer noch mit ausgedehntem Artefakt; h: Tibiales Keramikimplantat ohne Umgebungsartefakte.

Die Auswertung der MRT-Bilder erfolgte mit Hilfe der Software aycan Osirix und Chimaera (Chimaera GmbH, Erlangen) durch den Autor. Mit Hilfe dieser Software sind Volumenmessungen in MRT-Aufnahmen möglich. Dabei werden Kontrastgrenzen manuell festgelegt, so dass möglichst nur das vermeintliche Ausmaß der Endoprothese markiert wird. Anschließend kann mit Hilfe verschiedener Software-Tools die Endoprothese manuell gekennzeichnet werden. Durch Artefakte verschwimmt die Endoprothesen-Gel-Grenze, wodurch eine genauere Abgrenzung in vielen Fällen schwierig wird. Durch die manuelle Einstellung eines Limits kann erreicht werden, dass automatisch möglichst wenig Gel markiert wird. Das Limit für den px-Wert betrug in allen Untersuchungen einem Maximalwert von 350.

#### 5.4 Endoprothesen in (Formalin) Leichenknie

Als nächstes stellte sich die Frage, welche anatomischen Strukturen im Knie artefaktbedingt noch zu beurteilen sind und welche nicht. Da es zum Zeitpunkt

der Untersuchung noch keine Patienten mit den zu untersuchenden Keramik-knie-TEP gab, musste auf formalinfixierte Leichenknie des Instituts für Anatomie der Friedrich-Alexander-Universität (FAU) Erlangen zurückgegriffen werden. In diese Kniegelenke wurden jeweils eine Metallknie-TEP und eine Keramiknie-TEP implantiert. Die Implantation der beiden Endoprothesen erfolgte gemäß der aktuell gültigen Operationsanleitung des Herstellers.

Leider zeigte sich an den schon seit längerem formalinfixierten Leichenpräparaten ein erheblicher Weichteilschaden an beiden zu untersuchenden Kniegelenken.

Am 26.09.2014 wurden die MRT-Aufnahmen im Radiologischen Institut der Universitätsklinik Erlangen von Herrn Prof. Dr. R. Janka mit Hilfe eines Siemens Magnetom Area 1,5 T angefertigt.

## **5.5 Endoprothesen in (gefrorenem) Leichenknie**

Wegen der mangelnden Bildqualität der formalinfixierten Leichenknie musste eine Alternative gesucht werden. Bei der Recherche ergab sich die Möglichkeit, gefrorene Leichenknie zu verwenden. Das Institut für Anatomie der FAU Erlangen stellte dafür zwei Leichenpräparate, die post mortem für 7 Tage bei -18 °C eingefroren worden waren, zur Verfügung. In Vorbereitung auf den Endoprotheseneinbau wurden sie bei 4 °C aufbewahrt.

Zur Verfügung gestellt wurden die Leiche eines Mannes, der zum Todeszeitpunkt 70 Jahre alt, 177 Zentimeter (cm) groß und 78 Kilogramm (kg) schwer gewesen war und die Leiche einer Frau, die zum Todeszeitpunkt 55 Jahre alt, 168 cm groß und 65 kg schwer gewesen war. In die männliche Leiche wurde die Metallknie-TEP eingesetzt und in die weibliche Leiche die Keramiknie-TEP.

Die Implantation erfolgte nach aktuellen Standards der operativen Versorgung in der Endoprothetik sowie der Herstellerangaben unter Schonung der angrenzenden Weichteilstrukturen. Am darauffolgenden Tag wurden die Aufnahmen im MRT des Radiologischen Institutes der Universitätsklinik Erlangen durch Herrn Prof. Dr. Janka mit Hilfe eines Siemens Magnetom Area 1,5 T angefertigt.

## 5.6 Beobachtungsprotokoll

Für die Auswertung der MRT-Aufnahmen wurde ein Beobachtungsprotokoll erstellt, in dem die wichtigsten anatomischen Strukturen des Kniegelenks auf einer 5-Punkte-Skala bewertet werden können (siehe Kapitel 11 Anhang S.79).

**Tabelle 2:** Beobachtungsprotokoll zur quantitativen Beurteilung der anatomischen Strukturen anhand einer 5-Punkte-Skala.

Anatomische Struktur	Gute Abgrenzung der Strukturen 1	vollständig sichtbar mit leichtem Verwischen der Grenzen 2	vollständig sichtbar mit erheblichem Verwischen der Grenzen 3	nur teilweise sichtbar 4	nicht sichtbar 5
Ligamentum collaterale mediale					
Ligamentum collaterale laterale					
Pes anserius					
Quadriceps Ansatzsehne					
Ligamentum patellae					
Hoffa Fettkörper					
Patella					
Biceps femoris Ansatzsehne					
Medialer Gastrocnemius Ansatz					
Lateraler Gastrocnemius Ansatz					
Ligamentum cruciatum posterior					

Zur Beobachtung ausgewählt wurden, wie in Tabelle 2 dargestellt, folgende anatomischen Strukturen: Ligamentum collaterale mediale, Ligamentum collaterale laterale, Pes anserinus, Quadricepssehne, Ligamentum patellae,

Hoffa-Fettkörper, Patella, Biceps femoris-Ansatzsehne, medialer Gastrocnemius-Ansatz, lateraler Gastrocnemius-Ansatz und Ligamentum cruciatum posterior.

Bewertet wurde jede Struktur mit einem bis fünf Punkten. Die Bewertung mit einem Punkt bedeutet eine gute Abgrenzung der Strukturen voneinander, zwei Punkte bedeuten vollständige Sichtbarkeit der Abgrenzung mit leichtem Verwischen der Grenzen, bei drei Punkten ist die Abgrenzung vollständig sichtbar bei erheblichem Verwischen der Grenzen, bei vier Punkten sind die Strukturen nur teilweise und bei fünf Punkten gar nicht mehr sichtbar.

**Tabelle 3:** Beobachtungsprotokoll zur qualitativen Beurteilung der anatomischen Strukturen anhand einer 5-Punkte-Skala.

Kriterium	Keine Artefakte 1	kaum sichtbare Artefakte 2	deutlich sichtbare Artefakte, aber ohne Beeinträchtigung der Diagnosequalität 3	erhebliche Artefakte mit mäßiger Beeinträchtigung der Diagnosequalität 4	schwerwiegende Artefakte und keine diagnostische Bildqualität 5
Distortion (Bildverzerrung)					
Blurring (Unschärfe)					
Noise (Bildrauschen)					

Des Weiteren wurde die Bildqualität anhand einiger radiologischer Qualitätsmerkmale ebenfalls auf einer 5-Punkte-Skala beurteilt, wie in Tabelle 3 dargestellt. Bei einem MRT-Bild werden innere Körperobjekte zur genaueren Beurteilung von Größe, Form und relativer Lage sichtbar gemacht. Kommt es jedoch zur Verzerrung dieser drei Faktoren spricht man von **Distortion** (Bildverzerrung). Beachtet wurde außerdem das **Blurring** (Unschärfe) der Bilder, verursacht durch Bewegungsunschärfe, geometrische Unschärfe

und/oder Film- und Folienunschärfe. Ein weiteres beobachtetes Qualitätsmerkmal stellt **Noise** (Bildrauschen) dar. Dieses Bildrauschen, manchmal auch als Bildflecken bezeichnet, verleiht dem Bild ein strukturiertes oder körniges Aussehen.

Die 5-Punkte-Skala der qualitativen Auswertung hat folgende Abstufung: Bei einem Punkt sind keine Artefakte sichtbar, bei zwei Punkten sind Artefakte kaum, bei drei Punkten deutlich sichtbar, jedoch ohne Beeinträchtigung der Diagnosequalität, vier Punkte bedeuten erhebliche Artefakte mit mäßiger Beeinträchtigung der Diagnosequalität und bei fünf Punkten hat ein Bild so schwerwiegende Artefakte, dass die Bildqualität zur Diagnostik nicht mehr ausreicht.

## 5.7 Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurde in dieser Arbeit die Interrater- und Intrarater-Reliabilität untersucht, wie sie auch in anderen Studien bereits angewendet wurde. Günther et al. [40] bewerteten Arthrograde von Kniegelenken anhand von Röntgenaufnahmen. Dies wurde von drei Untersuchern in einem Abstand von drei Monaten zweimal durchgeführt. Lenk [41] untersuchte Implantatlockerungen bei transiliosakralen Verschraubungen. Bei dieser Arbeit wurden Computertomographie-Aufnahmen von drei Untersuchern in einem Abstand von 24 Stunden dreimal ausgewertet. Seeger [42] untersuchte die Reliabilität und Validität von Kiefergelenksbefunden im MRT. In dieser Arbeit wurden von vier Untersuchern in einem Abstand von zwei Wochen zweimal die Knochenstrukturen im MRT beurteilt. In der vorliegenden Arbeit wurde sich, um die Gesamtfehlerquote möglichst klein zu halten, für sechs Untersucher bei der Bestimmung der Interrater-Reliabilität entschieden. Mit der Interrater-Reliabilität kann untersucht werden, inwieweit eine Befundung vom einzelnen Untersucher abhängig ist. Für die Untersuchung der Intrarater-Reliabilität wurden die Aufnahmen von einem Untersucher untersucht. Um eine Verblindung zu erreichen, wurde in einem Abstand von einer Woche über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Dadurch kann auf die sogenannte Intrarater-Reliabilität geschlossen werden.

Diese ist ein Maß für die Abhängigkeit einer Befundung von der Momententscheidung des Untersuchers und zeigt damit, inwieweit sie nicht kontrollierbaren Fehlern unterliegt [43].

Die Auswertung der MRT-Aufnahmen der gefrorenen Leichenknie erfolgte anhand der Beobachtungsprotokolle durch einen Radiologen der Universitätsklinik Erlangen sowie durch zwei Radiologen und drei Unfallchirurgen/Orthopäden des Universitätsklinikums Augsburg. Die Auswertung erfolgte im Zeitraum vom 26.11.2016 bis zum 31.05.2018.

## **5.8 Statistik**

In Zusammenarbeit mit dem Institut für Epidemiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München am UNIKA-T Augsburg erfolgte die Auswahl des statistischen Verfahrens. Nach Sichtung der Ergebnisse entschied man sich gemeinsam für die Berechnung des Übereinstimmungskoeffizienten. Die Auswertung der Daten erfolgte durch den Autor dieser Arbeit.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Volumenmessung der Endoprothesen im Gel

Im Anschluss folgen die Ergebnisse der Volumenmessung der Knie totalendoprothesen im Gel, welche mit der Software aycan Osirix und Chimaera (Chimaera GmbH, Erlangen) durchgeführt wurden.

**Tabelle 4:** Ergebnisse der Volumenmessung der Keramiknie- und Metallknie-TEP im Gelphantom. Verglichen wird das jeweils gemessene Volumen mit dem der Herstellerangaben.

Material	Endoprothesenanteil	MRT-Sequenz	Volumen gemessen (cm <sup>3</sup> )	Volumen Herstellerangabe (cm <sup>3</sup> )
Keramik	Femur	Standard	38	33,175
Keramik	Femur	SEMAC	36,6	33,175
Metall	Femur	Standard	177,2	31,453
Metall	Femur	SEMAC	50,24	31,453
Keramik	Tibia	Standard	21,2	19,857
Keramik	Tibia	SEMAC	15,98	19,857
Metall	Tibia	Standard	104,99	17,866
Metall	Tibia	SEMAC	19,9	17,866

Tabelle 4 zeigt die Ergebnisse der Volumenmessung der Knie totalendoprothesen mittels MRT-Aufnahmen mit Hilfe der Computersoftware Software aycan Osirix und Chimaera (Chimaera GmbH, Erlangen) im Vergleich zu der jeweiligen Volumenangabe des Herstellers.

Beim femoralen Keramik-Anteil zeigte sich in der Standard MRT-Sequenz ein gemessenes Volumen von 38 Kubikzentimeter (cm<sup>3</sup>), mit Artefaktunterdrückung wurden 36,6 cm<sup>3</sup> gemessen, laut Hersteller sind es 33,175 cm<sup>3</sup>. Der femorale Metall-Anteil wurde mit 177,2 cm<sup>3</sup> in der Standard- und mit 50,24 cm<sup>3</sup> in der artefaktunterdrückenden Sequenz gemessen. Der Hersteller gibt für den femoralen Metall-Anteil ein Volumen von 31,453 cm<sup>3</sup> an.

Die Tibia-Keramikkomponente wurde in der Standardsequenz mit 21,2 cm<sup>3</sup>, mit der durchgeführten SEMAC-Sequenz mit 15,98 cm<sup>3</sup> gemessen. Angegeben wurden hierfür vom Hersteller 19,857 cm<sup>3</sup>. Für das Metall-Implantat der Tibia wurden in der Standardsequenz 104,99 cm<sup>3</sup> und mit Hilfe

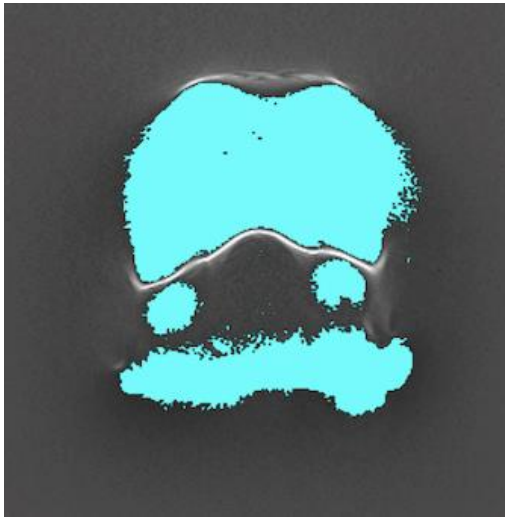
der Artefaktunterdrückung  $19,9 \text{ cm}^3$  gemessen. Diese Implantatkomponente hat laut Hersteller ein Volumen von  $17,866 \text{ cm}^3$ .



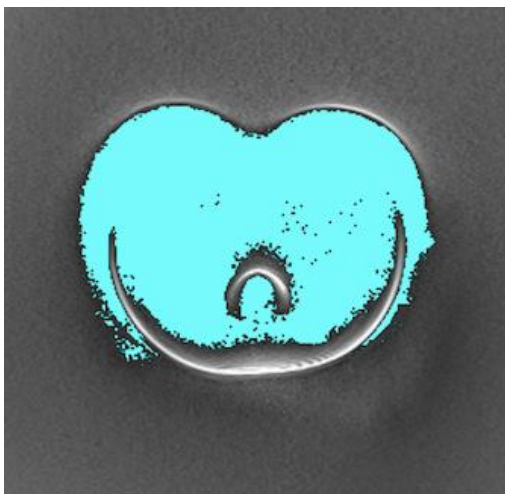
**Abbildung 5:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der Standardsequenz: Es zeigt sich eine femorale Komponente der Keramiknie-TEP. Die Endoprothese ist nur von einem leichten Artefakt umgeben. Sie ist trotzdem klar vom Gelphantom abzugrenzen. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung.



**Abbildung 6:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der artefaktunterdrückenden Sequenz (SEMAC): Es zeigt sich eine tibiale Komponente der Keramiknie-TEP. Die Endoprothese ist von keinem Artefakt umgeben. Sie ist klar vom Gelphantom abzugrenzen. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung.



**Abbildung 7:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der Standardsequenz: Es zeigt sich eine femorale Komponente einer Metallknie-TEP. Die Endoprothese hat ausgedehnte Artefakte. Die Konturen der Endoprothese verschwimmen mit dem Gelphantom. Es ist keine ausreichende Abgrenzung der Endoprothese möglich. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung.

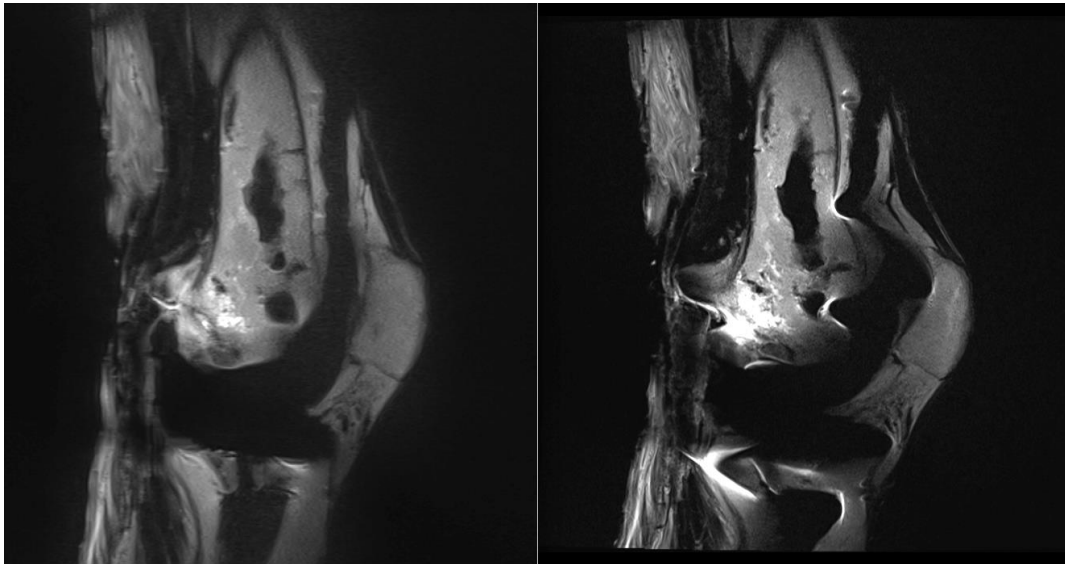


**Abbildung 8:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der Standardsequenz: Es zeigt sich eine tibiale Komponente einer Metallknie-TEP. Die Endoprothese hat ausgedehnte Artefakte. Die Konturen der Endoprothese verschwimmen mit dem Gelphantom. Es ist keine ausreichende Abgrenzung der Endoprothese möglich. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung.

## 6.2 Endoprothesen in (Formalin)Leichenknie

Da in diese formalinfixierten Präparate bereits vor über einem Jahr die Knie totalendoprothesen implantiert wurden und zusätzlich nachfolgend Untersuchungen auch durch andere Forschungsgruppen erfolgten, waren die Präparate in ihrem Zustand entsprechend verändert. Die anatomischen Weichteilstrukturen waren nur noch teilweise erhalten und bereits ausgetrocknet. Die durch die lange Fixierung bedingten Qualitätsmängel der Präparate zeigten sich auch in der Qualität der MRT-Bilder (siehe Abbildung 9). Strukturen wie das Femur oder die Tibia lassen sich in den Aufnahmen mit der artefaktunterdrückenden Sequenz noch hinreichend erkennen. Um detaillierte Aussagen zu den Weichteilstrukturen treffen zu können, reichen die Bilder jedoch nicht aus. In den Aufnahmen mit der Standardsequenz lassen sich anatomische Landmarken jedoch aufgrund der Artefakte nur noch erahnen ohne jegliche diagnostische Aussagekraft. Die herkömmliche Fixierung mit Formalin führt zu einer Schwellung von Weichgewebe und zu Flüssigkeitsansammlung im Gelenk und daher zu deutlich schlechterer Bildqualität, die gerade ausreicht, um die Bruttoanatomie darzustellen [44]. Durch die Fixierung mit Formalin kommt es zu einer Abnahme des Wassergehaltes im Präparat, was zu vermehrten Artefakten führt [45].

Aus diesen Gründen wurde im Konsens auf eine Auswertung dieser Aufnahmen verzichtet.



**Abbildung 9:** In Formalin fixiertes Leichenkniegelenk mit implantierter Metallknie-TEP im MRT im Sagittalschnitt a: Aufnahme in der artefaktunterdrückenden Sequenz (SEMAC). Große Strukturen wie der Femur oder die Tibia sind noch zu erkennen. Die Metallknie-TEP lässt sich grob abgrenzen. Feinere Strukturen sind nicht abgrenzbar. b: Aufnahme in der Standardsequenz. Es zeigt sich eine massive Artefaktveränderung durch die Metallknie-TEP. Es können keine Strukturen mit einer diagnostischen Aussagekraft erkannt werden. Beide Aufnahmen sind in ihrer Qualität nicht für den klinischen Alltag zu verwenden.

## 6.3 Endoprothesen in (gefrorenem) Leichenknie

### 6.3.1 Auswertung anatomischer Strukturen

#### 6.3.1.1 Intrarater-Reliabilität

##### 6.3.1.1.1 Quantitative Beurteilung

Die Auswertung erfolgte anhand des Beobachtungsprotokolls (siehe auch Kapitel 5.6 S. 29). Die Bewertung mit einem Punkt bedeutet eine gute Abgrenzung der Strukturen voneinander, zwei Punkte bedeuten vollständige Sichtbarkeit der Abgrenzung mit leichtem Verwischen der Grenzen, bei drei Punkten ist die Abgrenzung vollständig sichtbar bei erheblichem Verwischen der Grenzen, bei vier Punkten sind die Strukturen nur teilweise und bei fünf Punkten gar nicht mehr sichtbar.

**Tabelle 5:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

Anatomische Struktur \ Wochen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Ligamentum collaterale mediale	5	4	5	4	4	4	4	5	4	4	4,3
Ligamentum collaterale laterale	4	4	4	4	3	4	3	4	4	4	3,8
Pes anserinus	3	4	3	4	4	3	3	4	3	4	3,5
Quadriceps Ansatzsehne	4	4	4	3	3	4	4	3	3	4	3,6
Ligamentum patellae	4	4	4	3	4	3	4	4	4	4	3,8
Hoffa Fettkörper	5	5	5	4	5	4	5	4	4	4	4,5
Patella	4	3	4	3	3	3	3	4	3	3	3,3
Biceps femoris Ansatzsehne	2	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2,1
Medialer Gastrocnemius Ansatz	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	4	4	4	3	3	4	3	4	4	4	3,7
Ligamentum cruciatum posterior	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5

Tabelle 5 zeigt die Auswertung der mit Standardsequenz aufgenommenen MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. Der Mittelwert der 10-wöchigen Auswertung dient im Folgenden als Referenzwert. Das Ligamentum collaterale mediale wurde mit 4,3, das Ligamentum collaterale laterale mit 3,8 bewertet. Das Pes anserinus erreichte in der Bewertung eine 3,5, die Quadriceps-Ansatzsehne eine 3,6; das Ligamentum patellae wurde mit 3,8 bewertet. Der Hoffa-Fettkörper erhielt eine 4,5, die Patella erreichte eine 3,3. Die Biceps femoris-Ansatzsehne ist mit 2,1 die Struktur mit der besten Bewertung bei einliegender Metallknie-TEP und der Standard MRT-Sequenz. Der mediale Gastrocnemius-Ansatz erreichte eine 4,0, der laterale Gastrocnemius-Ansatz eine 3,7. Das Ligamentum cruciatum posterior war in dieser Untersuchung nicht sichtbar und wurde somit mit 5 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 3,8.

**Tabelle 6:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

Anatomische Struktur \ Wochen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Ligamentum collaterale mediale	4	3	4	3	3	3	4	3	3	3	3,3
Ligamentum collaterale laterale	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Pes anserinus	1	2	1	1	1	1	2	1	1	2	1,3
Quadriceps Ansatzsehne	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Ligamentum patellae	2	3	2	2	2	3	3	3	3	3	2,6
Hoffa Fettkörper	3	2	3	3	3	2	3	3	3	3	2,8
Patella	2	2	3	2	2	2	2	2	2	2	2,1
Biceps femoris Ansatzsehne	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Medialer Gastrocnemius Ansatz	2	2	2	2	2	3	2	2	2	2	2,1
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	2	3	3	2	3	3	2	2	2	2	2,4
Ligamentum cruciatum posterior	3	3	3	2	2	3	3	2	2	2	2,5

Tabelle 6 zeigt die Auswertung der mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC aufgenommenen MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. Am schlechtesten sichtbar war in dieser Untersuchung das Ligamentum collaterale mediale zu erkennen. Bewertet wurde es mit einer 3,3. Mit einer 3 war das Ligamentum collaterale laterale etwas besser sichtbar und wurde deshalb mit einer 3 bewertet. Das Pes anserinus erhielt mit einer 1,3 die beste Bewertung im Rahmen dieser Untersuchung. Die Quadriceps-Ansatzsehne wurde mit einer 2, das Ligamentum patellae mit einer 2,6 bewertet. Der Hoffa-Fettkörper erhielt eine 2,8. Die Patella erreichte eine 2,1. Die Biceps femoris-Ansatzsehne war vollständig sichtbar mit leichtem Verwischen der Grenzen und erreichte somit eine 2. Ebenso vollständige Sichtbarkeit mit leichtem Verwischen der Grenzen zeigten die beiden Muskelansätze des medialen und lateralen Gastrocnemius und wurden daher mit 2,1 und 2,4 bewertet. Das Ligamentum cruciatum posterior erreichte in dieser Untersuchung eine 2,5. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 2,4.

**Tabelle 7:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

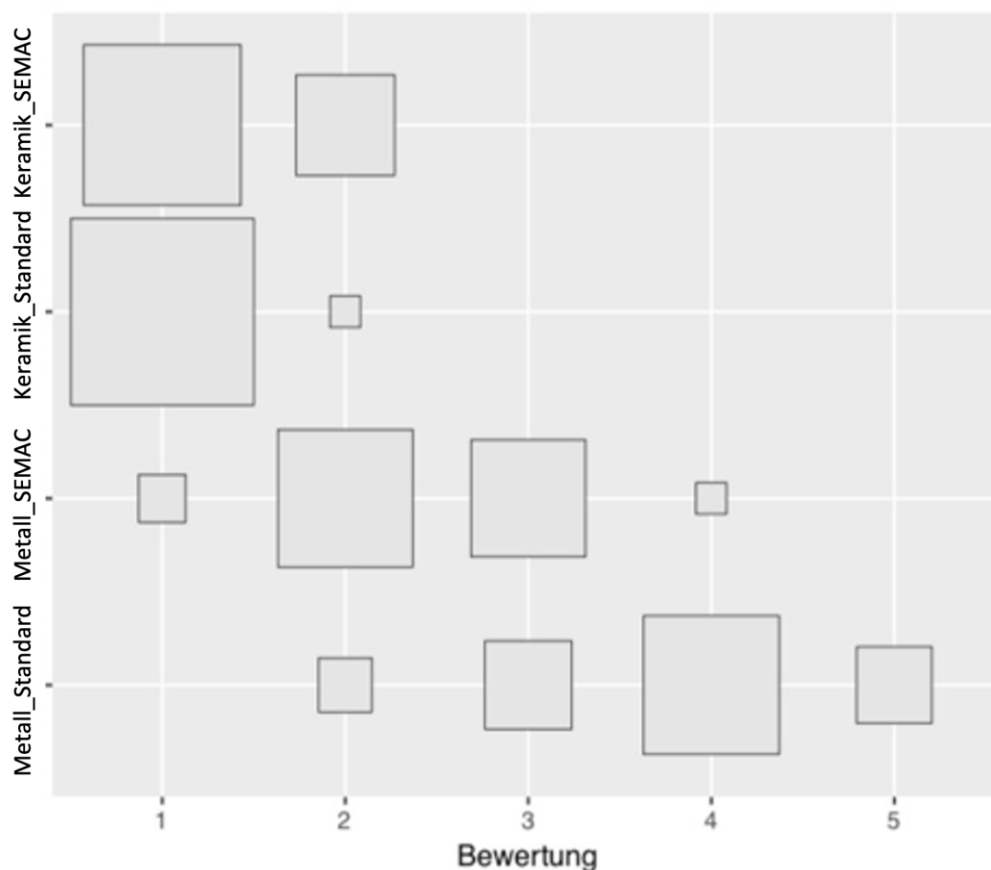
Wochen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Anatomische Struktur											
Ligamentum collaterale mediale	2	1	1	2	2	1	1	1	1	1	1,3
Ligamentum collaterale laterale	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Pes anserinus	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Quadriceps Ansatzsehne	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Ligamentum patellae	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Hoffa Fettkörper	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Patella	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Biceps femoris Ansatzsehne	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Medialer Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Ligamentum cruciatum posterior	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Tabelle 7 zeigt die Auswertung der mit Standardsequenz aufgenommenen MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. Das Ligamentum collaterale mediale erhielt eine 1,3. Die übrigen Strukturen wurden über den gesamten Untersuchungszeitraum von 10 Wochen bei vollständiger Sichtbarkeit und Abgrenzbarkeit mit einer 1 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 1,0.

**Tabelle 8:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

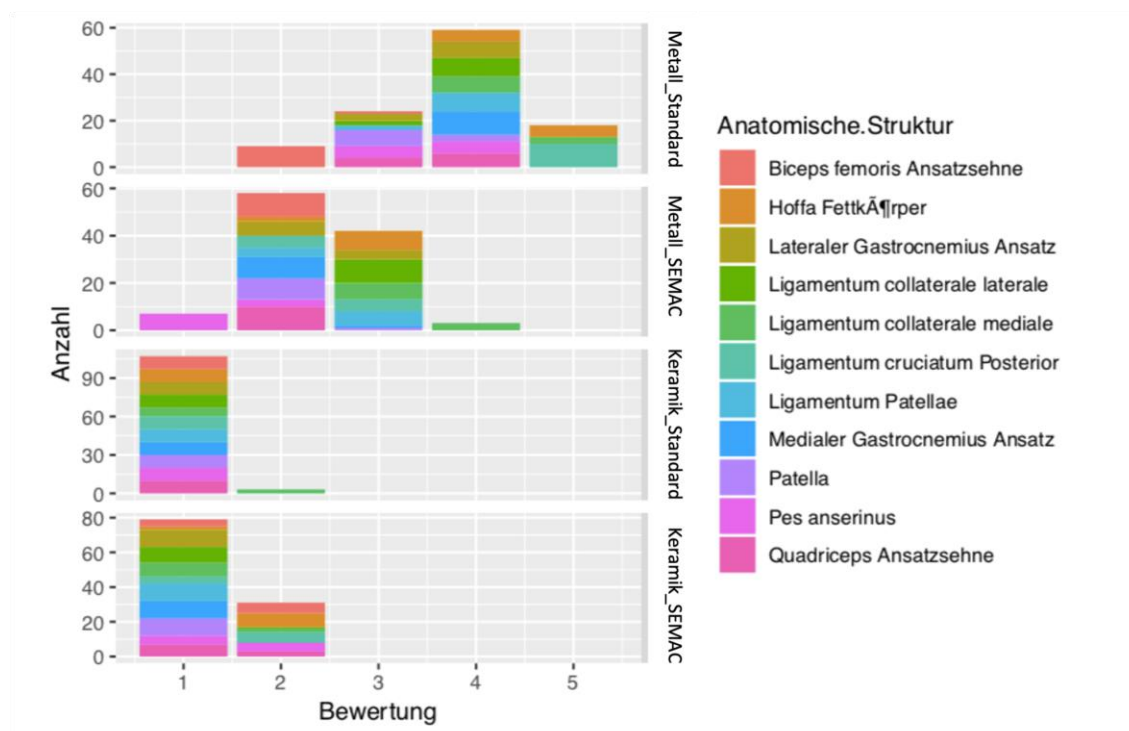
Anatomische Struktur \ Wochen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Ligamentum collaterale mediale	2	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1,2
Ligamentum collaterale laterale	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1,1
Pes anserinus	2	2	2	2	1	2	1	1	1	1	1,5
Quadriceps Ansatzsehne	2	1	2	1	1	1	2	1	1	1	1,3
Ligamentum patellae	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Hoffa Fettkörper	2	2	2	2	2	1	2	1	2	2	1,8
Patella	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Biceps femoris Ansatzsehne	2	2	2	2	1	2	2	1	1	1	1,6
Medialer Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Ligamentum cruciatum posterior	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	1,6

Tabelle 8 zeigt die Auswertung der mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC aufgenommenen MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. Das Ligamentum collaterale mediale erreichte hier eine 1,2, das Ligamentum collaterale laterale eine 1,1. Das Pes anserinus wurde mit einer 1,5 bewertet, die Quadriceps-Ansatzsehne mit einer 1,3. Das Ligamentum patellae war klar von den anderen Strukturen zu unterscheiden und bekam somit eine 1. Der Hoffa-Fettkörper stellte sich vollständig sichtbar, aber mit leichtem Verwischen der Grenzen dar und erhielt somit eine 1,8. Die Patella erreichte in dieser Untersuchung eine 1. Der Untersucher gab der Biceps femoris-Ansatzsehne eine 1,6, weil sie zwar vollständig sichtbar war, aber leicht verschwommene Grenzen aufzeigte. Medialer und lateraler Gastrocnemius-Ansatz waren gut in ihrer anatomischen Struktur abzugrenzen und bekamen eine 1. Das Ligamentum cruciatum posterior wurde mit einer 1,6 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 1,3.



**Abbildung 10:** Fluktuationsdiagramm der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Intrarater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Je größer das Quadrat umso mehr gleiche Bewertungen wurden für die jeweilige Endoprothese abgegeben. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5).

Abbildung 10 zeigt die Bewertung der Endoprothesentypen mit den unterschiedlichen MRT-Sequenzen als Fluktuationsdiagramm. Bei der Beurteilung der anatomischen Strukturen liefert die MRT-Untersuchung der Keramiknie-TEP bessere Bilder (Bewertung 1-2) als die der Metallnie-TEP (Bewertung 1-5). Bei der Metallnie-TEP kann durch die artefaktunterdrückende Sequenz SEMAC eine Verschiebung der Bewertung in den positiveren Bereich beobachtet werden.



**Abbildung 11:** Barplot der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Intrarater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Farblich markiert kann für jede anatomische Struktur gesehen werden, welche Bewertung abgegeben wurde. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallknie-TEP (Bewertung 1-5).

Abbildung 11 zeigt die untersuchten anatomischen Strukturen auf der Bewertungsskala. Auch hier lieferten die Keramiknie-TEP-Aufnahmen die besseren Ergebnisse, die einzelnen Strukturen waren hier besser sichtbar als bei der Metallknie-TEP.

Zur besseren statistischen Vergleichbarkeit wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet. Dieser besagt, zu wieviel Prozent der Untersucher über den gesamten Zeitraum die gleichen Aussagen bzgl. der einzelnen anatomischen Strukturen trifft.

**Tabelle 9:** Übereinstimmungskoeffizient der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse der Intrarater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet.

Untersuchung	Übereinstimmungskoeffizient
Metallknie-TEP mit Standardsequenz	18 %
Metallknie-TEP mit SEMAC	27 %
Keramikknie-TEP mit Standardsequenz	91 %
Keramikknie-TEP mit SEMAC	36 %

Im Rahmen der Intrarater-Reliabilität bei der Auswertung über 10 Wochen zeigte der Untersucher bei der Metallknie-TEP mit Standardsequenz einen Übereinstimmungskoeffizient von 18 %; mit der SEMAC-Sequenz konnte immerhin eine 27 %ige Übereinstimmung erzielt werden. Die besten Ergebnisse mit einer Übereinstimmung von 91 % konnten bei der Keramikknie-TEP mit der Standardsequenz erreicht werden. Mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC konnte nur eine Übereinstimmung von 36 % festgestellt werden.

#### 6.3.1.1.2 Qualitative Beurteilung

Im Folgenden wird die Bewertungsskala aus Kapitel 5.6 S. 29. Die 5-Punkte-Skala der qualitativen Auswertung hat folgende Abstufung: Bei einem Punkt sind keine Artefakte sichtbar, bei zwei Punkten sind Artefakte kaum, bei drei Punkten deutlich sichtbar, jedoch ohne Beeinträchtigung der Diagnosequalität, vier Punkte bedeuten erhebliche Artefakte mit mäßiger Beeinträchtigung der Diagnosequalität und bei fünf Punkten hat ein Bild so schwerwiegende Artefakte, dass die Bildqualität zur Diagnostik nicht mehr ausreicht.

**Tabelle 10:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

Wochen \ Qualitätsmerkmal	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Distorsion (Bildverzerrung)	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Blurring (Bildunschärfe)	2	3	2	3	3	2	2	2	2	2	2,3
Noise (Bildrauschen)	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

Tabelle 10 zeigt die qualitative Bewertung der mit normaler Sequenz aufgenommenen MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. In der ersten Kategorie Bildverzerrung bekamen die Aufnahmen eine 5, d. h., dass wegen schwerwiegender Artefakte mit diesen Aufnahmen keine diagnostische Aussage getroffen werden kann. In der zweiten Kategorie Bildunschärfe konnten diese Aufnahmen eine 2,3 erreichen, was für kaum sichtbare Artefakte steht. Die dritte Kategorie Bildrauschen geht ebenso mit kaum sichtbaren Artefakten einher, weshalb auch sie eine 2 bekommt. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 3,1.

**Tabelle 11:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

Wochen \ Qualitätsmerkmal	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Distorsion (Bildverzerrung)	4	3	3	3	4	4	4	3	4	4	3,6
Blurring (Bildunschärfe)	2	3	3	2	2	2	2	3	3	3	2,5
Noise (Bildrauschen)	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

Tabelle 11 zeigt die qualitative Auswertung der mit der SEMAC-Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen einer Metallknie-TEP. Im Bereich Bildverzerrung konnte aufgrund erheblicher Artefakte, die allerdings nur einen mäßigen Einfluss auf die Diagnosequalität haben, eine 3,6 erzielt werden. Die Bildunschärfe wurde mit einer 2,5, das Bildrauschen mit einer 2 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 2,7.

**Tabelle 12:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

Wochen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Qualitätsmerkmal											
Distorsion (Bildverzerrung)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Blurring (Bildunschärfe)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Noise (Bildrauschen)	2	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1,2

Tabelle 12 zeigt die qualitative Auswertung der mit der Standardsequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. In der Kategorie Bildverzerrung konnte bei diesen Aufnahmen eine 1 erreicht werden, da in diesem Bereich keine Artefakte zu sehen waren. Ebenso konnte in der Kategorie Bildunschärfe aufgrund der fehlenden Artefakte eine 1 erzielt werden. Die Kategorie Bildrauschen zeigt kaum sichtbare Artefakte und wird aus diesem Grund mit 1,2 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 1,1.

**Tabelle 13:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert.

Wochen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MW
Qualitätsmerkmal											
Distorsion (Bildverzerrung)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Blurring (Bildunschärfe)	3	2	3	2	2	2	3	3	2	2	2,4
Noise (Bildrauschen)	2	3	2	2	3	3	3	2	2	3	2,5

Tabelle 13 zeigt die qualitative Auswertung der mit der SEMAC-Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. Die Bildverzerrung wurde wegen fehlender Artefakte mit 1 bewertet. Im Bereich der Bildunschärfe zeigten sich kaum sichtbare Artefakte, weshalb eine 2,4 erreicht werden konnte. Das Bildrauschen wurde mit 2,5 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 2,0.

### 6.3.1.2 Interrater-Reliabilität

#### 6.3.1.2.1 Quantitative Beurteilung

Die Auswertung erfolgte anhand des Beobachtungsprotokolls (siehe auch Kapitel 5.6 S.29).

Die Bewertung mit einem Punkt bedeutet eine gute Abgrenzung der Strukturen voneinander, zwei Punkte bedeuten vollständige Sichtbarkeit der Abgrenzung mit leichtem Verwischen der Grenzen, bei drei Punkten ist die Abgrenzung vollständig sichtbar bei erheblichem Verwischen der Grenzen, bei vier Punkten sind die Strukturen nur teilweise und bei fünf Punkten gar nicht mehr sichtbar.

**Tabelle 14:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Anatomische Struktur							
Ligamentum collaterale mediale	5	4	4	5	4	4	4,3
Ligamentum collaterale laterale	4	4	4	4	4	4	4
Pes anserinus	3	2	3	3	2	2	2,5
Quadriceps Ansatzsehne	4	2	3	4	2	4	3,2
Ligamentum patellae	4	3	4	4	3	3	3,5
Hoffa Fettkörper	5	4	5	5	4	4	4,5
Patella	4	3	4	4	3	3	3,5
Biceps femoris Ansatzsehne	2	1	2	2	1	1	1,5
Medialer Gastrocnemius Ansatz	4	2	3	3	2	4	3
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	4	2	3	2	3	4	3
Ligamentum cruciatum posterior	5	5	5	5	5	5	5

Tabelle 14 zeigt die quantitative Auswertung der mit der Standardsequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. Der Mittelwert ergibt sich bei der Interrater-Reliabilität aus dem Durchschnitt der sechs Untersucher. Das Ligamentum collaterale mediale wurde mit 4,3 bewertet, das Ligamentum

collaterale laterale mit 4. Das Pes anserinus erreichte in der Bewertung eine 2,5. Die Quadriceps-Ansatzsehne wurde mit 3,2, das Ligamentum patellae mit 3,5 bewertet. Der Hoffa-Fettkörper erhielt eine 4,5; die Patella erreichte eine 3,5. Die Biceps femoris-Ansatzsehne ist mit 1,5 die Struktur mit der besten Bewertung bei einliegender Metallknie-TEP und der Standard-MRT-Sequenz. Sowohl der mediale als auch der laterale Gastrocnemius-Ansatz erreichten eine 3. Das Ligamentum cruciatum posterior war in dieser Untersuchung nicht sichtbar und wurde deshalb mit 5 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 3,5.

**Tabelle 15:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Anatomische Struktur							
Ligamentum collaterale mediale	4	2	3	4	2	3	3,0
Ligamentum collaterale laterale	3	2	2	2	2	3	2,3
Pes anserinus	1	1	1	2	1	1	1,2
Quadriceps Ansatzsehne	2	1	1	2	1	2	1,5
Ligamentum patellae	2	2	2	3	2	1	2,0
Hoffa Fettkörper	3	3	3	3	3	2	2,8
Patella	2	2	2	2	2	2	2,0
Biceps femoris Ansatzsehne	2	2	2	2	2	2	2,0
Medialer Gastrocnemius Ansatz	2	2	2	2	2	2	2,0
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	2	2	2	2	2	2	2,0
Ligamentum cruciatum posterior	3	1	2	3	2	2	2,2

Tabelle 15 zeigt die quantitative Auswertung der mit der SEMAC-Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. Am schlechtesten sichtbar und deshalb mit einer 3 bewertet war in dieser Untersuchung das Ligamentum collaterale mediale. Mit einer 2,3 war des Ligamentum collaterale laterale etwas besser sichtbar. Das Pes anserinus erhielt mit einer 1,2 die

beste Bewertung im Rahmen dieser Untersuchung. Die Quadriceps-Ansatzsehne wurde mit einer 1,5, das Ligamentum patellae mit einer 2 bewertet. Der Hoffa-Fettkörper erhielt eine 2,8. Die Patella erreichte eine 2. Die Biceps femoris-Ansatzsehne war vollständig sichtbar mit leichtem Verwischen der Grenzen und erreichte somit eine 2. Ebenso vollständige Sichtbarkeit mit leichtem Verwischen der Grenzen zeigten die beiden Muskelansätze des medialen und lateralen Gastrocnemius und wurden daher jeweils mit 2 bewertet. Das Ligamentum cruciatum posterior erreichte in dieser Untersuchung eine 2,2. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 2,1.

**Tabelle 16:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Anatomische Struktur							
Ligamentum collaterale mediale	2	1	1	2	1	1	1,3
Ligamentum collaterale laterale	1	1	1	1	1	1	1,0
Pes anserinus	1	1	1	1	1	1	1,0
Quadriceps Ansatzsehne	1	1	1	1	1	1	1,0
Ligamentum patellae	1	1	1	1	1	1	1,0
Hoffa Fettkörper	1	1	1	1	1	1	1,0
Patella	1	1	1	1	1	1	1,0
Biceps femoris Ansatzsehne	1	1	1	1	1	1	1,0
Medialer Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1,0
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1,0
Ligamentum cruciatum posterior	1	1	1	1	1	1	1,0

Tabelle 16 zeigt die quantitative Auswertung der mit der Standardsequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. Das Ligamentum collaterale mediale erhielt eine 1,3. Die übrigen Strukturen wurden durch die sechs Untersucher bei vollständiger Sichtbarkeit und Abgrenzbarkeit mit einer

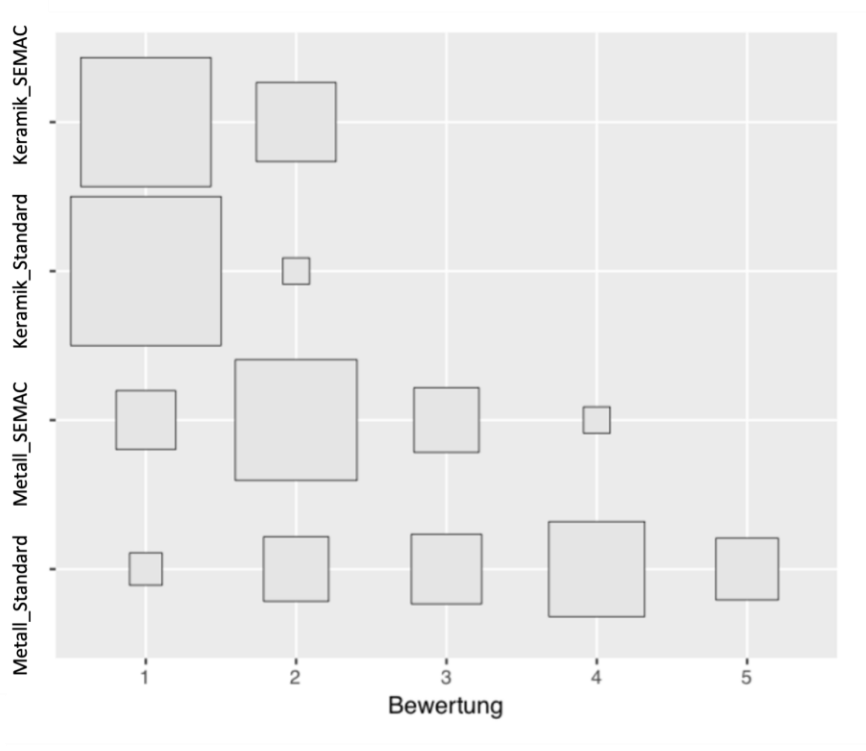
1 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 1,0.

**Tabelle 17:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher \ Anatomische Struktur	1	2	3	4	5	6	MW
Ligamentum collaterale mediale	2	1	1	1	2	2	1,5
Ligamentum collaterale laterale	1	1	2	1	1	1	1,2
Pes anserinus	2	1	1	1	2	2	1,5
Quadriceps Ansatzsehne	2	1	1	1	1	2	1,3
Ligamentum patellae	1	1	2	1	1	1	1,2
Hoffa Fettkörper	2	1	2	1	2	1	1,5
Patella	1	1	1	1	1	1	1,0
Biceps femoris Ansatzsehne	2	1	1	1	2	2	1,5
Medialer Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1,0
Lateraler Gastrocnemius Ansatz	1	1	1	1	1	1	1,0
Ligamentum cruciatum posterior	2	1	1	1	2	1	1,3

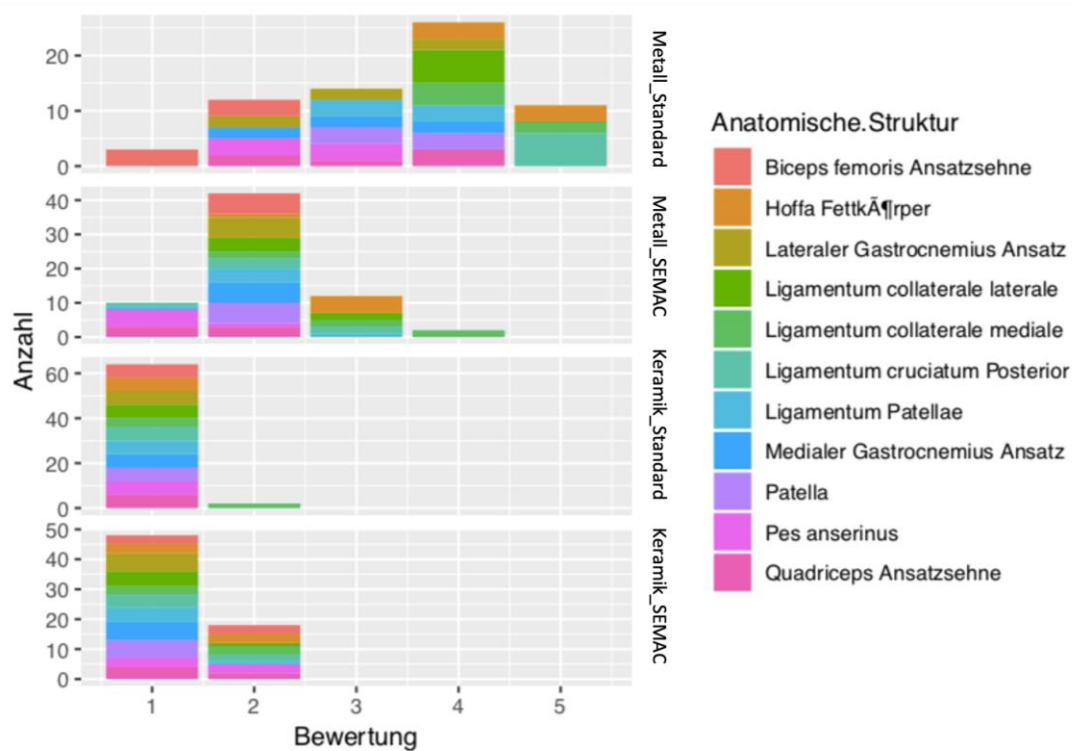
Tabelle 17 zeigt die quantitative Auswertung der mit der SEMAC-Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. Das Ligamentum collaterale mediale erreichte hier eine 1,5, das Ligamentum collaterale laterale eine 1,2. Das Pes anserinus wurde mit einer 1,5 bewertet, die Quadriceps-Ansatzsehne mit einer 1,3. Das Ligamentum patellae war klar von den anderen Strukturen zu unterscheiden und bekam somit eine 1,2. Der Hoffa-Fettkörper stellte sich vollständig sichtbar, aber mit leichtem Verwischen der Grenzen dar und erhielt somit eine 1,5. Die Patella erreichte in dieser Untersuchung eine 1. Die Untersucher gaben der Biceps femoris-Ansatzsehne eine 1,5, weil sie zwar vollständig sichtbar war, aber leicht verschwommene Grenzen aufzeigte. Medialer und lateraler Gastrocnemius-Ansatz waren gut in ihrer anatomischen Struktur abzugrenzen und bekamen eine 1. Das Ligamentum cruciatum

posterior wurde mit einer 1,3 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 1,3.



**Abbildung 12:** Fluktuationsdiagramm der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Interrater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Je größer das Quadrat umso mehr gleiche Bewertungen wurden für die jeweilige Endoprothese abgegeben. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5).

Abbildung 12 zeigt die Bewertung der Endoprothesentypen mit den unterschiedlichen MRT-Sequenzen als Fluktuationsdiagramm. Bei der Beurteilung der anatomischen Strukturen liefern die MRT-Bilder der Keramiknie-TEP bessere Bilder (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5). Bei der Metallnie-TEP kann durch die artefaktunterdrückende Sequenz SEMAC eine Verschiebung der Bewertung in den positiveren Bereich beobachtet werden.



**Abbildung 13:** Barplot der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Interrater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Farblich markiert kann für jede anatomische Struktur gesehen werden, welche Bewertung abgegeben wurde. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallknie-TEP (Bewertung 1-5).

Abbildung 13 zeigt die untersuchten anatomischen Strukturen auf der Bewertungsskala. Auch hier lieferten die Keramiknie-TEP-Aufnahmen die besseren Ergebnisse, die einzelnen Strukturen waren hier deutlicher sichtbar als bei der Metallknie-TEP. Zur besseren statistischen Vergleichbarkeit wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet. Dieser besagt, zu wieviel Prozent die verschiedenen Untersucher die gleichen Aussagen bzgl. der einzelnen anatomischen Strukturen treffen.

**Tabelle 18:** Übereinstimmungskoeffizient der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse der Interrater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet.

Untersuchung	Übereinstimmungskoeffizient
Metallknie-TEP mit Standardsequenz	18 %
Metallknie-TEP mit SEMAC	36 %
Keramikknie-TEP mit Standardsequenz	91 %
Keramikknie-TEP mit SEMAC	27 %

Bei der Interrater-Reliabilität zeigten die sechs Untersucher bei der Metallknie-TEP mit Standardsequenz einen Übereinstimmungskoeffizient von 18 %; mit der SEMAC-Sequenz konnte eine 36 %ige Übereinstimmung erzielt werden. Die besten Ergebnisse mit einer Übereinstimmung von 91 % konnten bei der Keramikknie-TEP mit der Standardsequenz erreicht werden. Mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC konnte lediglich eine Übereinstimmung von 27 % festgestellt werden.

#### 6.3.1.2.2 Qualitative Beurteilung

Im Folgenden wird wieder die Bewertungsskala aus Kapitel 5.6 S.29 verwendet. Die 5-Punkte-Skala der qualitativen Auswertung hat folgende Abstufung: Bei einem Punkt sind keine Artefakte sichtbar, bei zwei Punkten sind Artefakte kaum, bei drei Punkten deutlich sichtbar, jedoch ohne Beeinträchtigung der Diagnosequalität, vier Punkte bedeuten erhebliche Artefakte mit mäßiger Beeinträchtigung der Diagnosequalität und bei fünf Punkten hat ein Bild so schwerwiegende Artefakte, dass die Bildqualität zur Diagnostik nicht mehr ausreicht.

**Tabelle 19:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Qualitätsmerkmal							
Distorsion (Bildverzerrung)	5	5	5	5	5	5	5,0
Blurring (Bildunschärfe)	2	2	3	2	3	2	2,3
Noise (Bildrauschen)	2	2	2	2	2	2	2,0

Tabelle 19 zeigt die qualitative Auswertung der mit der normalen Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. In der ersten Kategorie Bildverzerrung bekamen die Aufnahmen wegen so schwerwiegender Artefakte, dass mit diesen Aufnahmen keine diagnostische Aussage mehr getroffen werden kann, eine 5. In der zweiten Kategorie Bildunschärfe konnten diese Aufnahmen eine 2,3 erreichen, was für kaum sichtbare Artefakte steht. Die dritte Kategorie Bildrauschen geht ebenso mit kaum sichtbaren Artefakten einher, weshalb auch sie eine 2 bekommt. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 3,1.

**Tabelle 20:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Qualitätsmerkmal							
Distorsion (Bildverzerrung)	4	3	3	4	3	3	3,3
Blurring (Bildunschärfe)	2	3	2	3	2	2	2,3
Noise (Bildrauschen)	2	2	2	2	2	2	2,0

Tabelle 20 zeigt die qualitative Auswertung der mit der SEMAC-Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Metallknie-TEP. Im Bereich Bildverzerrung konnte aufgrund erheblicher Artefakte, die allerdings nur einen mäßigen Einfluss auf die Diagnosequalität haben, eine 3,3 erzielt werden. Die Bildunschärfe wurde mit einer 2,3, das Bildrauschen mit einer 2 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 2,5.

**Tabelle 21:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Qualitätsmerkmal							
Distorsion (Bildverzerrung)	1	2	1	1	2	1	1,3
Blurring (Bildunschärfe)	1	1	1	1	1	1	1,0
Noise (Bildrauschen)	2	1	1	2	1	1	1,3

Tabelle 21 zeigt die qualitative Auswertung der mit der Standardsequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. In der Kategorie Bildverzerrung konnte mit diesen Aufnahmen eine 1,3 erreicht werden. Es waren somit in diesem Bereich kaum Artefakte zu sehen. Ebenso konnte in der Kategorie Bildunschärfe aufgrund der fehlenden Artefakte eine 1 erzielt werden. Die Kategorie Bildrauschen zeigt kaum sichtbare Artefakte und wird aus diesem Grund mit 1,3 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 1,2.

**Tabelle 22:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert.

Untersucher	1	2	3	4	5	6	MW
Qualitätsmerkmal							
Distorsion (Bildverzerrung)	1	1	2	1	1	1	1,2
Blurring (Bildunschärfe)	3	2	2	3	3	2	2,5
Noise (Bildrauschen)	2	2	2	3	3	3	2,5

Tabelle 22 zeigt die qualitative Auswertung der mit der SEMAC-Sequenz angefertigten MRT-Aufnahmen der Keramiknie-TEP. Die Bildverzerrung wurde wegen nahezu fehlender Artefakte mit 1,2 bewertet. Im Bereich der Bildunschärfe zeigten sich ebenfalls kaum sichtbare Artefakte, weshalb eine 2,5 erreicht werden konnte. Das Bildrauschen wurde mit 2,5 bewertet. Hieraus ergibt sich ein Gesamtmittelwert für diese Auswertung von 2,1.

## 7 Diskussion

Grundlage der vorliegenden Arbeit ist die Frage, ob mittels MRT Gründe für die Schmerzen oder für andere Komplikationen nach Implantation einer Knie totalendoprothese gefunden werden können, die bisher wegen der vorhandenen Artefakte unerkant blieben. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Beurteilbarkeit der anatomischen Strukturen im MRT bei Metallknie- und Keramiknie-TEP in Abhängigkeit der verwendeten MRT-Sequenz. Für die Fragestellung dieser Arbeit wurden drei Hypothesen aufgestellt. 1. Die Keramiknie-TEP macht bei der Untersuchung im Gelphantom weniger Artefaktvolumen als die Metallknie-TEP. 2. Die anatomischen Strukturen lassen sich bei implantierter Keramiknie-TEP im Leichenknie besser beurteilen als bei der Metallknie-TEP. 3. Die artefaktunterdrückende Sequenz liefert eine signifikante Verbesserung der Bildqualität bei der Metallknie-TEP. Im Kapitel 6.1 S.33 werden die Ergebnisse der Volumenmessung der Knie totalendoprothesen im Gelphantom dargestellt. Hier wurden Keramiknie- bzw. Metallknie-TEPs in Gelphantome gegossen und im MRT mittels Standardsequenz und artefaktunterdrückender Sequenz SEMAC untersucht. Anschließend wurde mittels der Software aycan Osirix und Chimaera (Chimaera GmbH, Erlangen) das Endoprothesenvolumen bestimmt. Die besten Ergebnisse erbrachte die Keramiknie-TEP mit Anwendung der SEMAC-Sequenz. In der Standardsequenz zeigte sich im femoralen Endoprothesenteil ein gemessenes Volumen von  $36,6 \text{ cm}^3$ , im Vergleich hierzu lag die Herstellerangabe bei  $33,175 \text{ cm}^3$ . Vergleicht man den femoralen Anteil der Metallknie-TEP und der Keramiknie-TEP in der Standardsequenz, zeigt sich bei der Metallknie-TEP ein fast um den Faktor 6 erhöhtes Implantatvolumen durch die Artefaktentstehung. Hingegen liegt bei der Keramiknie-TEP der Anstieg des gemessenen Volumens nur beim 1,15-fachen. Betrachtet man das Ganze nun mittels Artefaktunterdrückung, ist das beobachtete Volumen der Metallknie-TEP nur um das 1,6-fache, bei der Keramiknie-TEP um das 1,1-fache erhöht. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die größte Reduktion an Artefaktvolumen bei dem Werkstoff Keramik zu registrieren ist. Bei der Metallknie-TEP kann eine deutliche Verminderung der Artefakte durch die artefaktunterdrückende Sequenz

erfolgen. Die erste Hypothese dieser Arbeit konnte durch diese Ergebnisse bewiesen werden.

Matsuura et al. [38] führten eine Studie durch, in der sie verschiedene Materialien im MRT untersuchten, die in der Neurochirurgie für Aneurysmaclips verwendet werden. Sie untersuchten die magnetische Suszeptibilität von kobaltbasierten Legierungen, Titanlegierungen, reinem Titan und Keramik. Verglichen wurden die Biomaterialien anhand der Artefaktdurchmesser in mm (siehe Kapitel 4.3 S.21). Auch in dieser Studie konnte gezeigt werden, dass der Werkstoff Keramik im MRT im Vergleich mit anderen Biomaterialien zu den geringsten Artefakten führt.

In Kapitel 6.3 S. 37 untersuchten wir die Sichtbarkeit anatomischer Strukturen in gefrorenen Leichenknie mit implantierten Metallknie- oder Keramiknie-TEP. Die Auswertung erfolgte im Rahmen einer Intra-Rater- und Interrater-Reliabilität anhand eines standardisierten Beobachtungsprotokolls (siehe Kapitel 5.6, S.29). Die Beurteilung erfolgte anhand einer 5-Punkte-Skala, wobei 1 die beste Beurteilung darstellt. Im Rahmen der Beurteilung wurde zwischen qualitativen und quantitativen Merkmalen unterschieden.

Die Intrarater-Reliabilität erfolgte über einen Zeitraum von 10 Wochen und zeigte bei der quantitativen Beurteilung eine deutlich bessere Bildqualität zugunsten der Keramiknie-TEP. Die schlechtesten Ergebnisse mit einer 3,8 im Durchschnitt aller Strukturen erbrachte die Metallknie-TEP in der Standardsequenz, was im klinischen Alltag keine ausreichende diagnostische Qualität bedeutet. Hingegen konnten bei der Keramiknie-TEP die besten Werte mit einer 1 im Durchschnitt erzielt werden. Interessant ist allerdings, dass bei Keramik durch die Verwendung der Artefaktunterdrückung SEMAC die Beurteilbarkeit schlechter wird und nur noch eine 1,3 erreicht werden konnte. Somit kann mit diesen Ergebnissen die zweite Hypothese als bewiesen betrachtet werden.

Entscheidend für den klinischen Alltag ist aber, dass bei gleichen Bildern zuverlässig gleiche Diagnosen gestellt werden.

Mit einem Übereinstimmungskoeffizienten von 91 % war hier die Keramiknie-TEP mit der Standardsequenz ganz klarer Spitzenreiter. Die Metallknie-TEP mit der Standardsequenz konnte lediglich 18 % Übereinstimmung erreichen.

Bereits durch mehrere Studien konnte gezeigt werden, dass metallische Endoprothesen und Implantate für Artefakte verantwortlich sind. Somit stellen sie ein Problem für die Darstellung von umliegenden Strukturen mit einliegenden Metallendoprothesen und Implantaten im MRT dar [4, 46-48].

Lee et al. [47] verglichen zwei Knieimplantate, eines aus Kobaltchrom und eines aus oxidiertem Zirkonium, welche mit unterschiedlichen Pulssequenzen und Bildgebungsparametern untersucht wurden. Die besten Bilder mit minimalen Metallartefakten wurden mit oxidierten Zirkoniumimplantaten, schneller Spin-Echo-Sequenz, dünner Schichtdicke und hohem Auslesegradienten gewonnen. Auch in dieser Arbeit konnten die Aufnahmen mit den geringsten Artefakten bei den Keramiknie-TEPs gefunden werden.

Im Jahr 2010 veröffentlichten Kamishima et al. [4] eine Studie, in der sie zwei femorale Komponenten einer Knieendoprothese, eine aus Kobaltchrom und die andere komplett aus Zirkonoxidkeramik im MRT miteinander verglichen. Sie fertigten aus beiden Implantaten ein Phantom aus Agar an und erstellten aus diesen MRT- Aufnahmen. Die entstandenen Artefakte bewerteten sie im Anschluss anhand einer 3-Punkte-Skala. Grad 1: vernachlässigbare Artefakte; es gibt fast kein Artefakt, das die angrenzenden Strukturen beeinflussen könnte. Grad 2: mäßige Artefakte; es gibt einige Artefakte, aber die Form des Implantats ist erkennbar. Grad 3: bemerkenswerte Artefakte; die Form des Implantats wird aufgrund schwerer Artefakte kaum erkannt. Durch ihre Studie kamen sie zu dem Ergebnis, dass das Zirkonoxid-Keramikumplantat im Vergleich zu dem Kobalt-Chrom-Implantat vernachlässigbar kleine Artefakte erzeugte. Kamishima et al. [4] kamen bezogen auf das Artefaktverhalten somit auf die gleichen Ergebnisse wie der Autor der vorliegenden Arbeit.

Zu einem ähnlichen Ergebnis in Bezug auf die Artefaktausbildung kamen auch Panfili et al. [48]. Sie untersuchten drei Hüftendoprothesen unterschiedlicher Zusammensetzung in einem 1 Tesla und einem 1,5 Tesla MRT. Endoprothese Nr. 1 bestehend aus Kobalt-Chrom-Molybdän (Kopf und Schaft). Endoprothese Nr. 2 bestehend aus Keramik (Kopf) und Titan (Schaft); Endoprothese Nr. 3 bestehend aus Kobalt-Chrom (Kopf) und Titan (Schaft). Es wurden die von jeder Endoprothese erzeugten Artefakte in unterschiedlichen Sequenzen bei den verschiedenen Feldstärken bewertet. Die zwei längsten Durchmesser des Artefakts in jedem Abschnitt und jeder

Sequenz wurden gemessen und mit den tatsächlichen Durchmessern verglichen. Die Endoprothese mit Keramikanteil verursachte in allen untersuchten Sequenzen die geringsten Artefakte. Diese Ergebnisse decken sich mit denen der vorliegenden Arbeit.

In dieser Arbeit erfolgte die qualitative Bewertung der Bilder anhand dreier Kriterien: Bildverzerrung, Bildunschärfe und Bildrauschen. Die besten Bilder lieferte auch hier die Keramiknie-TEP in der Standardsequenz, wie durch die Intrarater-Reliabilität gezeigt werden konnte (MW 1,1). Die schlechteste Bildqualität wurde mit der Metallnie-TEP erzielt (MW 3,1). Sutter et al. (2013) zeigten, dass die Verwendung von SEMAC- im Vergleich zu Standardsequenzen zu einer signifikanten Verbesserung der Darstellung anatomischer Strukturen und zu einer Reduktion von Verzerrung und Bildrauschen führt [49]. Ebendies konnte für die Metallnie-TEP auch in dieser Arbeit gezeigt werden.

Im Rahmen der Interrater-Reliabilität beurteilten sechs Untersucher anhand des Beobachtungsprotokolls die anatomischen Strukturen. Auch sie kamen zu einem klaren Ergebnis. Die am besten bewerteten Bilder lieferte die Keramiknie-TEP mit der Standardsequenz bei einem Mittelwert von 1. Im Gegensatz dazu bekam die Metallnie-TEP mit der gleichen Sequenz nur die Bewertung 3,5. Mit der artefaktunterdrückenden Sequenz SEMAC sind die Unterschiede schon etwas geringer. Die Untersucher kamen im Mittel bei der Metallnie-TEP auf eine 2,1, was im Beobachtungsprotokoll gut zu beurteilenden Bildern entspricht. Damit zeigt sich auch die dritte Hypothese als bewiesen. Durch SEMAC-Anwendung bei der Keramiknie-TEP verlieren die Bilder im Vergleich zur Standardsequenz wieder an Qualität, die Untersucher kamen im Mittel auf eine 1,3. Dieser Effekt ist dadurch erklärbar, dass die Software SEMAC die Bilder neu berechnet und dabei Artefakte herausrechnen kann. Sind aber keine oder nur sehr wenige Artefakte vorhanden, berechnet die Software die Bilder trotzdem neu und diese verlieren dadurch an Qualität. Mit der Interrater-Reliabilität konnte gezeigt werden, dass bessere Bildqualitäten zu konstanterer Befundung der Bilder führen. Bei den mit Standardsequenz angefertigten Bildern der Keramiknie-TEP betrug der Übereinstimmungskoeffizient 91 %. Bei der Metallnie-TEP lag die Übereinstimmung nur bei 18 %. Dieser Wert konnte durch die Artefaktunterdrückung SEMAC immerhin

auf 36 % gesteigert werden. Ebenfalls wie bei der Intrarater-Untersuchung senkt die Anwendung der SEMAC bei der Keramiknie-TEP den Übereinstimmungskoeffizienten auf nur noch 27 %.

Ai et al. [50] kamen in ihrer Studie, ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit, zu dem Ergebnis, dass modifizierte Sequenzen wie SEMAC markante Reduktionen von Metallartefakten für verschiedene Metallimplantate und dadurch eine deutliche Verbesserung der Bildqualität bewirken konnten. Sie untersuchten vier verschiedene artefaktunterdrückende Sequenzen: View Angle Tilting (VAT), Slice Encoding for Metal Artifact Correction (SEMAC) und eine Technik, die die ersten beiden kombiniert (SEMAC-VAT). In der 3D-Bildgebung wurde die Technik Multiple Slab Akquisition mit VAT basierend auf einer SPACE-Sequenz untersucht (MSVAT-SPACE). Anhand der Aufnahmen wurde eine Volumenmessung der Artefakte durchgeführt. In ihrer Arbeit verglichen Ai et al. [50] zwei verschiedene Metallschrauben, eine aus Titan und eine aus Edelstahl, eingelegt in ein Agarosegelphantom im MRT. Außerdem untersuchten sie die entstehenden Artefakte bei zwei Probanden im MRT. Proband 1 hatte eine Metallknie-TEP implantiert und Proband 2 hatte ein Metallimplantat im Rahmen einer Bimalleolarfraktur an der Fibula erhalten. Für alle untersuchten Sequenzen konnte eine deutliche Reduktion der Artefakte und somit auch eine bessere Beurteilbarkeit der Aufnahmen festgestellt werden.

Duttenhoefer et al. [51] bestimmten mittels MRT die Knochenhöhe über dem Nervenkanal der Mandibula an Schweinekiefern. Um den Einfluss von Implantatmaterialien auf die Beurteilung nach der Implantation zu untersuchen, wurden den Schweinekiefern anschließend entweder zwei Titan- oder Zirkonoxidimplantate implantiert und erneut gescannt. Während die Titanimplantate nach der Implantation eine starke Verzerrung hervorriefen, was zu ausgedehnten Signalhohlräumen führte, waren Zirkonoxidimplantate mit nur geringen Verzerrungen eindeutig darstellbar. So konnten Duttenhoefer et al. [51] wie auch in der vorliegenden Arbeit nachweisen, dass mit Keramikimplantaten bessere MRT-Aufnahmen generiert werden können.

Die geringe Fallzahl mit jeweils nur einem anatomischen Präparat mit einliegender Keramiknie- bzw. Metallknie-TEP schränkt die Aussagekraft der vorliegenden Untersuchung ein. Eine höhere Fallzahl war aufgrund der hohen

Kosten für die gefrorenen Leichenpräparate jedoch nicht realisierbar. Zum Untersuchungszeitpunkt waren uns keine Patienten mit einliegender Keramiknie-TEP bekannt, weshalb keine in vivo Aufnahmen angefertigt werden konnten. Die durchgeführten Untersuchungen haben somit mehr deskriptiven Charakter als statistische Relevanz. Insgesamt decken sich aber unsere Ergebnisse bzgl. Artefaktverhalten von Keramik- und Metall-implantaten im MRT und möglicher Artefaktreduktion mittels SEMAC mit denen der oben aufgeführten Studien zu diesem Thema [4, 38, 47-51].

Abschließend kann gesagt werden, dass die Keramiknie-TEP und das umliegende Gewebe in allen Untersuchungen sehr gut zu beurteilen waren. Dies garantiert im klinischen Alltag eine sichere Befundung der anliegenden anatomischen Strukturen und die frühzeitige Erkennung von Endoprothesen assoziierten Komplikationen. Vielleicht können in Zukunft durch die breitere Anwendung von MRT-Untersuchungen unklare Schmerzzustände nach Endoprothesenimplantation besser geklärt werden. In Bezug auf Artefaktbildung ist die Keramiknie-TEP und die damit verbundene Beurteilbarkeit deutlich der Metallnie-TEP überlegen. Bei der Metallnie-TEP kann jedoch bereits durch Anwendung einer artefaktunterdrückenden Sequenz, wie z. B. SEMAC eine deutlich bessere Beurteilbarkeit der Bilder erreicht werden.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Statistisches Bundesamt (2021). *Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller)*. Artikelnummer: 5231401207014 Statistisches Bundesamt (Destatis).
2. Hirschmann MT (2013) Detaillierte diagnostische Abklärung von Schmerzen und Problemen nach Knieprothese entscheidend für erfolgreiche Therapie. *Leading Opinions Orthopädie & Rheumatologie*, 3(13), 10-13.
3. Steffen R, von Bremen-Kuhne R, Eppe T (2003) [Complications after total knee arthroplasty]. *Zentralbl Chir*, 128(1), 74-77. doi: 10.1055/s-2003-37324 (Komplikationen nach Knieprothesen-Implantation)
4. Kamishima T, Kitamura N, Amemiya M, Ishizaka K, Kato F, Yasuda K, Shirato H, Terae S (2010) Experimental MR imaging of zirconia ceramic joint implants at 1.5 and 3 T. *Clin Radiol*, 65(5), 387-390. doi: 10.1016/j.crad.2009.12.007
5. Grimberg A, Jansson V, Lützner J, Melsheimer O, Morlock M, Steinbrück A (2021) Jahresbericht 2021. *EPRD Deutsche Endoprothesenregister gGmbH*. doi: 10.36186/reporteprd042021
6. Agneskirchner JD, Lobenhoffer P (2004) [Endoprotheses of the knee joint]. *Unfallchirurg*, 107(3), 219-231. doi: 10.1007/s00113-004-0746-6 (Endoprothetik des Kniegelenks)
7. Alami S, Boutron I, Desjeux D, Hirschhorn M, Meric G, Rannou F, Poiraudau S (2011) Patients' and practitioners' views of knee osteoarthritis and its management: a qualitative interview study. *PLoS One*, 6(5), e19634. doi: 10.1371/journal.pone.0019634

8. Austin MS, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH (2004) Knee failure mechanisms after total knee arthroplasty. *Techniques in Knee Surgery*, 3(1), 55-59.
9. Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, Tokarski AT, Parvizi J (2014) Why are total knee arthroplasties failing today--has anything changed after 10 years? *J Arthroplasty*, 29(9), 1774-1778. doi: 10.1016/j.arth.2013.07.024
10. Renz N, Perka C, Trampuz A (2016) [Management of periprosthetic infections of the knee]. *Orthopade*, 45(1), 65-71. doi: 10.1007/s00132-015-3217-6 (Management periprotetischer Infektionen des Kniegelenks)
11. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD (2010) Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res*, 468(1), 57-63. doi: 10.1007/s11999-009-1119-9
12. Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ (2007) 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*, 89(7), 893-900. doi: 10.1302/0301-620X.89B7.19091
13. Baumann B, Sterner T, Rader C (2011) *Aseptische Knieprothesenlockerung. In: AE-Manual der Endoprothetik Knie* (Wirtz DC, Hrg.). Heidelberg, Springer. 213-226.
14. Munger P, Roder C, Ackermann-Liebrich U, Busato A (2006) Patient-related risk factors leading to aseptic stem loosening in total hip arthroplasty: a case-control study of 5,035 patients. *Acta Orthop*, 77(4), 567-574. doi: 10.1080/17453670610012629
15. Delp SL, Stulberg SD, Davies B, Picard F, Leitner F (1998) Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* (354), 49-56. doi: 10.1097/00003086-199809000-00007

16. Nam D, Nunley RM, Barrack RL (2014) Patient dissatisfaction following total knee replacement: a growing concern? *Bone Joint J*, 96-B(11 Supple A), 96-100. doi: 10.1302/0301-620X.96B11.34152
17. Christensen JC, Brothers J, Stoddard GJ, Anderson MB, Pelt CE, Gililland JM, Peters CL (2017) Higher Frequency of Reoperation With a New Bicruciate-retaining Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 475(1), 62-69. doi: 10.1007/s11999-016-4812-5
18. Kalaai S, Scholtes M, Borghans R, Boonen B, van Haaren E, Schotanus M (2020) Comparable level of joint awareness between the bi-cruciate and cruciate retaining total knee arthroplasty with patient-specific instruments: a case-controlled study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 28(6), 1835-1841. doi: 10.1007/s00167-019-05613-0
19. Pap G, Machner A, Rinnert T, Horler D, Gay RE, Schwarzberg H, Neumann W, Michel BA, Gay S, Pap T (2001) Development and characteristics of a synovial-like interface membrane around cemented tibial hemiarthroplasties in a novel rat model of aseptic prosthesis loosening. *Arthritis Rheum*, 44(4), 956-963. doi: 10.1002/1529-0131(200104)44:4<956::AID-ANR153>3.0.CO;2-3
20. Geipel U, Herrmann M (2005) [The infected implant: bacteriology]. *Unfallchirurg*, 108(11), 961-978. (Das infizierte Implantat: Bakteriologie)
21. Rand JA (1993) Sepsis following total Knee arthroplasty. *Raven Press*, 349-375.
22. Jerosch J, Heisel J, Tibesku CO (2015) *Postoperative Komplikationen. In: Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. Berlin, Heidelberg, Springer. 288-362.

23. Militz M, Buhren V (2010) [Replacement of infected knee and hip endoprotheses]. *Chirurg*, 81(4), 310-320. doi: 10.1007/s00104-009-1842-5 (Wechsel infizierter Knie- und Huftendoprothesen)
24. Bauer TW, Parvizi J, Kobayashi N, Krebs V (2006) Diagnosis of periprosthetic infection. *J Bone Joint Surg Am*, 88(4), 869-882. doi: 10.2106/JBJS.E.01149
25. Tsukayama DT, Estrada R, Gustilo RB (1996) Infection after total hip arthroplasty. A study of the treatment of one hundred and six infections. *J Bone Joint Surg Am*, 78(4), 512-523. doi: 10.2106/00004623-199604000-00005
26. Zimmerli W, Trampuz A, Ochsner PE (2004) Prosthetic-joint infections. *N Engl J Med*, 351(16), 1645-1654. doi: 10.1056/NEJMra040181
27. Citak M, Zahar A, Kendoff D (2017) Frühinfekt in der Endoprothetik. *OP-JOURNAL*, 33(02), 136-140.
28. Parvizi J, Zmistowski B, Berbari EF, Bauer TW, Springer BD, Della Valle CJ, Garvin KL, Mont MA, Wongworawat MD, Zalavras CG (2011) New definition for periprosthetic joint infection: from the Workgroup of the Musculoskeletal Infection Society. *Clin Orthop Relat Res*, 469(11), 2992-2994. doi: 10.1007/s11999-011-2102-9
29. Blasenbrey T, Kildal D, Geibel M-A. (2017). Herausforderungen bei der Bildgebung medizinischer Materialien. In *Medizinische Fremdkörper in der Bildgebung*. Berlin, Heidelberg, Springer. 3-13.
30. Hargreaves BA, Worters PW, Pauly KB, Pauly JM, Koch KM, Gold GE (2011) Metal-induced artifacts in MRI. *AJR Am J Roentgenol*, 197(3), 547-555. doi: 10.2214/AJR.11.7364
31. Sutter R, Dietrich T (2016) Reduktion von Metallartefakten in der muskuloskelettalen Bildgebung. *Radiologie up2date*, 16(02), 127-144.

32. Liebl H, Heilmeyer U, Lee S, Nardo L, Patsch J, Schuppert C, Han M, Rondak IC, Banerjee S, Koch K, Link TM, Krug R (2015) In vitro assessment of knee MRI in the presence of metal implants comparing MAVRIC-SL and conventional fast spin echo sequences at 1.5 and 3 T field strength. *J Magn Reson Imaging*, 41(5), 1291-1299. doi: 10.1002/jmri.24668
33. Reichert M, Ai T, Nittka M, Zbigniew G, Schönberg SO, Runge VM, Attenberger UI (2012) Möglichkeiten zur Metallartefaktreduktion im MRT bei 1, 5 Tesla als auch 3 Tesla unter Verwendung innovativer Sequenztechniken. *Rofo*, 184(S 01), 184-VO409\_5. doi: 10.1055/s-0032-1311325
34. Heiland S (2009) MR-Artefakte erkennen und vermeiden. *Radiologie up2date*, 9(04), 303-318.
35. Ulbrich EJ, Sutter R, Aguiar RF, Nittka M, Pfirrmann CW (2012) STIR sequence with increased receiver bandwidth of the inversion pulse for reduction of metallic artifacts. *AJR Am J Roentgenol*, 199(6), W735-742. doi: 10.2214/AJR.11.8233
36. Rampton JW, Young PM, Fidler JL, Hartman RP, Herfkens RJ (2013) Putting the fat and water protons to work for you: a demonstration through clinical cases of how fat-water separation techniques can benefit your body MRI practice. *AJR Am J Roentgenol*, 201(6), 1303-1308. doi: 10.2214/AJR.13.10606
37. Lu W, Pauly KB, Gold GE, Pauly JM, Hargreaves BA (2009) SEMAC: Slice Encoding for Metal Artifact Correction in MRI. *Magn Reson Med*, 62(1), 66-76. doi: 10.1002/mrm.21967
38. Matsuura H, Inoue T, Ogasawara K, Sasaki M, Konno H, Kuzu Y, Nishimoto H, Ogawa A (2005) Quantitative analysis of magnetic resonance imaging susceptibility artifacts caused by neurosurgical biomaterials: comparison of 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic fields. *Neurol Med Chir (Tokyo)*, 45(8), 395-398; discussion 398-399. doi: 10.2176/nmc.45.395

39. Trieb K (2016) Innovation in der Knieendoprothetik. Vollkeramische Komponenten ohne Metall. *JATROS Orthopädie & Traumatologie*, 2(16), 25-27.
40. Gunther KP, Scharf HP, Puhl W, Willauschus W, Kalke Y, Gluckert K, Sun Y (1997) [Reproducibility of radiologic diagnosis in gonarthrosis]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 135(3), 197-202. doi: 10.1055/s-2008-1039580 (Reproduzierbarkeit der radiologischen Diagnostik bei Gonarthrose)
41. Lenk M (2021) *Experimenteller Vergleich zur Bestimmung der Implantatlockerung der transiliosakralen Verschraubung*. Med. Dissertation. Universität Leipzig.
42. Seeger MP (2004) *Studie zur Reliabilität und Validität von Kiefergelenksbefunden im OPT und MRT*. Med. Dissertation. Universität Tübingen. <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:21-opus-12361>
43. Atteslander P (2010) *Methoden der empirischen Sozialforschung* (Vol. 13). Berlin, Erich Schmidt Verlag. 205-206.
44. van der Made AD, Maas M, Beenen LF, Oostra RJ, Kerkhoffs GM (2013) Postmortem imaging exposed: an aid in MR imaging of musculoskeletal structures. *Skeletal Radiol*, 42(4), 467-472. doi: 10.1007/s00256-012-1515-1
45. Jones NR, Blumbergs PC, Brown CJ, McLean AJ, Manavis J, Perrett LV, Sandhu A, Scott G, Simpson DA (1998) Correlation of postmortem MRI and CT appearances with neuropathology in brain trauma: a comparison of two methods. *J Clin Neurosci*, 5(1), 73-79. doi: 10.1016/s0967-5868(98)90207-7
46. Eggers G, Rieker M, Kress B, Fiebach J, Dickhaus H, Hassfeld S (2005) Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. *MAGMA*, 18(2), 103-111. doi: 10.1007/s10334-005-0101-0

47. Lee KY, Slavinsky JP, Ries MD, Blumenkrantz G, Majumdar S (2005) Magnetic resonance imaging of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *J Magn Reson Imaging*, 21(2), 172-178. doi: 10.1002/jmri.20233
48. Panfili E, Pierdicca L, Salvolini L, Imperiale L, Dubbini J, Giovagnoni A (2014) Magnetic resonance imaging (MRI) artefacts in hip prostheses: a comparison of different prosthetic compositions. *Radiol Med*, 119(2), 113-120. doi: 10.1007/s11547-013-0315-6
49. Sutter R, Hodek R, Fucentese SF, Nittka M, Pfirrmann CW (2013) Total knee arthroplasty MRI featuring slice-encoding for metal artifact correction: reduction of artifacts for STIR and proton density-weighted sequences. *AJR Am J Roentgenol*, 201(6), 1315-1324. doi: 10.2214/AJR.13.10531
50. Ai T, Padua A, Goerner F, Nittka M, Gugala Z, Jadhav S, Trelles M, Johnson RF, Lindsey RW, Li X, Runge VM (2012) SEMAC-VAT and MSVAT-SPACE sequence strategies for metal artifact reduction in 1.5T magnetic resonance imaging. *Invest Radiol*, 47(5), 267-276. doi: 10.1097/RLI.0b013e318240a919
51. Duttchenhofer F, Mertens ME, Vizkelety J, Gremse F, Stadelmann VA, Sauerbier S (2015) Magnetic resonance imaging in zirconia-based dental implantology. *Clin Oral Implants Res*, 26(10), 1195-1202. doi: 10.1111/clr.12430

## 9 Abkürzungsverzeichnis

BCR	bicruciate retaining
BMI	Body-Maß-Index
BPK-S	Brehm-Präzisions-Kniesystem
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
cm	Zentimeter
cm <sup>3</sup>	Kubikzentimeter
CoCr	Kobalt-Chrom
CR	cruciate retaining
CRP	C-reaktives Protein
CRPS	chronisch regionales Schmerzsyndrom
d. h.	das heißt
EAN	European Article Number
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
FAU	Friedrich-Alexander-Universität
FoV	Field of View
g	Gramm
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GS	gender specific
HF	high flex

Hz	Hertz
kg	Kilogramm
MAVRIC	Multi-acquisition variable-resonance image combination
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
MSIS	Musculoskeletal Infection Society
MW	Mittelwert
NNIS	National Nosocomial Infections Surveillance System
pAVK	periphere arterielle Verschußkrankheit
PS	posterior stabilized
Px	Pixel
RP	rotating plattform
SEMAC	Slice Encoding for Metal Artifact Correction
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis
sog.	sogenannten
STIR	Short tau inversion recovery
STIR WARP	STIR mit optimiertem Inversionsimpuls
T	Tesla
TE	Echozeit

TEP	Totalendoprothese
TR	Repetitionszeit
UC	ultrakongruent
VAT	View-Angel-Tilting
z. B.	zum Beispiel

## 10 Tabellenverzeichnis

- Tabelle 1:** Risikofaktoren für die Entwicklung einer periprothetischen Gelenkinfektion (21) 14
- Tabelle 2:** Beobachtungsprotokoll zur quantitativen Beurteilung der anatomischen Strukturen anhand einer 5-Punkte-Skala. 29
- Tabelle 3:** Beobachtungsprotokoll zur qualitativen Beurteilung der anatomischen Strukturen anhand einer 5-Punkte-Skala. 30
- Tabelle 4:** Ergebnisse der Volumenmessung der Keramiknie- und Metallknie-TEP im Gelphantom. Verglichen wird das jeweils gemessene Volumen mit dem der Herstellerangaben. 33
- Tabelle 5:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 38
- Tabelle 6:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 39
- Tabelle 7:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 40
- Tabelle 8:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich

über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 41

**Tabelle 9:** Übereinstimmungskoeffizient der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse der Intrarater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet. 44

**Tabelle 10:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 45

**Tabelle 11:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 45

**Tabelle 12:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 46

**Tabelle 13:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Intrarater-Reliabilität einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 10 Wochen ausgewertet. Aufgeführt sind die wöchentlichen Bewertungen und der Mittelwert (MW). 46

**Tabelle 14:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 47

**Tabelle 15:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 48

**Tabelle 16:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 49

**Tabelle 17:** Quantitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 50

**Tabelle 18:** Übereinstimmungskoeffizient der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse der Interrater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde der Übereinstimmungskoeffizient berechnet. 53

**Tabelle 19:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 54

**Tabelle 20:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Metallknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 54

**Tabelle 21:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der Standardsequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die 74

Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 55

**Tabelle 22:** Qualitative Auswertung der anatomischen Strukturen im MRT angefertigt mit der SEMAC-Sequenz bei einer Keramiknie-TEP. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der Interrater-Reliabilität von sechs Untersuchern einmal ausgewertet. Aufgeführt sind die Bewertungen der jeweiligen Untersucher und der Mittelwert (MW). 55

## 11 Abbildungsverzeichnis

**Abbildung 1:** T2-gewichtete Magnetresonanzbilder unterschiedlicher Biomaterialien im Gelphantom. Angefertigt wurden diese in einem 0,5, 1,5 und 3 Tesla MRT. Zu sehen sind jeweils Säulen mit einer Länge von 20 mm und einem Durchmesser von 2 mm in Keramik, reinem Titan, Titanlegierung und einer auf Kobalt basierten Legierung. Keramik verursacht das geringste Artefakt und die Kobaltlegierung das größte Artefakt (Matsuura et al. 2005).

23

**Abbildung 2:** Sequenzprotokoll für die jeweilige Untersuchung mittels MRT. Es sind die eingestellten Parameter für die Volumenmessung im Gel für Metallknie- und Keramiknie-TEP, für Formalin Leichenknie für Metallknie- und Keramiknie-TEP und für gefrorene Leichenknie für Metallknie- und Keramiknie-TEP dargestellt.

24

**Abbildung 3:** BPK-S Integration Keramik- und Metall-UC-Knietotalendoprothese Peter Brehm GmbH, Weisendorf (39).

25

**Abbildung 4:** MRT Abbildungen der Gelphantome im Axialschnitt: a-d: Aufnahmen in der Standard MRT-Sequenz; a: Femorales Metallimplantat mit ausgedehntem Umgebungsartefakt; b: Femorales Keramikimplantat nahezu ohne Umgebungsartefakt; c: Tibiales Metallimplantat mit ausgedehntem Umgebungsartefakt; d: Tibiales Keramikimplantat nahezu ohne Umgebungsartefakt; e-h: Aufnahmen mit der artefaktunterdrückenden Sequenz (SEMAC); e: Femorales Metallimplantat mit weiterhin ausgedehntem Artefakt aber weniger als bei Aufnahme a; f: Femorales Keramikimplantat ganz ohne jegliches Artefakt; g: Tibiales Metallimplantat mit weniger Artefakt im Vergleich zu Aufnahme c, aber immer noch mit ausgedehntem Artefakt; h: Tibiales Keramikimplantat ohne Umgebungsartefakte.

27

**Abbildung 5:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der Standardsequenz: Es zeigt sich eine femorale Komponente der Keramiknie-TEP. Die Endoprothese ist nur von einem leichten Artefakt umgeben. Sie ist trotzdem klar vom Gelphantom abzugrenzen. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung.

34

76

**Abbildung 6:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der artefaktunterdrückenden Sequenz (SEMAC): Es zeigt sich eine tibiale Komponente der Keramiknie-TEP. Die Endoprothese ist von keinem Artefakt umgeben. Sie ist klar vom Gelphantom abzugrenzen. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung. 34

**Abbildung 7:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der Standardsequenz: Es zeigt sich eine femorale Komponente einer Metallknie-TEP. Die Endoprothese hat ausgedehnte Artefakte. Die Konturen der Endoprothese verschwimmen mit dem Gelphantom. Es ist keine ausreichende Abgrenzung der Endoprothese möglich. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung. 35

**Abbildung 8:** Volumenmessung im Gelphantom im MRT im Axialschnitt in der Standardsequenz: Es zeigt sich eine tibiale Komponente einer Metallknie-TEP. Die Endoprothese hat ausgedehnte Artefakte. Die Konturen der Endoprothese verschwimmen mit dem Gelphantom. Es ist keine ausreichende Abgrenzung der Endoprothese möglich. In türkis markiert zeigt sich die durchgeführte Volumenmessung. 35

**Abbildung 9:** In Formalin fixiertes Leichenkniegelenk mit implantierter Metallknie-TEP im MRT im Sagittalschnitt a: Aufnahme in der artefaktunterdrückenden Sequenz (SEMAC). Große Strukturen wie der Femur oder die Tibia sind noch zu erkennen. Die Metallknie-TEP lässt sich grob abgrenzen. Feinere Strukturen sind nicht abgrenzbar. b: Aufnahme in der Standardsequenz. Es zeigt sich eine massive Artefaktveränderung durch die Metallknie-TEP. Es können keine Strukturen mit einer diagnostischen Aussagekraft erkannt werden. Beide Aufnahmen sind in ihrer Qualität nicht für den klinischen Alltag zu verwenden. 37

**Abbildung 10:** Fluktuationsdiagramm der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Intrarater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Je größer das Quadrat umso mehr gleiche Bewertungen wurden für die jeweilige Endoprothese abgegeben. Es zeigte

sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5). 42

**Abbildung 11:** Barplot der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Intrarater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Farblich markiert kann für jede anatomische Struktur gesehen werden, welche Bewertung abgegeben wurde. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5). 43

**Abbildung 12:** Fluktuationsdiagramm der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Interrater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Je größer das Quadrat umso mehr gleiche Bewertungen wurden für die jeweilige Endoprothese abgegeben. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5). 51

**Abbildung 13:** Barplot der quantitativen Auswertung der anatomischen Strukturen. Dargestellt sind die Ergebnisse des Beobachtungsprotokolls der Interrater-Reliabilität. Für jedes Endoprothesenmodell und jede MRT-Sequenz wurde die Bewertung auf einer 5-Punkte-Skala durchgeführt. Farblich markiert kann für jede anatomische Struktur gesehen werden, welche Bewertung abgegeben wurde. Es zeigte sich, dass die Keramiknie-TEP sowohl in der Standard- als auch in der SEMAC-Sequenz besser bewertet wurde (Bewertung 1-2) als die Metallnie-TEP (Bewertung 1-5). 52

## 12 Anhang

Beobachtungsprotokoll MRT-Bilder

Untersucher:

Datum:

Endoprothesentyp:

MRT-Einstellungen:

Beurteilung der Sichtbarkeit der verschiedenen Strukturen

Anatomische Struktur	Gute Abgrenzung der Strukturen 1	vollständig sichtbar mit leichtem Verwischen der Grenzen 2	vollständig sichtbar mit erheblichem Verwischen der Grenzen 3	nur teilweise sichtbar 4	nicht sichtbar 5
Ligamentum collaterale mediale					
Ligamentum collaterale laterale					
Pes anserius					
Quadriceps Ansatzsehne					
Ligamentum patellae					
Hoffa Fettkörper					
Patella					
Biceps femoris Ansatzsehne					
Medialer Gastrocnemius Ansatz					
Lateraler Gastrocnemius Ansatz					
Ligamentum cruciatum posterior					

## Qualitative Bewertung der Bilder auf Artefakt Störungen

Kriterium	Keine Artefakte 1	kaum sichtbare Artefakte 2	deutlich sichtbare Artefakte, aber ohne Beeinträchtigung der Diagnosequalität 3	erhebliche Artefakte mit mäßiger Beeinträchtigung der Diagnosequalität 4	schwerwiegende Artefakte und keine diagnostische Bildqualität 5
Distortion (Bildverzerrung)					
Blurring (Unschärfe)					
Noise					

## 13 Danksagung

Ich danke allen, die mich während der Anfertigung meiner Dissertation unterstützten.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Raimund Forst, Ordinarius für Orthopädie mit Orthopädischer Chirurgie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg für die Überlassung des Themas dieser Dissertation und für die stets wohlwollende Begleitung und Betreuung.

Ganz besonders danke ich Herrn Prof. Dr. med. Stefan Sesselmann für seine hervorragende, anregende und vor allem freundschaftliche Betreuung, die mich immer wieder ermutigte und von neuem motivierte.

Ich bedanke mich recht herzlich bei meinen ärztlichen Kolleginnen und Kollegen, die mich freundlicherweise bei der Auswertung der MRT-Aufnahmen unterstützten.

Der Dank geht auch an meine Familie, die mich stets ermunterten, die Arbeit zu vollenden.

Großer Dank gilt meiner Frau, Frau Dr. med. Elisabeth Pfluger, für ihre ermutigenden Worte, ihre Geduld in schwierigen Phasen dieser Arbeit und die konstruktiven Vorschläge und Korrekturen.