

**SAMIRA BADRY**

---

# Die präoperative, digitale Planung von Knieendoprothesen



Inauguraldissertation zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

**Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei dem Autoren dieses Werkes.**

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2022

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1<sup>st</sup> Edition 2022

© 2022 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen  
Printed in Germany



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY  
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890  
email: [redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)

**[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)**

# **Die präoperative, digitale Planung von Knieendoprothesen**

**- Genauigkeit und Einflussfaktoren -**

## **Inauguraldissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

**Samira Badry**

aus Bogen

Gießen 2021

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Gutachter: Prof. Dr. med. Gabor Szalay

Tag der Disputation: 08.11.2021

## Inhaltsverzeichnis

|                                                                                |             |
|--------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| <b>Inhaltsverzeichnis .....</b>                                                | <b>I</b>    |
| <b>1 Einleitung.....</b>                                                       | <b>1</b>    |
| <b>2 Grundlagen .....</b>                                                      | <b>2</b>    |
| 2.1 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks .....                             | 2           |
| 2.2 Gonarthrose.....                                                           | 2           |
| 2.3 Prothesentypen .....                                                       | 4           |
| 2.4 Durchführung eines Kniegelenkersatzes .....                                | 4           |
| <b>3 Fragestellung .....</b>                                                   | <b>6</b>    |
| <b>4 Material und Methodik.....</b>                                            | <b>7</b>    |
| 4.1 Ein- und Ausschlusskriterien.....                                          | 7           |
| 4.2 Studiendesign.....                                                         | 7           |
| 4.3 Auswahl der zu untersuchenden Variablen .....                              | 9           |
| 4.4 Datenerhebung .....                                                        | 10          |
| 4.5 Labeling und Klassierung .....                                             | 12          |
| 4.6 Auswahl der statistischen Modelle .....                                    | 13          |
| <b>5 Ergebnisse .....</b>                                                      | <b>16</b>   |
| 5.1 Beschreibung des Fallkollektivs .....                                      | 16          |
| 5.2 Vergleich der beiden Untersucher.....                                      | 18          |
| 5.3 Weitere Analyse der beiden Planer .....                                    | 21          |
| 5.4 Ergebnisverlauf des unerfahrenen Planers .....                             | 26          |
| 5.5 Untersuchung der Einflussfaktoren.....                                     | 28          |
| <b>6 Diskussion .....</b>                                                      | <b>36</b>   |
| 6.1 Diskussion der Methodik.....                                               | 36          |
| 6.1.1 Studiendesign .....                                                      | 36          |
| 6.1.2 Erhebung der Planungsqualität .....                                      | 38          |
| 6.1.3 Beurteilung des Fallkollektivs .....                                     | 40          |
| 6.2 Diskussion der Ergebnisse zur Planungsqualität.....                        | 41          |
| 6.2.1 Direkter Vergleich beider Planer hinsichtlich der Planungsqualität ..... | 41          |
| 6.2.2 Planungspräzision des erfahrenen Planers .....                           | 43          |
| 6.2.3 Verteilung der Größendifferenzen .....                                   | 45          |
| 6.3 Entwicklungsprozess des unerfahrenen Planers .....                         | 47          |
| 6.4 Relevanz der Einflussfaktoren .....                                        | 49          |
| 6.4.1 Prothesentypen .....                                                     | 49          |
| 6.4.2 Perspektive .....                                                        | 50          |
| 6.4.3 Restliche Einflussfaktoren .....                                         | 51          |
| <b>7 Schlussfolgerung.....</b>                                                 | <b>54</b>   |
| <b>8 Zusammenfassung.....</b>                                                  | <b>56</b>   |
| <b>9 Abstract.....</b>                                                         | <b>58</b>   |
| <b>Abkürzungs-, Abbildungs-, Tabellenverzeichnis .....</b>                     | <b>II</b>   |
| <b>Literaturverzeichnis .....</b>                                              | <b>IV</b>   |
| <b>Anhang.....</b>                                                             | <b>XI</b>   |
| <b>Publikationsverzeichnis.....</b>                                            | <b>XIII</b> |
| <b>Erklärung zur Dissertation .....</b>                                        | <b>XIV</b>  |
| <b>Danksagung .....</b>                                                        | <b>XV</b>   |

### ***1 Einleitung***

In der Orthopädie hat die Endoprothetik in den letzten Jahren einen immer höheren Stellenwert eingenommen. Bereits 2014 wurden, laut dem Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung, im Gesundheitswesen 130.802 Erstimplantationen von Knieendoprothesen in Deutschland durchgeführt, wobei die Tendenz steigend war (AQUA, 2015). Dies liegt unter anderem an der fast kontinuierlich steigenden Lebenserwartung in Deutschland (Bundesinstitut für Bevölkerungsforschung, 2017) und der damit einhergehenden Altersstruktur in der Bevölkerung. Schon im Jahre 2003 schrieben Woolf et al., dass sowohl durch die, mit dem Alter einhergehende Steigerung der Inzidenz und Prävalenz der Arthrose, als auch, durch die steigende Lebenserwartung, die Anzahl der Arthrose-Patienten weiter steigen wird (Woolf & Pfleger, 2003). Aufgrund dieser Entwicklung wurde der Endoprothetik eine immer größere Bedeutung beigemessen, sodass 2012 die Zertifizierung „Endoprothetikzentrum“ zur Qualitätssicherung in Deutschland eingeführt wurde (EndoCert, o. J.). Für diese Zertifizierungen wurden Standards für die wichtigsten Aspekte der Endoprothetik festgelegt, darunter auch die präoperative Planung von Knieendoprothesen (Haas, 2018). Die Prothesenplanung kann auf unterschiedliche Weise durchgeführt werden. Beispielsweise kann der Operateur virtuell, mithilfe einer Software eine Schablone der Prothese am Röntgenbild des jeweiligen Patienten zweidimensional anpassen. Dieses Vorgehen ermöglicht dem Operateur, sich besser auf die Operationen vorzubereiten und die „Prothesen [...] genauestens an die anatomischen Verhältnisse“ (Hectec GmbH, 2011), bezüglich Winkel und Prothesengröße anzupassen. „Damit können Fehlstellungen, die zu vorzeitiger Prothesenlockerung führen können, bereits im Vorfeld vermieden werden“ (Hectec GmbH, 2011, S. 15). Die präoperative Prothesenplanung ist daher aus der Orthopädie heutzutage nicht mehr wegzudenken und stellt ein etabliertes Verfahren zur Qualitätssicherung dar. Viele Studien haben dieses Verfahren untersucht und konnten Hinweise auf Unterschiede zwischen verschiedenen Planern zeigen (Arora et al., 2005; Bothra et al., 2003; Kasis et al., 2004; Ooka et al., 2018). Die wenigsten jedoch (Bowman et al., 2016; Vanin et al., 2010) beziehen sich dabei auf den Erfahrungsunterschied zwischen den planenden Personen. Zudem wurden die Einflussfaktoren, die die Planungsqualität beeinträchtigen könnten, bisher vernachlässigt.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk besteht insgesamt aus zwei funktionell gekoppelten Gelenken. Zum einen aus dem Drehscharniergelenk, *Articulatio femorotibialis*, welches eine Extension, Flexion, Innen- und Außenrotation zulässt, und zum anderen aus der *Articulatio femoropatellaris*, welches zu den planen Gelenken gehört und nur eine Translationsbewegung ausführen kann (*Amboss-Allgemeine Anatomie*, o. J.). Insgesamt verfügt das Knie nach der Neutral-Null-Methode über eine Bewegungsfreiheit der Extension/Flexion von 5 - 10 / 0 / 120 - 150 Grad und der Außen - / Innenrotation von 30 / 0 / 10 Grad (*Amboss-Oberschenkel und Knie (Oberschenkel, Knie)*, o. J.). Diese Rotationsbewegung und somit die physiologische Gehmechanik werden durch eine nicht komplett kongruente Gelenkfläche zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau ermöglicht. Dabei erreicht das laterale Kompartiment mit seinem sehr flachen, beziehungsweise konvexem Tibiaplateau eine geringere Kongruenz, als das semikongruente mediale Kompartiment mit seinem konkaven Plateau. Dadurch kommt es zu einem höheren Kontaktdruck innerhalb des Gelenks und damit zu einer höheren Belastung von Menisken und Knorpel, sowie der stabilisierenden Bänder (Kohn et al., 2005, S. 35–41). Des Weiteren ist die außerordentliche Belastung im Knie dadurch zu erklären, dass es „als zentraler Drehpunkt zwischen den längsten Knochen des Körpers liegt“ (Kohn et al., 2005, S. 36), wodurch eine starke Hebelwirkung erzeugt wird. Diese Hebelwirkung wird durch die, am Knie wirkenden Muskeln, begünstigt, da sie nicht nur am Oberschenkelknochen, sondern auch teilweise am Beckenknochen ihren Ursprung haben.

Die Summe aller am Gelenk wirkender Muskelkräfte wird als Gelenkkontaktkraft bezeichnet (Duda et al., 2011, S. 19–31). Diese und die allgemeine Gelenkbelastung, die durch die anatomische Lage des Kniegelenks entsteht, sind „wichtige Faktoren in der Pathogenese und Progression der Gonarthrose“ (Duda et al., 2011, S. 20).

### 2.2 Gonarthrose

„Die Arthrose ist eine degenerative, [primär] nicht-entzündliche Erkrankung des Knorpels eines Gelenks und tritt meist als physiologische Alterserscheinung auf. Erhöhte Belastungszustände in einem Gelenkabschnitt verstärken dabei das Risiko (bspw.

Übergewicht, starke einseitige Belastung oder Gelenkfehlstellungen)“ (*Amboss-Arthrose (Arthrosis deformans)*, o. J.). Die Gonarthrose, auch Kniegelenksverschleiß genannt, ist neben der Spondylarthrose die häufigste Form der Arthrose. Hierbei handelt es sich um eine Alterserscheinung, die bereits im 30.-50. Lebensjahr 50% der Bevölkerung betrifft (Breusch et al., 2017, S. 491–494), wobei Frauen ein höheres Risiko besitzen, eine Gonarthrose zu entwickeln (Silverwood et al., 2015). Diese kann man bezüglich der Ursache in zwei Kategorien einteilen. Zum einen gibt es die primäre Gonarthrose, welche auch als idiopathisch bezeichnet wird und bei der keine speziellen Auslöser erkennbar sind. Zum anderen gibt es die sekundäre Gonarthrose, die als Folge verschiedenster Pathologien auftreten kann, wie Fehlstellungen, Traumata, Stoffwechsel-, Funktions- oder Wachstumsstörungen. Klinisch treten Symptome wie Gelenkschmerzen auf, vor allem Anlauf- und Belastungsschmerzen und im späteren Verlauf auch Ruhe- und Nachtschmerzen (*Amboss-Koxarthrose und Gonarthrose*, o. J.). Aber auch Steifigkeitsgefühl und Gelenkschwellungen zählen zu den klassischen Beschwerden.

Da die körperliche Untersuchung unspezifisch ist, wird zur weiteren Diagnostik das konventionelle Röntgen und zu dessen Beurteilung der Kellgren - Lawrence - Score herangezogen, welcher Gelenkspaltverschmälerung, subchondrale Sklerosierung, Osteophyten und Gelenkdeformitäten zu den typischen röntgenmorphologischen Zeichen arthrotischer Gelenkveränderungen zählt (Waldt et al., 2011). Jedoch ist nicht immer eine Korrelation zwischen dem Schweregrad im Röntgenbild und dem Ausmaß der Symptome gegeben (Breusch et al., 2017, S. 491–494). Daher sollte die Therapie vorerst konservativ erfolgen, wobei die vorrangigen Ziele die „Schmerzreduktion, Steigerung der Beweglichkeit [...] [und] Erhöhung der Laufleistung“ (Breusch et al., 2017, S. 492) sind. Hierfür sollte zuerst eine Verbesserung des Lebensstils angeraten werden, was eine Gewichtsreduktion und Bewegungsförderung beinhalten. Gudbergson et al. empfehlen daher bei jedem adipösen Patienten mit Gonarthrose, die Gewichtsreduktion unabhängig von dem strukturellen Schaden im Kniegelenk, als Therapie der ersten Wahl einzuleiten (Gudbergson et al., 2012). Außerdem konnten Felson et al. beobachten, dass bei den weiblichen Probanden, deren BMI um mindestens zwei Einheiten sank, das Risiko, eine Gonarthrose zu entwickeln, signifikant geringer war (Felson et al., 1992).

Zur konservativen Therapie gehören neben der Optimierung des Lebensstils ebenso orthopädiotechnische Hilfsmittel, wie Gehhilfen, oder Schuheinlagen, physikalische oder medikamentöse Therapien mit Einsatz von Analgetika, aber auch interventionelle

Eingriffe, wie Gelenkpunktion, oder Injektion von Glukokortikoiden (*Amboss-Arthrose* (*Arthrosis deformans*), o. J.). Sollten all diese Maßnahmen nicht ausreichen, muss letztendlich ein operatives Verfahren in Betracht gezogen werden, vorzugsweise eine Arthroplastik, d.h. ein künstlicher Gelenkersatz. Für die Indikationsstellung wird empfohlen, sich an den S2k-Leitlinien „Indikation Knieendoprothese“ zu orientieren, welche explizite Indikationskriterien und Schemata enthalten (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie e.V. (DGOOC), 2018). Allgemein stellt das Vorliegen eines Strukturschadens in Form einer Arthrose, eine der häufigsten Indikationen für eine Knieprothesen-Implantation dar (Lange et al., 2018).

### 2.3 Prothesentypen

Es gibt je nach Form und Ausprägung der Gonarthrose unterschiedliche Arten von Prothesen, die für einen Gelenkersatz verwendet werden können. Wenn nur ein Kompartiment der Gelenkfläche abgenutzt, aber die Stabilität noch weitestgehend erhalten ist, kann es sinnvoll sein, nur den betroffenen Bereich mit einem Implantat zu ersetzen. In diesem Fall wäre eine unikompartimentelle Oberflächenendoprothese, eine so genannte unikondyläre Schlittenprothese Mittel der Wahl. Bei einer Pangonarthrose, wenn das gesamte Kniegelenk mit allen Gelenkflächen von der Arthrose betroffen ist, sollte die komplette Gelenkfläche mittels bikondylärer Oberflächenendoprothese ersetzt werden. Bei Instabilität des Bandapparates kann eine achsengeführte Totalendoprothese zur Anwendung kommen (Imhoff et al., 2011, S. 558).

### 2.4 Durchführung eines Kniegelenkersatzes

Da sich das Implantationsverfahren der einzelnen Prothesentypen etwas unterscheidet, werden hier exemplarisch die Schritte des Implantationsverfahrens eines bikondylären, ungekoppelten Oberflächenersatzes mit der Femur-First-Methode geschildert (Imhoff et al., 2011, S. 558–559).

Um einen guten Zugang zum Gelenk zu erhalten, wird vorerst in Rückenlage ein medianer Hautschnitt ventral über dem entsprechenden Knie durchgeführt und bei endgradiger Flexion die Patella evertiert. Anschließend erfolgt die Präparation des Operationsgebietes, indem Meniskusreste, randständige Osteophyten und das vordere Kreuzband entfernt werden, wobei das hintere Kreuzband bei ungekoppelten Prothesen erhalten bleiben sollte, um die nötige Stabilität zu gewährleisten. Im nächsten Schritt wird

die intramedullär ausgerichtete Resektionslehre eingebracht und die erste Resektion am Femur durchgeführt. Anhand einer Schablone wird anschließend der transversale, posteriore und anteriore Schnitt gesetzt. Auf diese Weise wird die Oberfläche der Femurkondylen entsprechend der Prothese zugeschnitten und anhand des Markraums des Femurs ausgerichtet. Das Gleiche wird präoperativ bei der Planung umgesetzt, indem der Stem der Prothesenschablone an der inneren Kortikalis entlang des Markraums angelegt wird.

Nachdem der Femur fertig präpariert wurde, kann nun die Tibia bearbeitet werden. Dabei wird das Tibiaplateau senkrecht zum Tibiaschaft reseziert, während in der Sagittalachse ein so genannter Tibial Slope, also eine Neigung des Plateaus nach dorsal, von 5 - 7 ° erzeugt wird. Auch das muss in der präoperativen Planung beachtet werden.

Nachdem beide Gelenkflächen zugeschnitten wurden, können die Probekomponenten eingesetzt werden, um die Passform der Prothesengröße und der Inlay-Dicke, anhand der Stabilität und des Bewegungsumfangs zu beurteilen. Sobald sich der Operateur für die passenden Größen entschieden hat, werden die richtigen Implantate endgültig eingesetzt und die Wunde verschlossen.

### ***3 Fragestellung***

In der vorliegenden Studie wird die präoperative Prothesenplanung für Knieendoprothetik untersucht, um mögliche Ansatzpunkte für Optimierungsprozesse von Planungen zu identifizieren, und erste Lösungsansätze zu formulieren. Dafür wurden alle potenziellen Einflussfaktoren, ob positiv oder negativ, in diese Studie aufgenommen und bezüglich ihrer Auswirkung auf die Vorhersagegenauigkeit der geplanten Implantatgröße untersucht. Daraus ergab sich die Hauptfragestellung, ob die Erfahrung der planenden Person, einen entscheidenden Einfluss auf die Planungspräzision hat.

Neben dieser zentralen Frage wurde das Thema noch genauer untersucht und folgende Nebenzielkriterien formuliert.

1. Wie genau unterscheidet sich die Planungsqualität eines erfahrenen von der eines unerfahrenen Planers?
2. Kam es durch Zugewinn an Erfahrung des unerfahrenen Planers zu einer Steigerung der Planungspräzision im Studienverlauf?
3. Wirken weitere Variablen einen signifikanten Einfluss auf die Planungsqualität aus?

### **4 Material und Methodik**

#### 4.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Nach Erhalt der Zustimmung der Ethik-Kommission (siehe Anhang Abbildung 14), wurden alle primären Implantationen von Knieendoprothesen in diese Studie aufgenommen, die von Anfang 2011 bis Ende 2015 am UKGM Gießen durchgeführt wurden. Somit wurden alle Revisions- und Tumorprothesen, sowie reine Retropatellarersatzeingriffe ausgeschlossen, da sie keine regelhafte Planung einer Knieprothese gewährleisten. Des Weiteren musste mindestens eine präoperative Röntgenaufnahme mit Planungskugel und alle Daten zur Verfügung stehen, die für eine digitale Planung zwingend erforderlich sind. Hierzu zählen Patienten-ID, implantiertes Prothesenmodell, operierte Seite und Operationsdatum. Zudem mussten die Informationen über die implantierten Prothesengrößen zugänglich sein, um diese später als Vergleichsgrößen heranziehen zu können. War dieses Mindestmaß an Informationen, oder die entsprechenden Röntgenbilder nicht vorhanden, oder nicht abrufbar, musste der Fall aus der Studie exkludiert werden.

#### 4.2 Studiendesign

In dieser Studie wurde die digitale Planung von Knieendoprothesen, bezüglich des Einflusses der Erfahrung des Planers auf die Planungspräzision, untersucht. Dafür wurden zwei Personen mit möglichst unterschiedlichem Erfahrungsniveau im Bereich Prothesenplanung und Endoprothetik als Planer ausgewählt. So stellte ein Medizinstudent im klinischen Abschnitt des Studiums den unerfahrenen Planer (UP) und ein Oberarzt der Orthopädie mit langjähriger Tätigkeit in der Endoprothetik, den erfahrenen Planer (EP) dar. Beide erhielten entsprechend der Ein- und Ausschlusskriterien die gleiche Auswahl an Fällen, die insgesamt aus 549 digitalen Planungen von Knieendoprothesen bestanden. Diese umfassten drei „Prothesentypen“. Darunter zählten unikondyläre Schlitten- (OX), bikondyläre Oberflächen- (BI) und achsengeführte Totalendoprothesen (RO). Diesen drei Typen können unterschiedliche Prothesenmodelle zugeordnet werden (Tabelle 1), welche von verschiedenen Herstellern produziert werden und sich dadurch in Form und Größenabstufung unterscheiden (Detailansicht im Anhang Tabelle 34).

Tabelle 1: Systematik Prothesentyp / Prothesenmodell

| Prothesentyp                     | Hersteller    | Prothesenmodell    |
|----------------------------------|---------------|--------------------|
| Bikondyläre Oberflächenprothese  | DePuy         | PFC                |
|                                  |               | PFC TC3            |
|                                  |               | LCS                |
|                                  | Implantcast   | ACS                |
|                                  | Braun         | Aesculap Emotion   |
|                                  | Stryker       | Triathlon CR Titan |
|                                  |               | Scorpio            |
| Unikondyläre Schlittenprothese   | Biomet-Zimmer | Oxford             |
| Achsengeführte Totalendoprothese | Link          | Rotationsknie      |

Beide Probanden führten die Planungen unabhängig voneinander, jeweils anhand einer vorbereiteten Patientenliste durch, welche anonymisiert, randomisiert und auf die nötigsten Informationen reduziert wurde. Die jeweiligen Planungen wurden retrospektiv anhand von präoperativen Röntgenbildern, sowohl anhand der anterior-posterioren (AP), als auch anhand der medio-lateralen (ML) Aufnahme, separat voneinander durchgeführt. Bei der Auswahl der Röntgenbilder wurde darauf geachtet, dass es sich um die neueste Aufnahme vor dem Operationstermin handelte. Darüber hinaus war ausschlaggebend, dass auf den Bildern eine Planungskugel abgebildet war, mit deren Hilfe der Maßstab und somit die Prothesengrößen bestimmt werden konnten. Im besten Fall waren zwei Röntgenbilder aus zwei verschiedenen Perspektiven (AP, ML) mit Referenzkugel vorhanden, an denen die Planung durchgeführt werden konnte. Alternativ zur AP-Aufnahme konnte eine sogenannte Ganzbeinaufnahme im Stehen zur Planung genutzt werden (Hectec GmbH, 2011, S. 15). Konnte eine Perspektive nicht aufgerufen werden, oder war auf dieser keine Planungskugel abgebildet, entfiel die Planung an dieser Röntgenaufnahme und es wurde lediglich, mit der Aufnahme der jeweils anderen Perspektive, die Planung durchgeführt.

Die geplanten Prothesengrößen wurden separat für die Femur- (F) und Tibia-

Komponente (T) erfasst. Zur Bestimmung der notwendigen Prothesengröße verwendeten beide Probanden das Programm mediCAD<sup>®</sup> Version 3.50.2.1 mit der Eichung anhand einer 25-mm-Referenzkugel. Die genaue Auswahl der Fälle und Variablen werden im nächsten Abschnitten vorgestellt.

### 4.3 Auswahl der zu untersuchenden Variablen

Den zentralen Punkt dieser Studie stellt die Planungsqualität dar, die durch die Vorhersagegenauigkeit der Prothesengröße repräsentiert wird. Die bestmögliche Planungsqualität entspricht somit einer exakten Übereinstimmung der geplanten mit der implantierten Prothesengröße. Je mehr sich beide Größen unterschieden, desto schlechter war die Qualität einzustufen. Somit konnte für jeden Fall, für jedes der jeweiligen Röntgenbilder (AP, ML) und für jede Komponente (F, T) die Qualität separat erhoben werden, sodass letztendlich für jeden Planer pro Fall bis zu vier Werte (F\_AP, T\_AP, F\_ML, T\_ML) bestimmt werden konnten.

Zudem sollte die Vorhersagegenauigkeit des unerfahrenen Planers hinsichtlich einer potenziellen Leistungssteigerung im Laufe dieser Studie untersucht werden, vor dem Hintergrund eines Zugewinns an Erfahrung mit steigender Anzahl an durchgeführten Planungen. Nach einer Einweisung in die Handhabung des Planungsprogrammes und die Durchführung einer digitalen Planung, führte der UP die einzelne Planung eigenständig durch. Nach dem 50. und dem 250. Fall erhielt er Feedback durch den EP, der anhand der letzten geplanten Röntgenbilder die bisherigen Ergebnisse des UPs begutachtete und mit ihm besprach. Bei der dritten Supervision wurde nicht nur das Planungsergebnis, sondern auch das Vorgehen evaluiert, indem die Planungen des 445. bis einschließlich des 450. Falls unter Aufsicht des EPs durchgeführt wurden. Die gesamte Lernphase wurde dadurch in vier Abschnitte unterteilt. Das ermöglichte, den Lernprozess nicht nur im Ganzen auszuwerten, sondern auch die einzelnen Lernabschnitte miteinander zu vergleichen.

Neben der zentralen Variable "Erfahrung" wurden weitere Variablen erfasst, um deren Einfluss auf die Vorhersagegenauigkeit der Prothesenplanung zu untersuchen. Hierfür wurden der Body-Mass-Index (BMI) des jeweiligen Patienten, die Lage und Entfernung der Referenzkugel, die Bild-Perspektive (AP, ML), die Qualität des Röntgenbildes, der jeweilige Prothesentyp und das jeweilige Prothesenmodell, die Operationsdauer, die Prothesenkomponente (Femur, Tibia), die operierte Seite, das Alter zum Zeitpunkt der

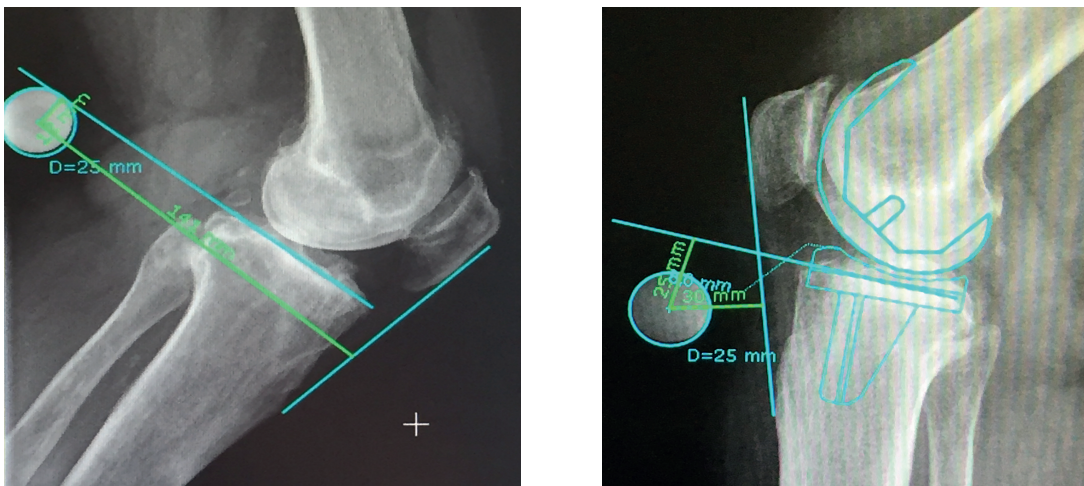
Operation und das Geschlecht des Patienten als Variablen aufgenommen.

#### 4.4 Datenerhebung

Anhand der Einschlusskriterien und der zu untersuchenden Variablen konnte eine entsprechende Fallliste erstellt und die dazugehörigen Daten, wie Patienten-ID, Datum und Dauer der Operation, operierte Seite, implantiertes Prothesenmodell, -Typ sowie -Größe dem Krankenhausinformationssystem, entnommen werden. Die Bildqualität der Röntgenaufnahmen, die zur Planung verwendet wurden, wurde von beiden Planern separat in ausreichend oder ungenügend eingeteilt. Einige Variablen mussten errechnet werden, wie der BMI, der aus Körpergröße und Gewicht bestimmt wurde. Auch das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation wurde aus der Differenz des jeweiligen Operations- und Geburtsdatums ermittelt.

Die Lage und Entfernung der Referenzkugel mussten anhand der Röntgenbilder bestimmt werden (Abbildung 1). Hierfür wurden die Röntgenaufnahmen jeweils in vier Quadranten eingeteilt, indem das Tibiaplateau und das Ligamentum patellae, beziehungsweise das Ligamentum collaterale laterale, als Koordinatenachsen dienten. Die Lage der Referenzkugel entsprach dem Quadranten, in dem sich der Mittelpunkt der Kugel befand. Die Entfernung wurde durch den kürzesten Abstand zwischen Kugelmittelpunkt und Koordinatenachse bestimmt.

**Abbildung 1: Lage und Entfernung der Referenzkugel**



Nachdem alle Falldaten aufgenommen wurden, konnten die Listen für die Verwendung durch die beiden Planer auf die wichtigsten Daten, wie OP-Datum, Patienten-ID, operierte Seite und Prothesenmodell reduziert und randomisiert werden. Die Anonymisierung erfolgte durch die Verwendung der Patienten-ID.

Anschließend konnte die eigentliche Prothesenplanung mit Hilfe des **mediCAD<sup>®</sup>**-Programms durchgeführt werden, das weltweit etabliert ist und in über 3500 Kliniken zum Einsatz kommt (mediCAD Hectec GmbH, o. J.). „**mediCAD** ist ein Hilfsprogramm für die Planung von operativen Eingriffen im Bereich der Orthopädie und [...] ermöglicht die exakte digitale Planung und Dokumentation von Prothesenimplantationen“ (Hectec GmbH, 2011, S. 18). Die ausgewählten Röntgenbilder wurden in **mediCAD<sup>®</sup>** importiert und anhand der abgebildeten 25-mm-Referenzkugel automatisch skaliert. Erfolgte die Skalierung nicht automatisch, musste diese manuell mittels Drei-Punkt-Skalierung durchgeführt werden. Dadurch wurden die Größenverhältnisse festgelegt, sodass alle anschließend gemessenen Strecken und Abmessungen in Relation zum Referenzobjekt angezeigt wurden.

Nach Auswahl des Moduls „Knie“ und der zu planenden Körperseite, wurde die gewünschte Prothese entsprechend des Typs und des Modells gewählt, welche daraufhin als zweidimensionale Schablone auf dem Röntgenbild abgebildet wurde. Hierbei konnten alle „gewünschten Herstellerschablonen [...] aus einer Prothesendatenbank gezielt ausgewählt werden“ (Hectec GmbH, 2011, S. 15). Mit diesen Voreinstellungen konnten die Positionierung und Größeneinstellung der Prothesen durchgeführt werden, indem die Schablonen für die Femur- und Tibia-Komponente in Größe und Lage an die anatomischen Strukturen angepasst wurden. Hierbei konnten die Komponenten nicht nur bewegt, sondern auch geneigt werden, um eine optimale Ausrichtung zu erreichen. Auf die Planung des Inlays wurde verzichtet, da die Prothesengrößen der Femur- und Tibia-Komponente, die hier von vorrangiger Bedeutung sind, unbeeinflusst bleiben.

Die Ausrichtung und Positionierung der Komponenten erfolgte durch die Orientierung der intramedullären Zapfen bzw. Stems (RO) an dem Markraum, oder für die Femur-Komponente in der ML-Perspektive an der dorsalen Kortikalis. Die Lage der Tibia-Komponente orientierte sich an dem tiefsten Punkt des Tibiaplateaus. Die Größe der Tibia-Komponente wurde so gewählt, dass der Rand der Prothese bündig mit dem Tibiaplateau abschloss, sodass sie auf der Kortikalis zu liegen kam, um ein Einsinken auf spongiösem Untergrund zu verhindern. Ein Überstehen der Prothese über den knöchernen Rand sollte vor allem ventral und medial vermieden werden, um eine Irritation des Innenbandes, der Quadrizepssehne und der Sehnen, die am Pes anserinus ansetzten, zu verhindern. Auch das Tibiofibulargelenk sollte berücksichtigt und geschont werden. Die Femur-Komponente wurde so angepasst, dass sie bündig mit den Femurkondylen

abschloss. Der ventrale Teil des Prothesenschildes der BI und RO sollten an der ventrale Kortikalis des Femurschaftes zu liegen kommen. Bei der unikondylären Schlittenprothese ist zudem darauf zu achten, dass die Eminentia intercondylaris unversehrt bleibt, da dort das vordere Kreuzband ansetzt und dieses für die Stabilität bei diesem Verfahren von großer Wichtigkeit ist. Nach dem Abschluss aller Planungen und damit Erhebung der letzten Daten, konnte die Auswertung erfolgen.

#### 4.5 Labeling und Klassierung

Um die Daten mithilfe von SPSS auswerten zu können, musste ein sogenanntes Labeling durchgeführt werden. „Labels bezeichnen ‚Etiketten‘, mit denen einzelne Variablen oder Variablenwerte beschrieben werden“ (Erb, o. J.). Das Geschlecht mit dem Wert „männlich“ wurde mit der Zahl „0“ und „weiblich“ mit „1“ versehen. Bei der operierten Seite steht die „0“ für „rechts“ und die „1“ für „links“, während bei der Bewertung der Röntgenbilder eine „gute bis ausreichende Qualität“ mit „1“ und eine „mangelhafte“ mit „0“ etikettiert wurde. Da sich die Größeneinteilungen der Prothesen je nach Hersteller unterschieden, mussten die Größenangaben vereinheitlicht werden, um die Daten der verschiedenen Prothesenmodelle miteinander vergleichen zu können. Hierfür wurde die kleinste zu wählende Prothesengröße des jeweiligen Modells als Größe „1“ definiert und anschließend die nächsten Größen aufsteigend nummeriert (siehe Anhang Tabelle 34).

Als Nächstes wurden die Häufigkeitsverteilungen der einzelnen Variablen erhoben und auf ihr Verteilungsmuster untersucht, um gegebenenfalls Ungleichheiten zu berücksichtigen. Die stetigen Variablen wurden zusätzlich in Klassen eingeteilt, um eine fundierte Auswertung zu ermöglichen. Dies betrifft das Alter, welches in acht Klassen zu je 10 Jahren eingeteilt wurde (Tabelle 2), die Operationsdauer mit einer Klassengröße von je 30 Minuten (Tabelle 3) und den BMI. Letzterer wird gewöhnlich in sechs Klassen unterteilt (Tabelle 4) (WHO Europe, o. J.).

**Tabelle 2: Klassierung Alter**

| Klasse | 1    | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8    |
|--------|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|
| Alter  | < 30 | 31-40 | 41-50 | 51-60 | 61-70 | 72-80 | 81-90 | > 90 |

**Tabelle 3: Klassierung OP Dauer**

| Klasse              | 1    | 2     | 3      | 4       | 5       | 6       | 7       | 8       | 9    |
|---------------------|------|-------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|------|
| OP Dauer in Minuten | < 60 | 60-90 | 91-120 | 121-150 | 151-180 | 181-210 | 211-240 | 241-270 | >270 |

**Tabelle 4: Klassierung BMI (WHO Europe, o. J.)**

| Klasse      | 1                 | 2                  | 3                  | 4                    | 5                     | 6                      |
|-------------|-------------------|--------------------|--------------------|----------------------|-----------------------|------------------------|
| BMI         | < 18,4            | 18,5-24,9          | 25,0-29,9          | 30,0-34,9            | 35,0-39,9             | > 40,0                 |
| Bezeichnung | Unter-<br>gewicht | Normal-<br>gewicht | Prä-<br>Adipositas | Adipositas<br>Grad I | Adipositas<br>Grad II | Adipositas<br>Grad III |

### 4.6 Auswahl der statistischen Modelle

Für die, in dieser Studie zu beantwortenden Fragestellungen, wurden unterschiedliche statistische Verfahren gewählt, basierend auf der Art der Variablen und der zu testenden Zusammenhänge. Allen Tests wurde einheitlich ein Standard-Signifikanzniveau von 0,05 zugrunde gelegt.

Zur Beantwortung der ersten Fragestellung, bezüglich des Vergleichs der beiden Planer, wurde die Interobserver-Reliabilität beider Planer mit Hilfe der Kappa-Koeffizienten nach Cohen (Tabelle 5), bezüglich der Größendifferenzen zwischen geplanter und implantierter Prothesengröße als „Stärke der Übereinstimmung“ (Benesch, 2013, S. 60), bestimmt.

**Tabelle 5: Kappa-Koeffizient nach Cohen (Benesch, 2013, S. 60)**

| Werte von k | Stärke der Übereinstimmung |
|-------------|----------------------------|
| < 0,2       | Schwach                    |
| 0,21-0,40   | Leicht                     |
| 0,41-0,60   | Mittelmäßig                |
| 0,61-0,80   | Gut                        |
| 0,81-1,00   | Sehr gut                   |

Um den erfahrenen direkt mit dem unerfahrenen Planer vergleichen zu können, wurde der Fisher-Test verwendet, mit dessen Hilfe die Unabhängigkeit zweier dichotomer Variablen getestet wurde. Als x-Variablen wurden die beiden Planer verwendet, während

die y-Variable als „richtig“ („0“) beziehungsweise „falsch“ („1“) vorhergesagte Prothesengröße festgelegt wurde. Anschließend konnte eine Vierfelder-Kontingenztafel erstellt werden, in der die entsprechenden Häufigkeiten eingetragen wurden. Anschließend konnten dann die Hypothesen aufgestellt werden, die wie folgt lauteten:

*Nullhypothese  $H_0$ : „x und y sind unabhängig“*

*Alternative Hypothese  $H_1$ : „x und y sind nicht unabhängig“*

Dabei wurde die  $H_0$ -Hypothese so lange angenommen, bis sie widerlegt werden konnte. Aufgrund der stark unterschiedlichen Fallzahlen der einzelnen Modelle, beispielsweise Link Gemini mit lediglich einem Fall und PFC von DePuy mit 311 Fällen (Tabelle 6), wurde auf eine Einzelauswertung verzichtet und dafür die Testverfahren auf die Prothesentypen angewendet.

**Tabelle 6: Prothesenmodell Häufigkeitsverteilung**

| Prothesenmodell | PFC CR | PFC TC3 | Rotations-knie | Gemini | Scorpio | Triathlon | Emotion | Oxford |
|-----------------|--------|---------|----------------|--------|---------|-----------|---------|--------|
| Häufigkeit      | 315    | 14      | 29             | 1      | 18      | 2         | 2       | 168    |
| Prozent         | 57,4   | 2,6     | 5,3            | 0,2    | 3,3     | 0,4       | 0,4     | 30,6   |

Darüber hinaus wurde die Planungsqualität der einzelnen Planer genauer analysiert, indem das Maß der Abweichung der Planung von der Implantatgröße anhand der Differenz aus der geplanten und implantierten Größe bestimmt wurde. Damit entsprach der Wert „0“ der korrekt vorhergesagten Größe, die positiven Werte einer zu groß und die negativen einer zu klein vorhergesagten Prothesengröße. Zur abschließenden Wertung der Übereinstimmung der, von den jeweiligen Planern gemessenen, mit den implantierten Prothesengrößen, wurde auch hier der Kappa-Koeffizient nach Cohen berechnet.

Zur Erfassung und Darstellung einer potenziellen Steigerung der Planungsqualität des UPs während dieser Studie wurden vier Erfolgskurven entsprechend der vier Auswertungsbereiche, i.e. F\_AP, F\_ML, T\_AP, T\_ML, erstellt. Diese Kurven zeigen den Betrag der Größendifferenzen aus geplanter und implantierter Prothesengröße (x-Achse) in chronologischer Reihenfolge der durchgeführten Planungen (y-Achse). Dadurch konnten Trendlinien erstellt werden, deren Steigungen eine Veränderung der Vorhersagegenauigkeit entsprechen. Neben der graphischen Darstellung wurden für eine

detailliertere Analyse die Mittelwerte der Größendifferenzen aus implantierter und vom UP geplanter Prothesengröße für die jeweiligen Lernabschnitte zwischen den einzelnen Briefings berechnet. Diese Mittelwerte konnten anschließend miteinander verglichen werden.

Zum Schluss wurden noch diverse Faktoren auf ihren Einfluss auf die Vorhersagegenauigkeit untersucht. Dazu wurde aufgrund des binomialen  $y$ -Werts, „R“ für richtig und „F“ für falsch, das logistische Regressionsmodell gewählt. Hierbei erfolgte „letztendlich eine Schätzung für  $p$ , die Wahrscheinlichkeit, dass in einer Ja/Nein-Situation [, in diesem Fall Richtig/Falsch-Situation,] ein bestimmtes Ergebnis auftritt [...]“ (Rumsey et al., 2013, S. 167). Dabei wurden „basierend auf einer Menge erklärender Variablen ( $x$ ) Modelle für  $p$ “ (Rumsey et al., 2013, S. 167) erstellt und getestet. Für zu testenden Faktoren wurden Alter, Geschlecht und BMI des Patienten, Prothesentyp, Lage und Abstand der Referenzkugel im Röntgenbild, Qualität des Röntgenbildes, operierte Seite, Operationsdauer, Prothesen-Komponente (F, T) und Perspektive der Röntgen-Aufnahme (ML, AP) ausgewählt. Mit den Variablen, bei denen ein Einfluss nachgewiesen werden konnte, wurde zusätzlich eine multiple logistische Regression durchgeführt, um Interaktionen zwischen den einzelnen Einflussfaktoren aufzudecken und herauszufiltern, „welche [dieser] Faktoren eine Rolle bei der Bestimmung des Werts von  $y$  spielen“ (Rumsey et al., 2013, S. 106).

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Beschreibung des Fallkollektivs

Insgesamt konnten den Ein- und Ausschlusskriterien entsprechend 549 Implantationen als Fälle in die Auswertung aufgenommen werden. Die Häufigkeitsverteilungen der Charakteristika des Fallkollektivs, i.e. Geschlecht, operierte Seite, Perspektive, Alter sowie BMI, sind den nachfolgenden Tabellen und Abbildungen (Tabelle 7, Tabelle 8, Tabelle 9, Abbildung 2, Abbildung 3) zu entnehmen. Da die Variable BMI in der ersten Klasse „Untergewichtig“ lediglich einen Fall enthält, wurde diese Klasse in der weiteren statistischen Auswertung nicht weiter berücksichtigt.

**Tabelle 7: Geschlecht / operierte Seite / Perspektive Häufigkeitsverteilung**

|            | Geschlecht |          | Operierte Seite |       | Perspektive |      |
|------------|------------|----------|-----------------|-------|-------------|------|
|            | Männlich   | Weiblich | Rechts          | Links | AP          | ML   |
| Häufigkeit | 206        | 343      | 282             | 267   | 542         | 493  |
| Prozent    | 37,5       | 62,5     | 51,4            | 48,6  | 52,4        | 47,6 |

**Tabelle 8: Alter Auswertungstabelle (OP-Datum - Geburtsdatum)**

|                 | Mittelwert | Median | Modus | Minimum | Maximum | Spannweite |
|-----------------|------------|--------|-------|---------|---------|------------|
| Alter           | 66,89      | 68     | 72    | 29      | 94      | 65         |
| Alter klassiert | 5,12       | 5      | 5     | 1       | 8       | 7          |

## 5. Ergebnisse

Abbildung 2: Alter klassiert Häufigkeitsverteilung (%)

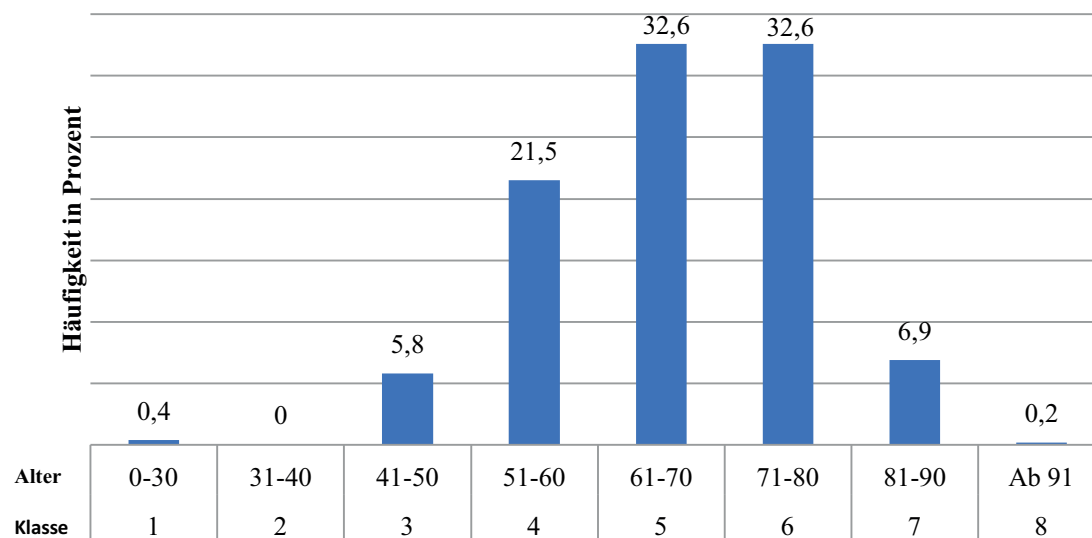
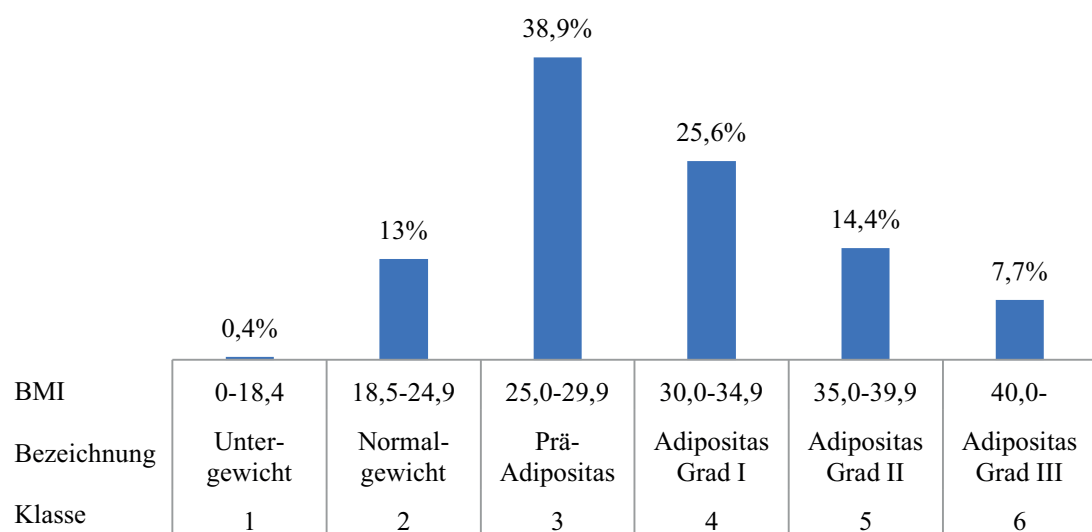


Tabelle 9: BMI Auswertungstabelle

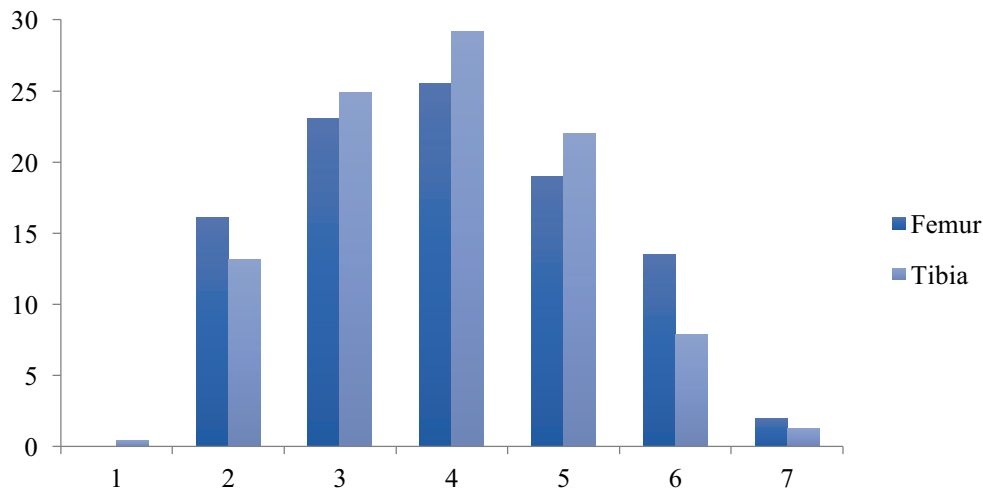
|               | Mittelwert | Median | Modus | Standard-abweichung | Varianz | Min.  | Max.  |
|---------------|------------|--------|-------|---------------------|---------|-------|-------|
| BMI           | 30,70      | 29,64  | 29,05 | 5,71                | 32,60   | 16,79 | 51,44 |
| BMI klassiert | 3,64       | 3,00   | 3,00  | 1,12                | 1,26    | 1,00  | 6,00  |

Abbildung 3: BMI klassiert Häufigkeitsverteilung (%)



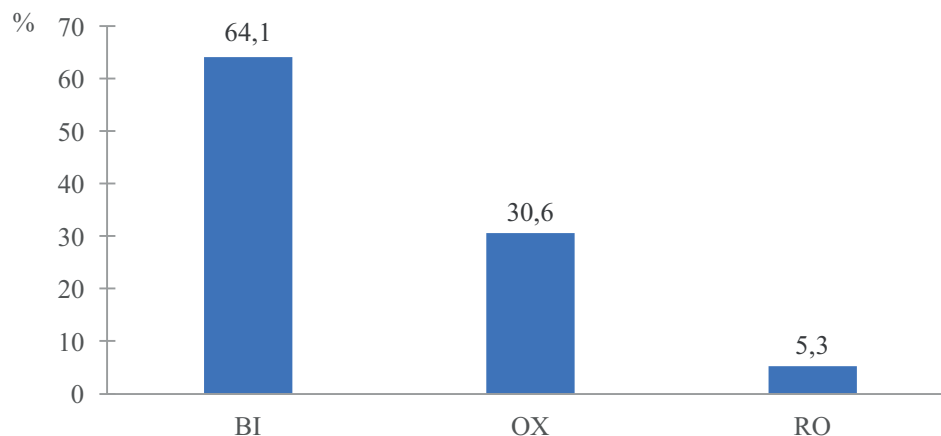
Die Verteilung der implantierten Prothesengröße, die als Vergleichswert für jede Planung fungierte, ist in Abbildung 4 dargestellt und zeigt, dass die mittleren Prothesengrößen am häufigsten implantiert wurden.

**Abbildung 4: Implantierte Prothesengröße Häufigkeitsverteilung (%)**



Die meisten Ergebnisse wurden zur weiteren Analyse nach Prothesentyp unterteilt und erneut ausgewertet. Abbildung 5 zeigt die Verteilung der Prothesentypen, unter denen die einzelnen Modelle zusammengefasst sind.

**Abbildung 5: Prothesentyp Häufigkeitsverteilung**



## 5.2 Vergleich der beiden Untersucher

Um die Hauptfragestellung zu beantworten, werden die Interobserver-Reliabilität und die Ergebnisse der Fisher-Tests herangezogen. Zur Bestimmung der Interobserver-Reliabilität wurden Größendifferenzen zwischen geplanter und implantierter Prothesengröße der beiden Planer erhoben und die Kappa-Koeffizienten nach Cohen bestimmt, um den Grad der Übereinstimmung beider Planer anzuzeigen. Dabei ließ sich

## 5. Ergebnisse

mit Kappa-Werten zwischen 0,2 und 0,4 (Tabelle 10) nur eine leichte Übereinstimmung zeigen (Benesch, 2013, S. 60).

**Tabelle 10: Kappa-Koeffizienten der Größendifferenz EP vgl. UP**

|                   | Femur AP | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML |
|-------------------|----------|----------|----------|----------|
| Kappa-Koeffizient | 0,276    | 0,279    | 0,331    | 0,306    |

Für einen aussagekräftigeren Vergleich der beiden Untersucher bezüglich der richtig vorhergesagten Prothesengrößen wurden die vier Bereiche, i.e. F\_AP, F\_ML, T\_AP, T\_ML, separat mittels Fisher-Tests analysiert. In allen ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den beiden Planern, wobei die Anzahl der vom EP richtig geplanten Größen immer über dem Erwartungswert lagen (Tabelle 11, Tabelle 12). Somit entsprechen die vom EP gemessenen Prothesen signifikant häufiger den tatsächlichen Größen der Implantate, sodass ihm eine signifikant bessere Vorhersagegenauigkeit nachgewiesen werden konnte.

**Tabelle 11: Fisher-Test Vergleich UP / EP Femur**

|                      | Femur AP       |               |                |               | Femur ML       |               |                |               |
|----------------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|
|                      | UP             |               | EP             |               | UP             |               | EP             |               |
|                      | Richtige Größe | Falsche Größe | Richtige Größe | Falsche Größe | Richtige Größe | Falsche Größe | Richtige Größe | Falsche Größe |
| Anzahl (N)           | 238            | 304           | 320            | 222           | 238            | 255           | 279            | 214           |
| Erwartete Anzahl (E) | 279            | 236           | 279            | 263           | 258,5          | 234,5         | 258,5          | 234,5         |
| Signifikanz          | 0,000          |               |                |               | 0,011          |               |                |               |

Tabelle 12: Fisher-Test Vergleich UP / EP Tibia

|                      | Tibia AP       |               |                |               | Tibia ML       |               |                |               |
|----------------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|
|                      | UP             |               | EP             |               | UP             |               | EP             |               |
|                      | Richtige Größe | Falsche Größe | Richtige Größe | Falsche Größe | Richtige Größe | Falsche Größe | Richtige Größe | Falsche Größe |
| Anzahl (N)           | 259            | 283           | 319            | 223           | 233            | 260           | 278            | 215           |
| Erwartete Anzahl (E) | 289            | 253           | 289            | 253           | 255,5          | 237,5         | 255,5          | 237,5         |
| Signifikanz          | 0,000          |               |                |               | 0,005          |               |                |               |

Detailliertere Aussagen haben sich nach einer Differenzierung nach Prothesentypen treffen lassen (Tabelle 13, Tabelle 14, Tabelle 15). Der Fisher-Test für Schlittenprothesen zeigte in allen Bereichen (F\_AP, F\_ML, T\_AP, T\_ML) einen signifikanten Unterschied, während für die bikondylären Prothesen nur in der AP-Perspektive (F\_AP, T\_AP) Signifikanzen gefunden wurden. Bei den Scharnierprothesen hingegen traten keine signifikanten Werte auf. Bei allen aufgetretenen Signifikanzen lag die Anzahl der richtig vorhergesagten Größen des EPs stets über dem Erwartungswert, sodass der EP eine signifikant bessere Vorhersagegenauigkeit erreichte als der UP.

Tabelle 13: Fisher-Test BI

|      | Femur AP |     |     |     | Femur ML |       |       |       | Tibia AP |       |       |       | Tibia ML |     |     |     |
|------|----------|-----|-----|-----|----------|-------|-------|-------|----------|-------|-------|-------|----------|-----|-----|-----|
|      | UP       |     | EP  |     | UP       |       | EP    |       | UP       |       | EP    |       | UP       |     | EP  |     |
|      | R        | F   | R   | F   | R        | F     | R     | F     | R        | F     | R     | F     | R        | F   | R   | F   |
| N    | 133      | 214 | 175 | 172 | 146      | 174   | 157   | 163   | 179      | 168   | 214   | 133   | 172      | 148 | 186 | 134 |
| E    | 154      | 193 | 154 | 193 | 151,5    | 168,5 | 151,5 | 168,5 | 196,5    | 150,5 | 196,5 | 150,5 | 179      | 141 | 179 | 141 |
| Sig. | 0,002    |     |     |     | 0,429    |       |       |       | 0,009    |       |       |       | 0,301    |     |     |     |

**Tabelle 14: Fisher-Test RO**

|      | Femur AP |     |      |     | Femur ML |      |      |      | Tibia AP |     |      |     | Tibia ML |      |      |      |
|------|----------|-----|------|-----|----------|------|------|------|----------|-----|------|-----|----------|------|------|------|
|      | UP       |     | EP   |     | UP       |      | EP   |      | UP       |     | EP   |     | UP       |      | EP   |      |
|      | R        | F   | R    | F   | R        | F    | R    | F    | R        | F   | R    | F   | R        | F    | R    | F    |
| N    | 21       | 8   | 22   | 7   | 16       | 11   | 17   | 10   | 21       | 8   | 22   | 7   | 16       | 11   | 17   | 10   |
| E    | 21,5     | 7,5 | 21,5 | 7,5 | 16,5     | 10,5 | 16,5 | 10,5 | 21,5     | 7,5 | 21,5 | 7,5 | 16,5     | 10,5 | 16,5 | 10,5 |
| Sig. | 1,000    |     |      |     | 1,000    |      |      |      | 1,000    |     |      |     | 1,000    |      |      |      |

**Tabelle 15: Fisher-Test OX**

|      | Femur AP |      |       |      | Femur ML |      |     |      | Tibia AP |     |    |    | Tibia ML |     |    |    |
|------|----------|------|-------|------|----------|------|-----|------|----------|-----|----|----|----------|-----|----|----|
|      | UP       |      | EP    |      | UP       |      | EP  |      | UP       |     | EP |    | UP       |     | EP |    |
|      | R        | F    | R     | F    | R        | F    | R   | F    | R        | F   | R  | F  | R        | F   | R  | F  |
| N    | 84       | 82   | 123   | 43   | 76       | 70   | 105 | 41   | 59       | 107 | 83 | 83 | 45       | 101 | 75 | 71 |
| E    | 103,5    | 62,5 | 105,3 | 62,5 | 90,5     | 55,5 | 105 | 55,5 | 71       | 95  | 71 | 95 | 60       | 86  | 60 | 86 |
| Sig. | 0,000    |      |       |      | 0,000    |      |     |      | 0,011    |     |    |    | 0,001    |     |    |    |

### 5.3 Weitere Analyse der beiden Planer

Die Kappa-Koeffizienten nach Cohen wurden nicht nur zum Vergleich beider Planer miteinander verwendet, sondern wurden zusätzlich zur Berechnung des Übereinstimmungsgrades von geplanter zu implantierter Prothesengröße herangezogen. Tabelle 16 zeigt eine Zusammenstellung der Kappa-Koeffizienten für den jeweiligen Planer sowohl im Gesamten als auch nach Prothesentyp separiert. Beim UP ergab die Analyse in allen Bereichen lediglich eine schwache bis leichte Übereinstimmung ( $\text{Kappa} < 0,4$ ), während der EP teilweise mit Kappa-Werten über 0,5 eine leichte bis mittelmäßige Übereinstimmung mit der implantierten Größe erreichte. Bei weiterer Differenzierung nach Prothesentypen, lässt sich anhand der Kappa-Werte ein gewisses Muster erahnen. Für RO wurden in der AP-Perspektive höhere Werte erreicht als in der ML-Perspektive. Außerdem waren die Werte der Femur-Komponente bei OX höher als die der Tibia-

Komponenten. Bei den BI wurden hingegen für die Tibia-Komponente bessere Werte erzielt als für das Femur.

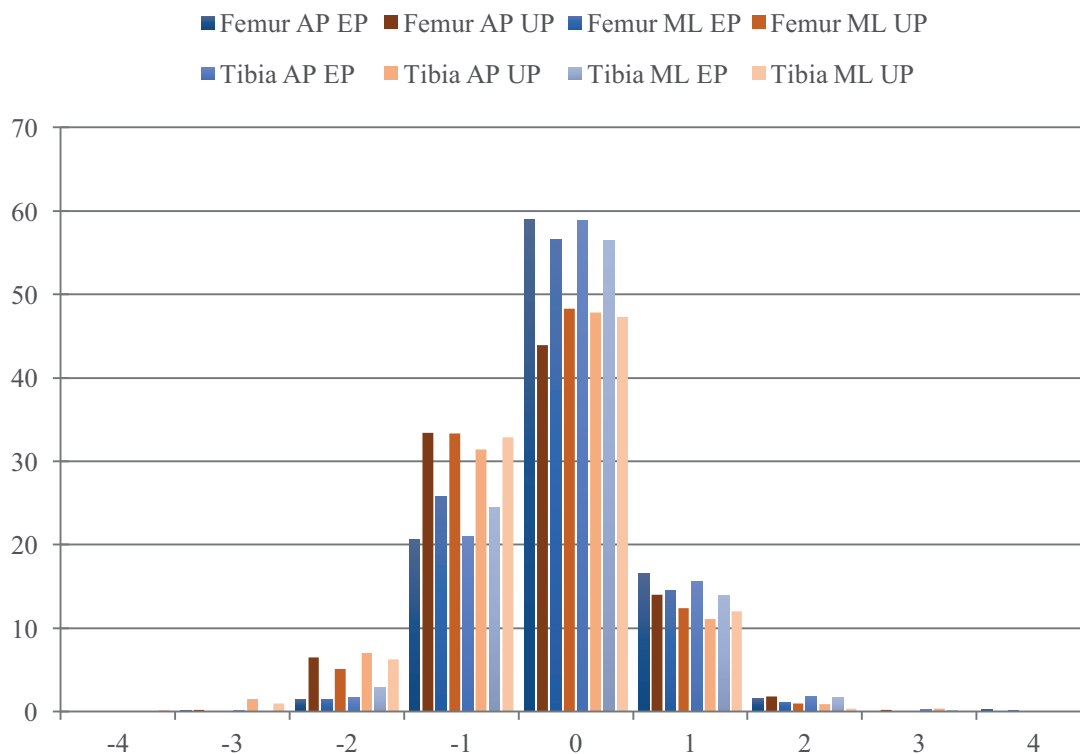
**Tabelle 16: Kappa-Koeffizienten der Größendifferenz geplante - implantierte Größe**

|              |        | Femur AP | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML |
|--------------|--------|----------|----------|----------|----------|
| UP/Implantat | BI     | 0,232    | 0,301    | 0,377    | 0,403    |
|              | RO     | 0,496    | 0,357    | 0,496    | 0,357    |
|              | OX     | 0,208    | 0,206    | 0,183    | 0,108    |
|              | Gesamt | 0,309    | 0,360    | 0,336    | 0,329    |
| EP/Implantat | BI     | 0,363    | 0,339    | 0,501    | 0,459    |
|              | RO     | 0,571    | 0,440    | 0,571    | 0,440    |
|              | OX     | 0,589    | 0,548    | 0,371    | 0,378    |
|              | Gesamt | 0,490    | 0,459    | 0,473    | 0,442    |

Abbildung 6 zeigt die gesamte Verteilung der Größendifferenzen für beide Planer aus geplanten und implantierten Prothesengrößen für alle Auswertungsbereiche. Der Wert „0“ steht dabei für den Anteil der richtig vorhergesagten Prothesengrößen, während die negativen Differenzen für die zu klein und die positiven Differenzen für die zu groß geplanten Prothesengrößen stehen. Der Anteil der richtig vorhergesagten Größen ist für beide Planer in allen Bereichen am stärksten vertreten, gefolgt von den eine Nummer zu klein und zu groß geplanten Prothesengrößen. Mit zunehmender Größendifferenz zwischen geplanter und implantierter Prothesengröße nimmt die Häufigkeit ab.

## 5. Ergebnisse

Abbildung 6: Größendifferenzen Häufigkeitsverteilung



Die Größendifferenzen in Prozent aus geplanter und implantierter Prothesengröße des jeweiligen Planers sind in Abbildung 7 und Abbildung 8 dargestellt. Insgesamt fallen alle Werte der richtig vorhergesagten Prothesengrößen des EPs höher aus als die des UPs. Dennoch liegen die Werte des EPs für die Differenz „0“ lediglich bei 56,4 bis 59%.

Abbildung 7: Größendifferenz UP

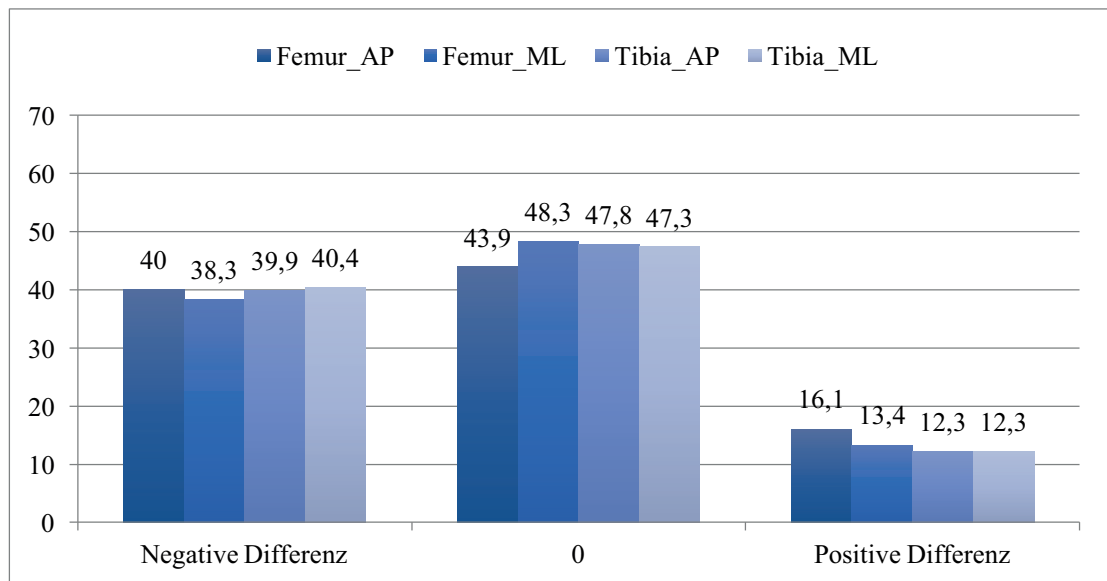
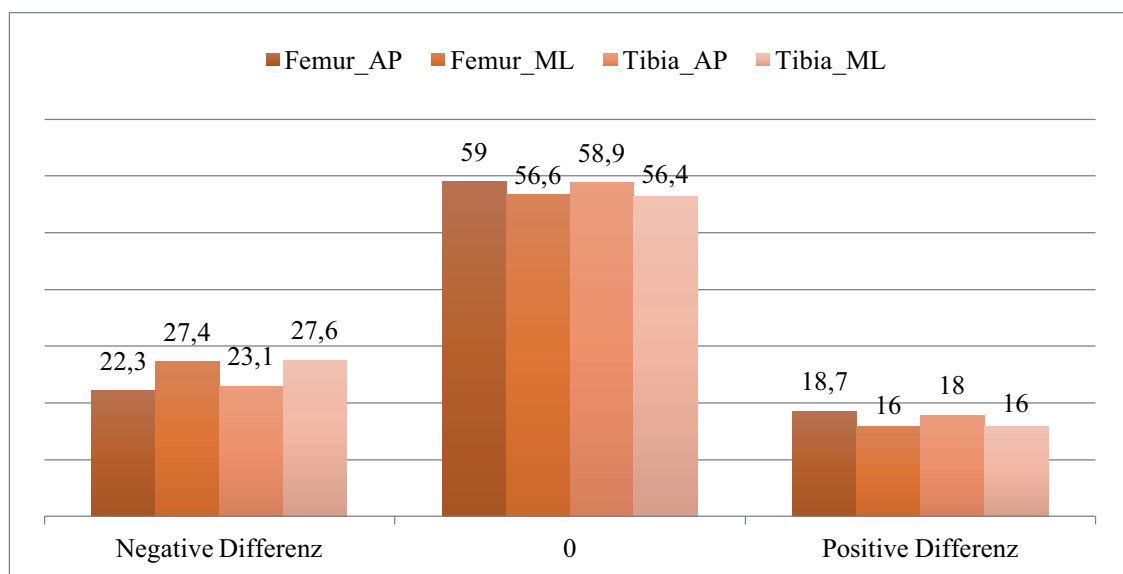


Abbildung 8: Größendifferenz EP



## 5. Ergebnisse

---

Noch etwas genauere Informationen liefern Tabelle 17 und Tabelle 18. Erstere zeigt eine Vorhersagegenauigkeit von bis zu 97% bei einer Fehlertoleranz von + / - einer Prothesengröße, wohingegen Letztere bis zu 82,4% bei lediglich einer Fehlertoleranz von -1 beschreibt.

**Tabelle 17: Größendifferenz Häufigkeitsverteilung + / -1 (%)**

|    | Größendifferenz | Femur AP | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML |
|----|-----------------|----------|----------|----------|----------|
| UP | -1              | 33,4     | 33,3     | 31,4     | 32,9     |
|    | 0               | 43,9     | 48,3     | 47,8     | 47,3     |
|    | 1               | 14       | 12,4     | 11,1     | 12       |
|    | Gesamt          | 91,3     | 94       | 90,3     | 92,2     |
| EP | -1              | 20,7     | 25,8     | 21       | 24,5     |
|    | 0               | 59       | 56,6     | 58,9     | 56,4     |
|    | 1               | 16,6     | 14,6     | 15,7     | 14       |
|    | Gesamt          | 96,3     | 97       | 95,6     | 94,9     |

**Tabelle 18: Größendifferenz Häufigkeitsverteilung 0 / -1 (%)**

|    | Größendifferenz | Femur AP | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML |
|----|-----------------|----------|----------|----------|----------|
| UP | -1              | 33,4     | 33,3     | 31,4     | 32,9     |
|    | 0               | 43,9     | 48,3     | 47,8     | 47,3     |
|    | Gesamt          | 77,3     | 81,6     | 79,2     | 80,2     |
| EP | -1              | 20,7     | 25,8     | 21       | 24,5     |
|    | 0               | 59       | 56,6     | 58,9     | 56,4     |
|    | Gesamt          | 79,7     | 82,4     | 79,9     | 80,9     |

Eine Aufteilung der Größendifferenzen nach Prothesentypen sind in Tabelle 19 dargestellt. Dabei ist zu erkennen, dass beide Planer bei den Scharnierprothesen in der AP-Aufnahme am häufigsten (über 70%) die richtige Prothesengröße vorhersagen konnten. Bei den Bikondylären konnten bei den Tibia-Komponenten bessere Ergebnisse erzielt werden als bei den Femur-Komponenten. Das umgekehrte Phänomen ist bei den Schlittenprothesen erkennbar. Dies wurde anhand einer logistischen Regression weiter untersucht. Insgesamt fallen alle Häufigkeiten der richtig vorhergesagten Implantatgröße des UPs niedriger aus als die des EPs (Tabelle 19).

**Tabelle 19: Richtige Planung Häufigkeitsverteilung (%)**

|        | Femur AP |      | Femur ML |      | Tibia AP |      | Tibia ML |      |
|--------|----------|------|----------|------|----------|------|----------|------|
|        | UP       | EP   | UP       | EP   | UP       | EP   | UP       | EP   |
| BI     | 38,3     | 50,4 | 45,6     | 49,1 | 51,6     | 61,7 | 53,8     | 58,1 |
| RO     | 72,4     | 75,9 | 59,3     | 63   | 72,4     | 75,9 | 59,3     | 63   |
| OX     | 50,6     | 74,1 | 52,1     | 71,9 | 35,5     | 50   | 30,8     | 51,4 |
| Gesamt | 43,9     | 59   | 48,3     | 56,6 | 47,8     | 58,9 | 47,3     | 56,4 |

#### 5.4 Ergebnisverlauf des unerfahrenen Planers

Die Entwicklung des UPs wurde in vier Erfolgskurven abgebildet, die aus dem Betrag der Größendifferenzen zwischen geplanten und implantierten Prothesengrößen in zeitlicher Reihenfolge der Planungen erstellt wurden (Abbildung 9, Abbildung 10, Abbildung 11, Abbildung 12). Die eingezeichneten linearen Trendlinien (rote Linien) weisen in den Graphen der AP-Perspektive eine geringe negative Steigung und damit eine Annäherung an die x-Achse beziehungsweise Nulllinie auf. Den Trendlinien der Graphen der ML-Perspektive hingegen konnten keine nennenswerten Steigungen nachgewiesen werden.

## 5. Ergebnisse

Abbildung 9: Erfolgskurve F\_AP

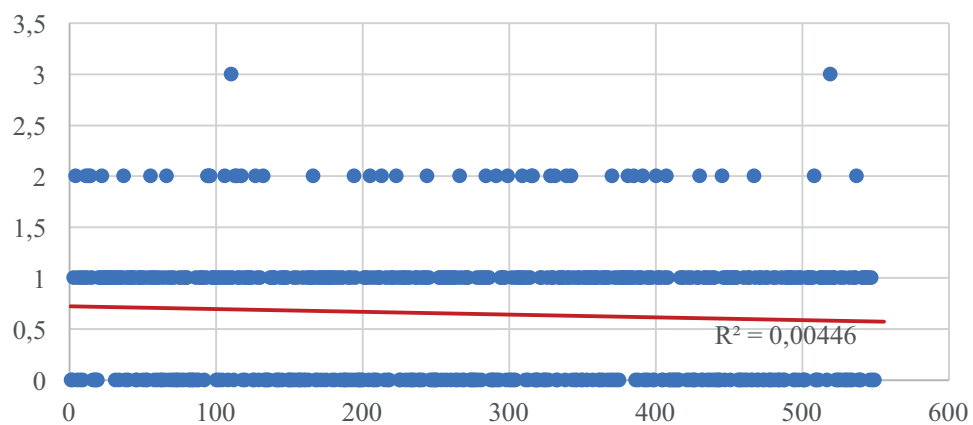


Abbildung 10: Erfolgskurve F\_ML

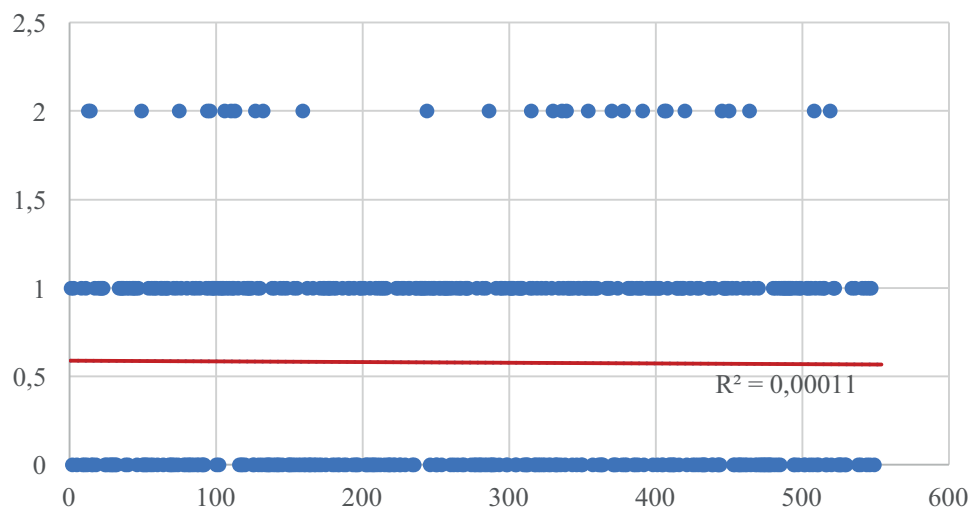


Abbildung 11: Erfolgskurve T\_AP

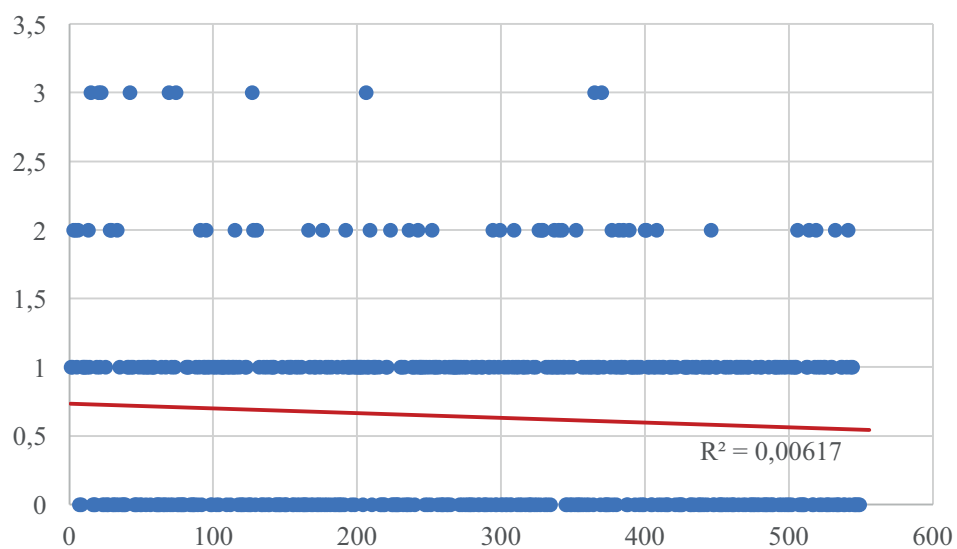
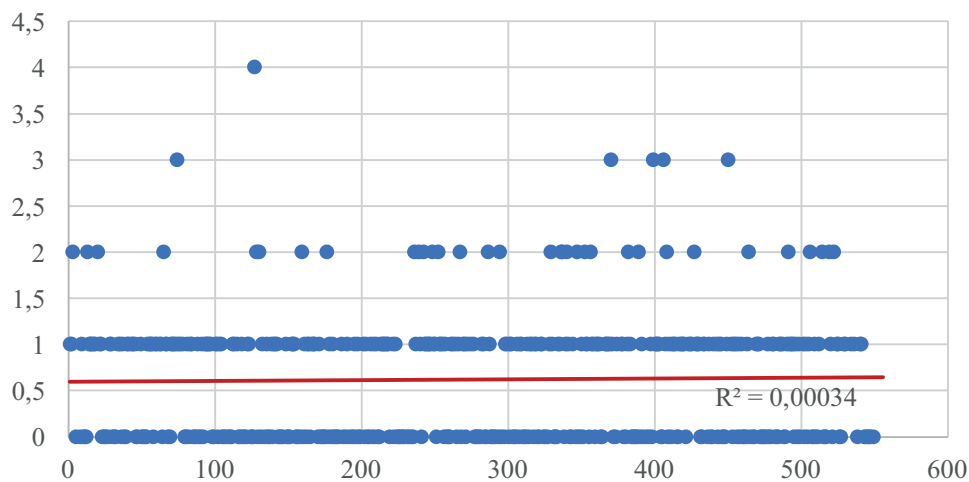


Abbildung 12: Erfolgskurve T\_ML



Neben der graphischen Darstellung des Leistungsverlaufs des UPs wurden in Tabelle 20 die Mittelwerte der Größendifferenzen der vom UP geplanten und implantierten Prothesengröße während der einzelnen Lernabschnitte aufgelistet.

Tabelle 20: Abschnitte der Erfolgskurve UP

|            | Mittelwerte |          |          |          |
|------------|-------------|----------|----------|----------|
| Abschnitte | Femur AP    | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML |
| 1          | -0,023      | -0,24    | -0,69    | -0,34    |
| 2          | -0,1        | -0,25    | -0,08    | -0,19    |
| 3          | -0,47       | -0,39    | -0,56    | -0,57    |
| 4          | -0,57       | -0,43    | -0,86    | -0,71    |
| 5          | -0,34       | -0,25    | -0,37    | -0,37    |

### 5.5 Untersuchung der Einflussfaktoren

Zuletzt sollen die Verteilung und die statistische Testung der potenziellen Einflussfaktoren behandelt werden.

Die Operationsdauer (Tabelle 21) wies in den beiden niedrigsten Klassen nur geringe Fallzahlen auf, sodass diese zusammengefasst wurden. Durchschnittlich dauerten die Operationen 105 Minuten, boten jedoch eine große Spannweite von 51 bis 239 Minuten.

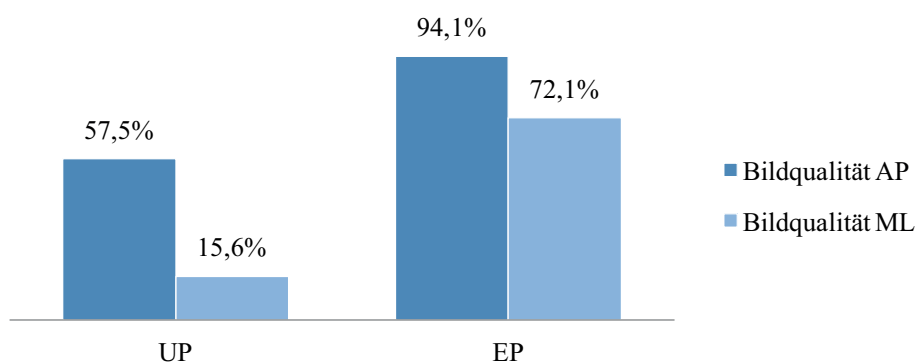
Insgesamt lag die Operationsdauer mit über 60% vornehmlich im Bereich von 60-120 Minuten.

**Tabelle 21: OP-Dauer und klassierte OP Dauer Auswertungstabelle**

|                    | Mittelwert | Standard-abweichung | Median | Modus | Minimum | Maximum |
|--------------------|------------|---------------------|--------|-------|---------|---------|
| OP Dauer           | 105,46     | 33,89               | 101    | 75    | 51      | 293     |
| OP Dauer klassiert | 3          | 1,16                | 3      | 2     | 1       | 9       |

Die Variable „Bildqualität“ (Abbildung 13) wurde von beiden Planern separat erhoben. Während der UP gerade einmal 57,5% der AP- und nur 15,6% der ML-Bilder für gut befunden hat, bewertete der EP die AP- zu 94,1% und die ML-Aufnahmen zu 72,1% für gut.

**Abbildung 13: Bildqualität Häufigkeitsverteilung (%)**



Um die Lage und Entfernung des Referenzobjektes zu bestimmen, war es ausreichend, dass lediglich ein Planer, in diesem Fall der UP, diese Daten erhob (Tabelle 22). Erwartungsgemäß befand sich im Großteil der Fälle die Referenzkugel innerhalb der Quadranten und lediglich 2,2% direkt auf den Linien zwischen den Quadranten. In der AP-Aufnahme war die Kugel am häufigsten (41,3%) im hier definierten 1. Quadranten zu finden, welcher lateral kranial des Kniegelenks liegt. In der ML-Ansicht wurde die Kugel am häufigsten im 4. Quadranten (70,5%) platziert, welcher sich ventral kaudal vom Kniegelenk befindet.

Neben der Lage wurde auch die Entfernung der Referenzkugel zum Kniegelenk erfasst (Tabelle 22). Hierbei war in den AP-Bildern die Spannweite mit 211mm größer als in den ML-Bildern (177mm). Zudem befand sich die Kugel im Schnitt in der AP-Aufnahme mit 85mm weiter entfernt vom Gelenk als in den ML-Aufnahmen (42mm).

Tabelle 22: Lage und Entfernung der Referenzkugel Auswertungstabelle

|                    |         | Quadrant der Kugel in AP | Quadrant der Kugel in ML | Entfernung der Kugel zum Kniegelenk in AP | Entfernung der Kugel zum Kniegelenk in ML |
|--------------------|---------|--------------------------|--------------------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------|
| N                  | Gültig  | 549                      | 549                      | 549                                       | 549                                       |
|                    | Fehlend | 5                        | 5                        | 5                                         | 5                                         |
| Mittelwert         |         | 2,15                     | 4,12                     | 84,56                                     | 42,47                                     |
| Median             |         | 2                        | 4                        | 69                                        | 37                                        |
| Modus              |         | 1                        | 4                        | 40                                        | 0                                         |
| Standardabweichung |         | 1,417                    | 2,009                    | 43,91                                     | 30,324                                    |
| Minimum            |         | 1                        | 1                        | 0                                         | 0                                         |
| Maximum            |         | 9                        | 9                        | 211                                       | 177                                       |

Von allen untersuchten Einflussfaktoren konnte lediglich bei den Variablen BMI, operierte Seite, Prothesentyp und Knochen-Komponente ein signifikanter Einfluss auf die Vorhersagewahrscheinlichkeit der richtigen Prothesengröße nachgewiesen werden. Alle anderen potenziellen Einflussfaktoren erreichten bereits in der binären logistischen Regression keine signifikanten Werte.

Betrachtet man die Ergebnisse der Regression des BMI genauer (Tabelle 23, Tabelle 24), lässt sich lediglich bei der Femur-Komponente in ML-Aufnahme des UPs ein p-Wert unter 0,05 finden ( $\alpha=0,007$ ), wobei der Regressionskoeffizient mit 0,044 positiv ist.

Tabelle 23: Regression BMI für UP

|                          | UP Femur AP | UP Femur ML | UP Tibia AP | UP Tibia ML |
|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Regressionskoeffizient B | 0,018       | 0,044       | -0,03       | -0,026      |
| Standardfehler           | 0,015       | 0,016       | 0,015       | 0,016       |
| Signifikanz              | 0,246       | 0,007       | 0,053       | 0,106       |

**Tabelle 24: Regression BMI für EP**

|                          | EP Femur AP | EP Femur ML | EP Tibia AP | EP Tibia ML |
|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Regressionskoeffizient B | 0,016       | 0,019       | 0,004       | 0,003       |
| Standardfehler           | 0,015       | 0,016       | 0,015       | 0,016       |
| Signifikanz              | 0,306       | 0,243       | 0,773       | 0,844       |

Nach Klassierung des BMIs ergab sich für den Bereich UP\_T\_ML für die höchste ( $\alpha=0,026$ ; Regressionskoeffizient=-0,956) und für EP\_F\_ML für die niedrigste BMI-Klasse ( $\alpha=0,048$ ; Regressionskoeffizient=-0,587) eine Signifikanz, wobei hier die Regressionskoeffizienten negative Werte erreichte (Tabelle 25).

**Tabelle 25: Regression BMI klassiert Auszug**

|                  | UP Tibia ML            |             | EP Femur ML            |             |
|------------------|------------------------|-------------|------------------------|-------------|
|                  | Regressionskoeffizient | Signifikanz | Regressionskoeffizient | Signifikanz |
| Referenzklasse 2 |                        | 0,197       |                        | 0,088       |
| BMI Klasse 3     | -0,541                 | 0,074       | -0,587                 | 0,048       |
| BMI Klasse 4     | -0,335                 | 0,296       | -0,368                 | 0,24        |
| BMI Klasse 5     | -0,518                 | 0,143       | -0,426                 | 0,222       |
| BMI Klasse 6     | -0,956                 | 0,026       | 0,285                  | 0,5         |

Eine ähnliche Situation trat bei der Variable „operierte Seite“ auf. Auch hier ergab sich in der binären logistischen Regression nur für einen Bereich (EP\_T\_AP) ein signifikanter Wert (Tabelle 26). Hierbei ergab sich ein negativer Regressionskoeffizient mit der rechten Körperseite als Referenz.

Tabelle 26: Regression operierte Seite

|                          | UP          |             |             |             | EP          |             |             |             |
|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|                          | Femur<br>AP | Femur<br>ML | Tibia<br>AP | Tibia<br>ML | Femur<br>AP | Femur<br>ML | Tibia<br>AP | Tibia<br>ML |
| Regressionskoeffizient B | -0,045      | -0,018      | -0,01       | -0,117      | 0,103       | 0,082       | -0,526      | -0,199      |
| Signifikanz              | 0,793       | 0,919       | 0,952       | 0,515       | 0,557       | 0,652       | 0,003       | 0,274       |

Beim Vergleich der Knochen-Komponenten konnte bei beiden Planern in beiden Perspektiven ein signifikanter Unterschied für die bikondylären und unikondylären Oberflächenprothesen gefunden werden, wobei das Femur hier als Referenz herangezogen wurde (Tabelle 27, Tabelle 28). Unter Berücksichtigung der Regressionskoeffizienten zeigen sich bei dem Prothesentyp BI bessere Werte und bei OX schlechtere Werte für die Tibia-Komponente im Vergleich zur Femur-Komponente.

Tabelle 27: Regression Knochenkomponenten UP

|                        | AP     |       |       | ML     |       |       |
|------------------------|--------|-------|-------|--------|-------|-------|
|                        | BI     | RO    | OX    | BI     | RO    | OX    |
| Regressionskoeffizient | -0,539 | 0,000 | 0,619 | -0,326 | 0,000 | 0,891 |
| Signifikanz            | 0,000  | 1,000 | 0,006 | 0,040  | 1,000 | 0,000 |

Tabelle 28: Regression Knochenkomponenten EP

|                        | AP     |       |       | ML     |       |       |
|------------------------|--------|-------|-------|--------|-------|-------|
|                        | BI     | RO    | OX    | BI     | RO    | OX    |
| Regressionskoeffizient | -0,458 | 0,000 | 1,051 | -0,365 | 0,000 | 0,886 |
| Signifikanz            | 0,003  | 1,000 | 0,000 | 0,022  | 1,000 | 0,000 |

Bei der Untersuchung der Prothesentypen lässt sich in einigen Bereichen bei beiden Planern ein signifikanter Einfluss nachweisen, wobei die Scharnierprothese als Referenz fungierte (Tabelle 29). Beim UP trifft dies in der AP-Perspektive für beide Knochen-Komponenten für bikondyläre und unikondyläre Oberflächenprothesen zu. In der ML-

Perspektive hingegen konnte dies nur für die Schlittenprothesen der Tibia-Komponente (T\_ML\_OX) nachgewiesen werden. Auch der EP erreichte in den AP-Aufnahmen für die Femur-Komponente bei den bikondylären (F\_AP\_BI) und für die Tibia-Komponente bei unikondylären Oberflächenersatzprothesen (T\_AP\_OX) ein signifikantes Ergebnis im Vergleich zu den Scharnier-Prothesen.

**Tabelle 29: Regression Prothesentyp**

|                           | UP       |          |          |          | EP       |          |          |          |
|---------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|                           | Femur AP | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML | Femur AP | Femur ML | Tibia AP | Tibia ML |
| Regressionskoeffizient BI | 1,441    | 0,550    | 0,902    | 0,224    | 1,128    | 0,568    | 0,670    | 0,203    |
| Regressionskoeffizient OX | 0,941    | 0,292    | 1,560    | 1,183    | 0,094    | -0,410   | 1,145    | 0,476    |
| Signifikanz BI            | 0,001    | 0,177    | 0,036    | 0,582    | 0,012    | 0,170    | 0,135    | 0,625    |
| Signifikanz OX            | 0,034    | 0,492    | 0,000    | 0,006    | 0,841    | 0,351    | 0,013    | 0,270    |

Nach der separaten Testung aller Einflussvariablen wurde mit Hilfe der multiplen logistischen Regression eine Gesamtanalyse aller Variablen durchgeführt, die signifikante Werte aufwiesen. Hierzu zählten Planer, Prothesentypen, BMI, operierte Seite und Knochen-Komponenten. Dadurch konnten diese Variablen, unter Berücksichtigung der Interaktion untereinander, erneut auf ihren Einfluss untersucht werden. Hierbei ergaben sich nur für die Variablen Planer und Prothesentypen signifikante Werte ( $p = 0,000$ ) (Tabelle 30). Der Regressionskoeffizient ergab mit dem UP als Referenz einen negativen Wert von -0,455, wohingegen die Prothesentypen BI (Regressionskoeffizient = 0,706) und OX (Regressionskoeffizient = 0,657) positive Werte erreichten.

Tabelle 30: Multiple Regression gesamt

|                   | Regressionskoeffizient | Signifikanz |
|-------------------|------------------------|-------------|
| Planer            | -0,455                 | 0,000       |
| Prothesentyp BI   | 0,706                  | 0,000       |
| Prothesentyp OX   | 0,657                  | 0,000       |
| Knochenkomponente | -0,028                 | 0,660       |
| Perspektive       | 0,011                  | 0,863       |
| BMI               | 0,003                  | 0,538       |
| Operierte Seite   | 0,09                   | 0,156       |

Die multiple logistische Regression wurde anschließend für beide Planer separat durchgeführt, um den Einfluss aller relevanten Variablen auf den jeweiligen Planer zu untersuchen. Dabei veränderte sich das Ergebnis des UPs nicht nennenswert ( $p=0,000$ ) ( $\text{Koeffizient}_{\text{BI}}=0,785$  und  $\text{Koeffizient}_{\text{OX}}=0,975$ ) (Tabelle 31). Die Auswertung des EPs hingegen (Tabelle 32) ergab nur noch für den Prothesentyp BI signifikante Werte ( $p=0,004$ , Koeffizient = 0,614) und nicht mehr für den Prothesentyp OX ( $p=0,152$ ), wie zuvor in der Betrachtung der Gesamtregression.

Tabelle 31: Multiple Regression UP

|                   | Regressionskoeffizient | Signifikanz |
|-------------------|------------------------|-------------|
| Prothesentyp BI   | 0,785                  | 0,000       |
| Prothesentyp OX   | 0,975                  | 0,000       |
| Knochenkomponente | -0,067                 | 0,451       |
| Perspektive       | -0,075                 | 0,398       |
| BMI               | 0                      | 0,986       |
| Operierte Seite   | 0,01                   | 0,911       |

**Tabelle 32: Multiple Regression EP**

|                   | Regressionskoeffizient | Signifikanz |
|-------------------|------------------------|-------------|
| Prothesentyp BI   | 0,614                  | 0,004       |
| Prothesentyp OX   | 0,318                  | 0,152       |
| Knochenkomponente | 0,012                  | 0,893       |
| Perspektive       | 0,099                  | 0,272       |
| BMI               | 0,007                  | 0,372       |
| Operierte Seite   | 0,172                  | 0,056       |

Für alle anderen getesteten Variablen (BMI, operierte Seite, Knochen-Komponente) ergaben sich keine signifikanten Werte.

## **6 Diskussion**

### **6.1 Diskussion der Methodik**

#### *6.1.1 Studiendesign*

Der Untersuchungszeitraum ergab sich aus dem Umstand, dass seit dem 01.02.2011 am UKGM auf ein anderes Prothesenmodell umgestellt und mit der digitalen Planung begonnen wurde. Der Endzeitpunkt (31.12.2015) ergab sich durch den Beginn der Studie im Jahr 2016, sodass alle, bis dato stattgefundenen Implantationen, einbezogen werden konnten. Aufgrund dieser großen Zeitspanne war es möglich, eine beträchtliche Fallzahl von insgesamt 601 Planungen primärer Knie-Prothesen zu erreichen. Davon konnten 62 Fälle nicht in die Auswertung aufgenommen werden, da infolge der Ausschlusskriterien entweder die Röntgenaufnahmen mit der erforderlichen Referenzkugel nicht abrufbar waren oder die Daten, die für eine digitale Planung zwingend notwendig waren, unvollständig waren. Dennoch wurde mit den übrigen 549 Planungen, die in die Wertung aufgenommen werden konnten, eine deutlich höhere Fallzahl erreicht als bei anderen vergleichbaren Studien (Hsu et al., 2012; Kniesel et al., 2014; Kobayashi et al., 2012; Ooka et al., 2018; Peek et al., 2012; Savov et al., 2018; Trickett et al., 2009; Vanin et al., 2010; Wongsak et al., 2009). Savov et al. untersuchten ebenso die Auswirkung der Erfahrung auf die Prothesenplanung, konnten jedoch aufgrund einer zu kleinen Fallzahl nur Tendenzen, aber keine Signifikanzen nachweisen (Savov et al., 2018). Die hier erreichte große Fallzahl erlaubte eine ausführliche und genaue Untersuchung verschiedenster Variablen, da selbst bei Aufteilung nach bestimmten Variablen genug Fälle pro Kategorie vorhanden waren, um eine aussagekräftige Analyse durchführen zu können.

Auf Basis dieser guten Grundvoraussetzung wurde versucht, möglichst viele verschiedene Variablen mit in die Studie aufzunehmen, um alle potenziellen Einflussfaktoren auf die Qualität der digitalen Planung untersuchen zu können. Da es sich hier um eine retrospektive Studie handelt, konnten lediglich Daten und Variablen verwendet werden, die im Nachhinein dem Krankenhausinformationssystem entnommen oder retrospektiv berechnet werden konnten. Hierzu zählen die Lage und Entfernung der Referenzkugel, welche retrospektiv anhand der Röntgenbilder bestimmt werden mussten. Hierfür wurde der Kugelmittelpunkt sowie anatomische Strukturen verwendet, die im

Röntgenbild eindeutig zu identifizieren waren, um eine exakte und einheitliche Messung gewährleisten zu können.

Durch klare Strukturen und homogene Untersuchungsbedingungen wurde trotz der Vielfältigkeit der getesteten Variablen eine gute Vergleichbarkeit sichergestellt. Daher wurde die Auswahl der Fälle auf primäre Knieendoprothesen beschränkt, da bei allen anderen Fällen, wie The et al. bereits feststellten, die normale Anatomie gestört wäre (The et al., 2005). Demgemäß wurden Prothesenwechsel und Tumorprothesen exkludiert, da in diesen Fällen die ursprüngliche Anatomie nur teilweise reproduzierbar und eine regelhafte digitale Planung nur eingeschränkt möglich wäre. Gerade bei Tumorprothesen müsste vom herkömmlichen Prozedere abgewichen werden, da hier neben der Anatomie zusätzlich die Lage und Infiltrationstiefe des Tumors beachtet werden müssten. Nur wenige Studien untersuchten die digitale Planung von Revisionsprothesen (Jain et al., 2014; Savov et al., 2018). Des Weiteren wurde die reine Patellaersatz-Prothese aus der Studie ausgeschlossen, da sie sich nicht gut in das Studienschema eingliedern ließ und den Rahmen dieser Studie gesprengt hätte. Außerdem ist dies eine eher selten verwendete Prothesenart, weswegen auf eine Berücksichtigung dieser in der vorliegenden Studie verzichtet wurde.

Letztendlich sollten Unterschiede in der Planung lediglich auf die Erfahrung der beiden Untersucher zurückzuführen sein. Um dies zu erreichen, erhielten beide die gleiche Fallliste mit den gleichen Daten. Um einen Reihenfolgeeffekt zu vermeiden, wurde die Abfolge der Fälle für jeden Planer randomisiert (Dietz & Dietz, 2006, S. 17). Zudem wurden die Listen für die Verwendung der Planungen auf ein Minimum der Daten reduziert (Patienten-ID, Datum der Operation, operierte Seite, implantiertes Prothesenmodell), um eine Beeinflussung der Planer zu vermindern. Eine Anonymisierung erfolgte durch die Verwendung der Patienten-ID. Dieses Verfahren war jedoch nur beschränkt umsetzbar, da das Planungsprogramm die originalen Röntgenbilder aus dem Krankenhausinformationssystem nutzt, welche neben der Patienten-ID mit Namen und Geburtsdatum versehen waren. Dieser Sachverhalt musste aus technischen und organisatorischen Gründen hingenommen werden. Auf den Falllisten und in der erstellten Datenbank konnte die Anonymisierung umgesetzt werden, sodass die Auswertung der Daten nicht beeinträchtigt wurde.

### 6.1.2 Erhebung der Planungsqualität

Für die Beantwortung der zentralen Frage dieser Studie hinsichtlich der Beeinflussung der Planungsqualität musste die elementare Variable „Planungsqualität“ definiert werden, um sie objektiv und messbar für eine statistische Auswertung erfassen zu können. Daher wurde die Qualität der Planung durch die Vorhersagegenauigkeit der Prothesengröße repräsentiert, was bereits Vanin et al. 2010 und Hsu et al. 2012 in ihren Studien unternahmen (Hsu et al., 2012; Vanin et al., 2010). Somit erschien es sinnvoll, eine Prothesenplanung als erfolgreich zu bezeichnen, wenn die daraus errechnete Prothesengröße der tatsächlich implantierten Prothesengröße entsprach. Damit wäre die maximale Planungsqualität erreicht. Diese Methode war gut umsetzbar und ließ eine differenzierte Wertung der Planungsqualität zu. Zudem kann dieses Vorgehen in den klinischen Alltag übertragen werden, wo der Planer und Operateur intraoperativ durch die Wahl der Implantatgrößen die präoperative Planung bewerten können.

Bei der Auswahl der Röntgenbilder orientierte man sich an den klinischen Standard. Im Allgemeinen werden in der Orthopädie von einem Gelenk mindestens zwei Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln angefertigt, wobei die gängigsten die medio-laterale (ML) und anterior-posteriore (AP) Aufnahmen sind, sodass diese auch hier verwendet wurden. Anhand dieser zwei Bilder kann das Gelenk im Ganzen erfasst und bewertet werden. Gewöhnlich wird versucht, in beiden Röntgen-Aufnahmen eine gemeinsam passende Prothesengröße zu finden. In dieser Studie hingegen wurden die Größen in beiden Perspektiven separat voneinander bestimmt, wodurch der Einfluss der Perspektive auf die Vorhersagegenauigkeit getestet werden konnte. Ähnliches gilt für die Größenbestimmung der Einzelkomponente von Femur und Tibia, welche unter Berücksichtigung der Herstellerempfehlungen und -vorgaben unabhängig voneinander geplant wurden. Diese Vorgaben limitierten Kombinationsmöglichkeiten aus beiden Komponenten folgendermaßen. Bei bikondylären Oberflächenprothesen (PFC und TC3 der Firma Depuy Synthes) darf die Tibia-Komponente nur gleich groß oder eine Größe kleiner gewählt werden. Bei unikondylären Schlittenprothesen (Oxfordschlitten der Firma Zimmer-Biomet) dient das Kombinationsschema in Tabelle 33 lediglich als Orientierungshilfe für den Planer beziehungsweise Operateur hinsichtlich der Größenauswahl. Bei den achsgeführten Prothesen (Rotationsknie Endo-Modell der Firma Waldemar Link) mussten aufgrund der Kopplung von Tibia und Femur beide Komponenten die gleiche Größe besitzen. Die Planungen im Rahmen dieser Studie hätten

theoretisch unabhängig von diesen Konventionen durchgeführt werden können, jedoch wären dann die erhaltenen Prothesengrößen nicht mehr mit den implantierten vergleichbar gewesen, da die bereits durchgeführten Implantationen den zuvor genannten Limitationen unterlagen. Um also die Vergleichbarkeit gewährleisten zu können, mussten für die digitale Planung und die operative Implantation gleiche Bedingungen herrschen. Sowohl die Planung beider Perspektiven als auch beider Komponenten wurden pro Fall aus studientechnischen Gründen direkt hintereinander durchgeführt.

**Tabelle 33: Größenkombination Femur-Tibia für OX**

|                                            | Größe Femur | Größe Tibia |
|--------------------------------------------|-------------|-------------|
| Mögliche Kombinationen der Prothesengrößen | S           | A, B        |
|                                            | M           | C, D        |
|                                            | L           | E, F        |

Neben der separierten Betrachtung der Ergebnisse nach Perspektive und Komponente wurde zusätzlich eine Unterteilung nach Prothesentyp eingeführt. Dieser Schritt erschien aufgrund der Häufigkeitsunterschiede der einzelnen Typen notwendig, um eine Verfälschung der Ergebnisse zu vermeiden. Beispielsweise waren die Scharnierprothesen mit nur 5,3% erheblich seltener verwendet worden als die bikondylären Oberflächenprothesen mit 64,1% (Abbildung 5). Diese zusätzliche Differenzierung erhöhte die Komplexität, aber auch die Aussagefähigkeit der Ergebnisse dieser Studie. Somit konnte eine umfassende und zugleich differenzierte Betrachtung erfolgen. Aufgrund der außergewöhnlich großen Fallzahl und erhobenen Datenmenge, konnte trotz der zahlreichen Unterscheidung nach Typ, Perspektive, Planer und Komponente eine ausreichende Gruppenstärke der jeweiligen Subgruppen gewährleistet werden, so dass adäquate statistische Tests durchgeführt und aussagekräftige Schlussfolgerungen gezogen werden konnten. Ein vergleichsweise weites Spektrum konnte in keiner anderen Studie zuvor gefunden werden.

Auf eine separate Auswertung aller Daten nach Lernabschnitten des unerfahrenen Planers konnte hier verzichtet werden, da anhand der Lernkurven und der Mittelwerte der einzelnen Lernabschnitte keine Steigerung der Planungsqualität des unerfahrenen Planers detektiert werden konnte.

### 6.1.3 Beurteilung des Fallkollektivs

Bevor die Diskussion der Ergebnisse erfolgt, muss sichergestellt werden, dass ein repräsentatives Fallkollektiv für die durchgeführten Untersuchungen vorlag. Hierfür wurde die Fallliste auf eine gleichmäßige Verteilung der Variablen wie Alter, Geschlecht, BMI und operierte Beinseite untersucht. Betrachtet man die Häufigkeitsverteilung von letzterem in dieser Studie, ergibt sich mit 51,4% der rechten Seite eine relativ gleichmäßige Verteilung (Tabelle 7). Anders sieht es beim Geschlecht der Patienten aus, da das weibliche Geschlecht mit 62,5% häufiger vertreten ist (Tabelle 7). Dies könnte zum einen an der Geschlechterverteilung in der Bevölkerung liegen, wobei 2014 der Frauenanteil in Deutschland nur bei 50,9% lag (Dorbritz, 2016, S. 22), zum anderen aber auch daran, dass das "weiblich Geschlecht [...] prädestiniert" (Orth et al., 2016) ist und somit Frauen ein erhöhtes Risiko für Gonarthrose aufweisen (Silverwood et al., 2015). Bei einer Studie über die Planung von Knieendoprothesen von Kobayashi et al. war das weibliche Geschlecht mit 72 Probanden deutlich stärker vertreten als das männliche mit 16 Probanden (Kobayashi et al., 2012). Die Tendenzen der vorgefundenen Verteilung innerhalb des Patientenkollektivs sind also nachvollziehbar und entsprechen den zu erwarteten Schwankungen.

Betrachtet man die Altersverteilung, fällt eine große Spanne von insgesamt 65 Jahren zwischen dem jüngsten (26 Jahre) und dem ältesten Patienten (94 Jahre) auf (Tabelle 8). Dies zeigt, dass bereits junge Menschen Kniegelenksprobleme haben können, wobei diese Extremwerte eher die Ausnahme sind. Der Mittelwert lag bei 67 und der Median bei 68 Jahren. Da beide Werte sehr nah zusammenliegen, kann davon ausgegangen werden, dass keine einseitigen Ausreißer den Mittelwert verzerren. Anhand der Klasseneinteilung in 10-Jahres-Abschnitte (Abbildung 2) lässt sich sehr gut erkennen, dass die meisten Patienten (60% in der Klasse 5 und 6) im Alter von 60-80 Jahren operiert wurden. Das bedeutet, dass sich die Gonarthrose vor allem im höheren Alter manifestiert, was die Aussage unterstützt, dass eine „starke Altersabhängigkeit der Erkrankung“ (Orth et al., 2016) existiert. Kobayashi et al. hatten eine ähnliche Verteilung mit einem Durchschnittsalter von 73,3 Jahren und einer Spanne von 33 bis 90 Jahren vorzuweisen (Kobayashi et al., 2012). Somit liegt die vorgefundene Altersverteilung im erwarteten Rahmen.

Bei der Verteilung des BMIs ließ sich ebenfalls eine große Spanne von 16,8 bis 51,4 kg/m<sup>2</sup> finden, wobei der Mittelwert bei 30,7 kg/m<sup>2</sup> und damit nah am Median mit 29,6

kg/m<sup>2</sup> lag (Tabelle 9). Um diese Werte besser einordnen zu können, ist es sinnvoll, die gängige Klassierung des BMI (Abbildung 3), wie man sie auch im klinischen Alltag wiederfindet (WHO Europe, o. J.), zu verwenden. Demnach zeigt sich eine deutliche Ungleichverteilung in Richtung eines erhöhten BMI. Im Vergleich zu den vom Robert-Koch-Institut erhobenen Daten bezüglich Übergewicht und Adipositas bei Erwachsenen in Deutschland liegt der Anteil der übergewichtigen Personen (Klasse „Prä-Adipositas“, BMI 25-29,9 kg/m<sup>2</sup>) bei 35,9%, in dieser Studie hingegen sogar bei 38,9%. Der Anteil der Adipösen (Adipositas Grad 1-3, BMI  $\geq$  30 kg/m<sup>2</sup>) liegt nach Robert-Koch-Institut bei 18,1%, während er in dieser Studie mit 47,7% deutlich höher lag (Schienkiewitz, A. et al., 2017, S. 23). Dieser erhöhte Anteil an adipösen Personen des Patientenkollektivs könnte im Zusammenhang mit einer Korrelation mit dem Krankheitsbild stehen. Das würde durch die Aussage von Silverwood et al. unterstützt werden, dass der BMI einen Risikofaktor für Gonarthrose darstellt (Silverwood et al., 2015). Somit wäre diese Unregelmäßigkeit zu erklären und es kann davon ausgegangen werden, dass die Zusammensetzung des Patientenkollektivs keine unerwarteten oder nicht nachvollziehbaren Ungleichmäßigkeiten aufweist und somit das Fallkollektiv repräsentativ ist und ohne weiteres verwendet werden konnte.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse zur Planungsqualität

### 6.2.1 Direkter Vergleich beider Planer hinsichtlich der Planungsqualität

Einen ersten Hinweis zur Beantwortung der Hauptfragestellung geben die berechneten Kappa-Koeffizienten, die die Interobserver-Reliabilität zwischen den beiden Planern repräsentieren (Tabelle 10). Da fast alle Studien, die in diesem Kapitel als Vergleich herangezogen wurden, dieses Testverfahren verwendeten, wurde auch hier auf dieses Verfahren zurückgegriffen. Allerdings ergab sich dabei lediglich eine leichte Übereinstimmung (Benesch, 2013, S. 60) zwischen den Größendifferenzen des unerfahrenen und des erfahrenen Planers mit Kappa-Werten zwischen 0,2 und 0,4. Dies spricht dafür, dass zwischen den Untersuchern ein deutlicher Unterschied bezüglich der Vorhersagegenauigkeit besteht.

Die aussagekräftigsten Ergebnisse zeigen die Fisher-Tests (Tabelle 11, Tabelle 12), die die Unabhängigkeit der Erfahrung der Planer und der Vorhersagegenauigkeit prüften. Diese wiesen für alle vier Bereiche (F\_AP, T\_AP, F\_ML, T\_ML) einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Planern auf, sodass die Nullhypothese widerlegt werden

konnte und auf eine Abhängigkeit zwischen den beiden Variablen geschlossen werden kann. Zudem ist ersichtlich, dass die Anzahl der richtigen Vorhersagen des EPs stets seine Erwartungswerte übertraf, was bedeutet, dass der EP unter jeder Bedingung eine signifikant bessere Vorhersagegenauigkeit erreichte als der UP. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Erfahrung des Planers die Planungspräzision signifikant positiv beeinflusst.

Wenn man abschließend noch die Ergebnisse der multiplen logistischen Regression hinzuzieht (Tabelle 30), ist ersichtlich, dass sogar unter Berücksichtigung aller relevanten getesteten Einflussfaktoren die Variable „Planer“ weiterhin signifikante Werte erreicht. Somit konnte sichergestellt werden, dass trotz vieler weiterer Einflussfaktoren die Erfahrung des Planers die Vorhersagegenauigkeit signifikant und aufgrund des negativen Regressionskoeffizienten positiv beeinflusst.

Insgesamt konnte so anhand mehrerer Tests bewiesen werden, dass ein höheres Maß an Erfahrung des Planers eine signifikant bessere Vorhersagegenauigkeit der Prothesengröße bedingt. Eine ähnliche Aussage trafen Vanin et al., die 30 Planungen jeweils von einem „Junior surgeon“ und einem „Senior surgeon“ durchführen ließen und anschließend die Vorhersagegenauigkeiten der Prothesengrößen verglichen (Vanin et al., 2010). Sie fanden eine höhere Präzision der präoperativen Planung bei Vorliegen eines höheren Grades an Erfahrung des Planers. Jedoch lag der Kappa-Koeffizient der Interobserver-Reliabilität mit 0,65 höher als in der hier präsentierten Studie (siehe Tabelle 10), was bedeutet, dass die Planungspräzision der beiden Planer von Vanin u.a. sich weniger unterschied als die in dieser Studie. Dies könnte durch den deutlich geringeren Erfahrungsunterschied zwischen den beiden Planern der Studie von Vanin u.a. begründet sein.

Eine weitere Studie (Bowman et al., 2016) verglich vier Planer unterschiedlicher Erfahrung, darunter ein Medizinstudent und drei Chirurgen. Bowman et al. konzentrierten sich auf die Planung der Beinachse in der Ganzbeinstandaufnahme und fanden den größten Unterschied zwischen dem Planer mit der meisten und der geringsten Erfahrung, sodass dies wiederum auf einen hohen Stellenwert der Erfahrung bezüglich der Planungspräzision hinweist. Aslam et al. konnten bei 25 Planungen von Knie totalendoprothesen durch vier Chirurgen unterschiedlichen Alters keinen signifikanten Unterschied nachweisen (Aslam et al., 2004). Jedoch ist fraglich, ob das Lebensalter eines Chirurgen mit seiner Erfahrung in der Endoprothetik gleichgesetzt

werden kann. Andere Studien wiederum erhielten sogar bei gleicherfahrenen Planern unterschiedliche Ergebnisse (Arora et al., 2005; Bothra et al., 2003; Kasis et al., 2004; Ooka et al., 2018). Sie alle erhielten nur eine schlechte bis ausreichende Interobserver-Reliabilität trotz gleichen Erfahrungsniveaus der Planer. Trickett et al. erhielten bei den Planungen von 40 Knie totalendoprothesen mit dem mediCAD<sup>®</sup>-Programm durch vier gleichermaßen erfahrene Personen eine gute Interobserver-Reliabilität von 0,65 bzw. 0,66 (Trickett et al., 2009). Hsu et al. weisen ein ähnliches Studiendesign wie die hier präsentierte Studie auf (Hsu et al., 2012). Vier Personen, darunter ein „physician assistant“, ein Medizinstudent, ein Assistenzarzt und ein Endoprothetiker, führten insgesamt 48 Planungen von Knie totalendoprothesen mit OrthoView<sup>®</sup> in ML-Perspektive durch, was zu einer guten Interobserver-Reliabilität führte und somit nur einen geringen Unterschied bezüglich der Vorhersagegenauigkeiten der Planer untereinander zeigte. Weitere Tests zur Verifizierung und genaueren Untersuchung dieser Ergebnisse wurden von Hsu u.a. nicht aufgeführt.

Insgesamt existieren einige Studien zu diesem Thema, welche sehr unterschiedliche Ergebnisse hervorbrachten, aber zugleich eine ähnliche Methodik aufwiesen. Alle verwendeten zum Vergleich der Planer Kappa-Koeffizienten beziehungsweise Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten, jedoch führte keiner von ihnen weitere Tests zur Bestätigung und Differenzierung der Ergebnisse durch. In diesem Punkt hebt sich die vorliegende Studie ab, da neben der Erhebung des Kappa-Koeffizienten zusätzlich Regressionen und vor allem Fisher-Tests durchgeführt wurden, sodass nicht nur der Grad der Übereinstimmung gezeigt wurde, sondern sogar signifikante Unterschiede nachgewiesen werden konnten. So konnte eindeutig gezeigt werden, dass der EP eine signifikant höhere Vorhersagegenauigkeit erreichte und die Erfahrung des Planers einen signifikanten positiven Einfluss auf die Vorhersagegenauigkeit der Prothesengröße hatte. Um diese Aussage weiter zu unterstreichen, sollte in einer weiterführenden Studie neben Planern unterschiedlicher Erfahrung zusätzlich Planer auf gleichem Erfahrungsniveau untersucht und zum Vergleich als Gegenprobe herangezogen werden.

### *6.2.2 Planungspräzision des erfahrenen Planers*

Betrachtet man die Anteile der richtig vorhergesagten Prothesengrößen (Abbildung 8), fällt auf, dass der EP trotz höherer Werte im Vergleich zum UP in lediglich knapp 60% (F\_AP 59%, F\_ML 57%, T\_AP 59%, T\_ML 56%) der Fälle die richtige Prothesengröße

geplant hat. Somit lag selbst der EP bei über 40% der Planungen mit seiner Prognose „falsch“, was einen relativ hohen Anteil darstellt.

Auch die Kappa-Koeffizienten bestätigen dieses Ergebnis. Diese ergaben eine höhere Übereinstimmung des EPs mit der Vergleichsgröße (mittelmäßige Übereinstimmung mit  $\text{Kappa} > 0,4$ ) im Vergleich zum UP (schwache Übereinstimmung mit  $\text{Kappa} < 0,4$ ), jedoch lediglich eine mittelmäßige Übereinstimmung für den EP (Tabelle 16).

Ähnlich niedrige Quoten von 38,1% bis 59,3% wiesen auch andere Studien auf (Hsu et al., 2012; Kobayashi et al., 2012; Trickett et al., 2009; Unnanuntana et al., 2007; Wongsak et al., 2009). Ooka et al. erreichten lediglich zwischen 28,21% und 47,01% bei der retrospektiven Planung von 39 Knie totalendoprothesen durch drei verschiedene Planer (Ooka et al., 2018). Zwei weitere Studien (Del Gaizo et al., 2009; Fawzy et al., 2008) erreichten geringfügig höhere Trefferquoten von 67% bis zu 82,5%. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die hier aufgetretenen niedrigen Vorhersagegenauigkeiten nicht ungewöhnlich sind und nicht auf Mängel in der Untersucherauswahl oder des Studiendesigns zurückzuführen sind.

Dennoch sollte nach der Ursache für die allgemein niedrige Vorhersagegenauigkeit gesucht werden. Eine mögliche Erklärung könnte sein, dass die fehlende Korrektur der Beinachse zu diesen Werten führte. In dieser Studie wurde auf die Anpassung der Beinachse verzichtet, welche in der AP-Perspektive vor der Positionierung der Prothesenschablone durchgeführt würde. Dadurch könnten sich Resektionslinien und somit die geschaffene Auflagefläche für die Prothese in ihrer Ausdehnung verändern, was die gemessenen Größen potenziell beeinflussen könnte. Dieser Einfluss würde aber nur in der AP-Perspektive auftreten, da diese für die optionale Achskorrektur im Planungsprogramm verwendet wird. Zieht man die Vorhersagegenauigkeiten der ML-Perspektive und die Ergebnisse der multiplen Regression hinzu, kann ein signifikanter Einfluss der Perspektive auf die Vorhersagegenauigkeit ausgeschlossen werden (Tabelle 32), sodass diese Theorie verworfen werden muss und der fehlenden Achskorrektur nur eine untergeordnete Rolle zugesprochen werden kann. Es konnte lediglich eine Studie gefunden werden, die die Beinachsenkorrektur untersuchte, die jedoch die Prothesengröße außer Acht gelassen hat (Bowman et al., 2016), wodurch diese Studie nur bedingt als Vergleich herangezogen werden konnte. Um diesem Aspekt auf den Grund zu gehen, wäre es interessant, eine weiterführende Studie in gleichem Rahmen durchzuführen, allerdings mit zusätzlicher Planung der Achskorrektur, um deren

Bedeutung bezüglich der Planungsgenauigkeit zu überprüfen.

Einen weiteren Erklärungsversuch für die niedrige Planungsqualität eines erfahrenen Planers bieten Trickett et al., die angeben, dass die Präzision der Planung von der Lage des Referenzobjektes abhängt (Trickett et al., 2009). Eine zu große Entfernung der Planungskugel solle die Kalibrierung stören und den Vergrößerungsfaktor verfälschen. Dies konnte hier in Bezug auf die Planung von Knieprothesen nicht bestätigt werden. In der logistischen sowie in der multiplen Regression wurden die Variablen „Lage“ und „Entfernung der Referenzkugel“ bezüglich ihres Einflusses auf die Planungsqualität getestet und ergaben keine signifikanten Werte, sodass kein nennenswerter Zusammenhang angenommen werden kann. Somit scheint auch dies keine ausreichende Erklärung für die geringe Planungsqualität zu sein.

Kniesel et al. erreichten ebenfalls nur eine Vorhersagegenauigkeit von 33-52% (Kniesel et al., 2014). Sie begründen diese niedrigen Werte mit der intraoperativen Berücksichtigung der Bandstabilität bei der Größenauswahl während der Implantation, wohingegen bei der digitalen Planung lediglich die anatomischen Landmarken zur Größenbestimmung herangezogen werden. Dieser Ansatz erscheint nachvollziehbar und könnte eine mögliche Erklärung sein.

Als letzte Möglichkeit bleibt die Fehlerquelle beim Planungsprogramm selbst zu suchen. Denkbar wären Ungenauigkeiten bei der Kalibrierung, sowie mangelnde Präzision der Prothesenschablonen. Diese potenziellen Fehlerquellen könnten durch technischen Fortschritt und Weiterentwicklung der Software behoben werden. Hierzu gibt es bereits einige Ansätze wie zum Beispiel die 3D-Planung, welche in den Studien jedoch unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich zu der herkömmlichen 2D-Planung aufweist (Pietrzak et al., 2018) (Kobayashi et al., 2012). Daher wäre eine Vergleichsstudie im gleichen Studiendesign mit neuerer Programm-Version sicherlich ein interessanter Ansatz, um gegebenenfalls die mangelnde Präzision des Planungsprogramms als potenziellen Störfaktor zu identifizieren.

### *6.2.3 Verteilung der Größendifferenzen*

Ein interessanter Aspekt bei der Interpretation der Ergebnisse ist, wie sich die „falsch“ vorhergesagten Größen verteilen. Dabei ist eindeutig zu erkennen, dass beide Planer tendenziell zu klein geplant haben (Abbildung 7, Abbildung 8). Dasselbe Phänomen beobachteten Kobayashi et al. und The et al. (Kobayashi et al., 2012; The et al., 2005).

Jedoch existieren Untersuchungen, die andere Ergebnisse erhielten und eher zu groß geplante Prothesen beobachteten (Peek et al., 2012; Savov et al., 2018). Die Studiendaten von Kniesel et al. hingegen zeigten für die Femur-Komponente zu kleine und für die Tibia-Komponente zu große Planungen (Kniesel et al., 2014). Trotz dieser offensichtlich unterschiedlichen Resultate anderer Studien präsentierten sich die Ergebnisse hier eindeutig.

Betrachtet man die Verteilung der geplanten Größen genauer (Abbildung 6), lässt sich erkennen, dass die richtig vorhergesagten Prothesengrößen den größten Anteil ausmachen, gefolgt von der Größendifferenz einer Größenstufe darunter und darüber. Insgesamt lagen beide Planer mit ihren Prognosen stets nah an der Implantatgröße und hatten sich selten um mehr als eine Größenstufe verschätzt. Toleriert man eine Abweichung von einer Größe, ergeben sich Trefferquoten von über 90% (Tabelle 17). Ähnliche Werte erreichen auch andere Studien (Fawzy et al., 2008; Kniesel et al., 2014; Kobayashi et al., 2012; Peek et al., 2012; Savov et al., 2018; Trickett et al., 2009; Wongsak et al., 2009), welche Werte von über 95% und teilweise sogar 100% bei einer Abweichungstoleranz von einer Größe erreichten.

An dieser Stelle kann man sogar noch ein Schritt weitergehen und feststellen, dass von beiden Planern meist eine Größe zu klein geplant wurde (Abbildung 7, Abbildung 8). Daher konnten mit einer Abweichungstoleranz von - 1 Vorhersagegenauigkeiten von 77,3 % bis 82,4 % (Tabelle 18) erreicht werden. Es konnte nur eine Studie gefunden werden, die ebenfalls diese Differenzierung vorgenommen hat und eine Vorhersagegenauigkeit von 84% aufwies (Kobayashi et al., 2012).

Auch hier könnte eine unzureichende Präzision des Planungsprogramms ursächlich sein. Eine weitere mögliche Erklärung wäre, dass die Implantatgröße als Zielgröße nicht ausreichend valide ist, indem intraoperativ nicht die optimale Implantatgröße gewählt wurde. Trickett et al. versuchten diesen Einflussfaktor zu beheben, indem sie in ihrer Studie die postoperativen Röntgenbilder von einem unabhängigen Gutachter bezüglich der Größenwahl des Implantats beurteilen ließen (Trickett et al., 2009). Dies hatte zur Folge, dass einige Fälle aus der Wertung ausgeschlossen werden mussten, da deren postoperative Röntgenaufnahmen ein ungenügendes Ergebnis zeigten. Ebenso stellten Peek et al. fest, dass die Femur-Komponente häufig zu groß und die Tibia-Komponente häufig zu klein implantiert wurden (Peek et al., 2012). Demzufolge entspräche die implantierte Prothesengröße, die hier als Vergleichsgröße herangezogen wurde, nicht

unbedingt der optimalen Prothesengröße, wodurch der Vergleich der geplanten mit der implantierten Größe zur Bestimmung der Vorhersagegenauigkeit nicht verwertbar wäre. Daher erscheint eine postoperative Kontrolle und Beurteilung des Implantationsergebnisses zur Validierung der Vergleichsgröße notwendig für zukünftige Studien, um die Vorhersagegenauigkeit von Prothesenplanungen weiter zu untersuchen.

### 6.3 Entwicklungsprozess des unerfahrenen Planers

Die Ergebnisse der Studie deuten darauf hin, dass sich die Erfahrung des Planers positiv auf die Planungsqualität auswirkt. An dieser Stelle wird die Frage aufgeworfen, wie viel Erfahrung nötig ist, um eine Planung mit ausreichend hoher Vorhersagegenauigkeit durchführen zu können und wie viel Übung notwendig ist, um dies zu erreichen. Dieser Sachverhalt konnte im Rahmen dieser Studie nicht abschließend geklärt werden und es konnten auch keine vergleichbaren Studien hierzu gefunden werden. Dennoch war es möglich, einige erste Hinweise abzuleiten und somit eine Grundlage für weitere Untersuchungen zu schaffen. Zu diesem Zweck wurden die Ergebnisse des UPs genauer analysiert, da er die Möglichkeit hatte, sein Erfahrungslevel während der Untersuchung zu steigern und somit eine Entwicklung zu durchlaufen. Zu Beginn der Studie hatte der UP keinerlei Erfahrung in der digitalen Prothesenplanung, was ein günstiger Ausgangswert war, da somit durch jede einzelne Planung seine Erfahrung in quantitativer Hinsicht anstieg. Letztendlich konnte so eine kontinuierliche Verbesserung der Handhabung gewährleistet werden, jedoch nicht zwangsläufig der Qualität der Planung. Um diese steigern zu können, benötigt der UP sowohl positives als auch negatives Feedback. Es wurde zur Unterstützung des Lernprozesses des UPs ein persönliches Coaching gewählt, das durch den EP erfolgte. Dies entsprach am ehesten dem klinischen Alltag, bei dem einem Assistenzarzt die Supervision durch seinen Oberarzt zuteilwird. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass der UP keine kontinuierliche Rückmeldung erhielt, da aus Praktikabilitätsgründen die Supervision in Etappen erfolgte. Die letzte Supervision wurde insofern anders gestaltet, dass der EP nicht nur die Planungsergebnisse des UPs beurteilte, sondern dass er den ganzen Planungsprozess einiger Fälle betreute. Auf diese Weise sollte dem UP die Chance gegeben werden, den gesamten Planungsvorgang zu verbessern.

Zur Darstellung der Entwicklung des UPs wurden vier Erfolgskurven erstellt (Abbildung 9, Abbildung 10, Abbildung 11, Abbildung 12), welche aus dem Betrag der

Größendifferenzen aus geplanter und implantierter Prothesengröße im zeitlichen Verlauf der Planungen erstellt wurden. Die linearen Trendlinien (rote Linien) weisen lediglich für die beiden Graphen der AP-Perspektive (Abbildung 9, Abbildung 11) eine Annäherung an die Nulllinie auf, welche einer optimalen Vorhersagegenauigkeit entspricht. Somit konnte eine Leistungssteigerung und damit eine Verbesserung der Planungsqualität mit steigender Anzahl der durchgeführten Planungen detektiert werden. Die Trendlinien der Graphen der ML-Perspektive (Abbildung 10, Abbildung 12) hingegen zeigten keine nennenswerte Steigung, sodass für ML keine Steigerung der Planungspräzision nachgewiesen werden konnte. Insgesamt fiel der Einfluss der Erfahrungszunahme des UPs auf die Vorhersagegenauigkeit nur gering aus. Dieses Ergebnis wurde durch den Vergleich der Mittelwerte der einzelnen Lernabschnitte bestätigt (Tabelle 20), bei dem keine eindeutige Leistungssteigerung des UPs detektiert werden konnte.

Der UP startete ohne jegliche Vorkenntnisse und fertigte im Rahmen dieser Studie insgesamt 600 Planungen von Knieendoprothesen innerhalb von vier Monaten an, wodurch eine deutliche Zunahme an Planungserfahrung und demzufolge der Planungspräzision zu erwarten gewesen wäre. Jedoch ist zu bedenken, dass eine Steigerung der operativen Erfahrung speziell in der Durchführung von Prothesenimplantationen ausblieb, was ausschlaggebend für eine bessere Prothesenplanung sein könnte. Um dieses zu testen, müsste ein weiterer unerfahrener Planer hinzugezogen werden, der regelmäßige während der Planungen an Implantationen teilnimmt. Optimal wäre hier ein Assistenzarzt, der unabhängig vom Operateur die Prothesenplanung präoperativ vornimmt, an der Implantation selbst teilnimmt und anschließend seine Planung mit den postoperativen Röntgenaufnahmen vergleichen kann. Somit würde er seine Erfahrung bezüglich Planung und Implantation steigern und hätte ein direktes Feedback seines Planungsergebnisses.

Generell könnte die verwendete Feedback-Methode ebenfalls zur ausbleibenden Steigerung der Planungsqualität des UPs beigetragen haben. Bisher erhielt der UP nur gelegentlich in unregelmäßigen Abständen eine Supervision durch den EP, was aus praktischen Gründen nicht anders umzusetzen war. Zukünftig könnte eine andere Methode gewählt werden, indem der UP nach jeder Planung seine gemessenen Größen mit den Zielgrößen, was den Implantatgrößen entspricht, vergleicht. Um auch die korrekte Position des Implantats zu überprüfen, könnten zusätzlich die postoperativen Röntgenbilder herangezogen werden. Dies wäre studententechnisch eine sinnvolle und

praktikable Methode, um künftig ein direktes, kontinuierliches und objektives Feedback zu gewährleisten. Daher sind zur genaueren Untersuchung des Entwicklungsprozesses des UPs weitere Studien mit unterschiedlichen Planern und Feedback-Methoden notwendig.

### 6.4 Relevanz der Einflussfaktoren

#### 6.4.1 *Prothesentypen*

Betrachtet man die Fisher-Tests separat nach Prothesentyp, konnte bei OX und BI im Gegensatz zu RO ein signifikanter Unterschied zwischen den Planern gefunden werden. Insgesamt erzielten beide Planer für RO die besten Ergebnisse bezüglich der Vorhersagegenauigkeiten, sodass nur eine geringe Differenz zwischen den Ergebnissen des UPs und des EPs zu erkennen war. Daher kann gesagt werden, dass die RO so gut zu planen waren, dass die Erfahrung des Planers nur eine untergeordnete Rolle spielte und in dieser Studie für diesen Prothesentyp keine Relevanz hatte.

Dieses war auch der Grund dafür, dass die RO-Planungen als Referenzwerte für die Regressionen der Prothesentypen verwendet wurden. Die Variable „Prothesentyp“ erzielte sowohl bei der einfachen (Tabelle 29) als auch bei der multiplen logistischen Regression (Tabelle 30) signifikante Werte mit positiven Regressionskoeffizienten, was bedeutet, dass BI und OX im Vergleich zum Referenztyp RO eine negative Auswirkung auf die Vorhersagegenauigkeit der Prothesengröße haben. Dieses Ergebnis muss kritisch betrachtet werden, da die eingeschränkten Größen- und Kombinationsoptionen nicht vernachlässigt werden durften. Bei dem Prothesenmodell „Rotationsknie“ von der Firma Link<sup>®</sup>, welches hier dem Prothesentyp RO entsprach, standen nur vier verschiedenen Größen zur Auswahl. Zudem mussten aufgrund der Konstruktion dieses Modells beide Prothesen-Komponenten (F, T) gleich groß sein. Somit beschränkte sich die Auswahl auf vier Größenkombinationen. Die gefundenen Unterschiede bezüglich der Planungsqualitäten der verschiedenen Typen mussten demnach nicht zwangsläufig auf unterschiedlichen Fähigkeiten der Planer basieren, sondern könnten auch durch die ungleichmäßigen Größenoptionen bedingt sein. Dem Prothesentyp konnte ein eindeutiger Einfluss auf die Qualität der Planung nachgewiesen werden, was aber nicht unweigerlich auf die Erfahrung des Planers zurückzuführen ist.

Leider ist die Datenlage bezüglich der Vorhersagegenauigkeit und Prothesentypen nicht

sehr ergiebig. Häufig wurde lediglich die bikondyläre Oberflächenprothese untersucht, wohingegen sich nur wenige Studien mit Schlitten- oder achsgeführten Totalendoprothesen beschäftigten, wie beispielweise Savov et al., Bothra et al., Kasis et al. oder Fawzy (Bothra et al., 2003; Fawzy et al., 2008; Kasis et al., 2004; Savov et al., 2018). Es konnte keine Studie gefunden werden, die mehrere Typen miteinander verglich, sodass die hier erworbenen Ergebnisse nicht mit anderen Studien verglichen werden können. Somit konnte diese Studie erste Erkenntnisse in der Fragestellung nach dem Einfluss der Prothesentypen auf die Planungspräzision präsentieren.

#### 6.4.2 Perspektive

Nachdem die Prothesentypen ausführlich behandelt wurden, sollen im Anschluss die verschiedenen Röntgen-Perspektiven in den Fokus gerückt werden. Hier zeigten sich trotz nicht nachweisbarer Signifikanz in der binomialen logistischen Regression einige interessante Aspekte. Betrachtet man zuerst die Häufigkeitsverteilung, fällt ins Auge, dass sehr viel mehr AP- (542) als ML-Aufnahmen (493) in die Auswertung eingeflossen sind (Tabelle 7). Dies liegt vor allem daran, dass die präoperativen Röntgenbilder häufig nur in AP-Perspektive abrufbar waren. Oft fehlte aber auch die Referenzkugel auf den ML-Aufnahmen, die für eine digitale Planung notwendig war, sodass diese Aufnahmen nicht in die Auswertung aufgenommen werden konnten.

Da die Implantatgrößen separat für zwei Perspektiven bestimmt wurden, konnten die Ergebnisse einzeln analysiert und verglichen werden. Die Idee war, zu untersuchen, ob sich eine Perspektive besser für die Prothesenplanung eignet als die andere und somit die Planung anhand einer Perspektive zukünftig ausreichend wäre. Nur wenige Studien haben die Perspektiven berücksichtigt (Kniesel et al., 2014; Kobayashi et al., 2012; Ooka et al., 2018; Unnanuntana et al., 2007; Wongsak et al., 2009), aber keine hat den direkten Einfluss der Röntgenperspektive auf die Planungsqualität statistisch untersucht. Savov et al. machen deutlich, dass die Größenbestimmung der achsgeführten Totalendoprothese vorwiegend anhand der ML-Perspektive durchgeführt werden kann (Savov et al., 2018). Betrachtet man hingegen die Ergebnisse von Kniesel et al., lässt sich eine Tendenz erkennen, dass die Femur-Komponente im AP-Bild mit 52% Vorhersagegenauigkeit bessere Ergebnisse hervorbrachte als mit 33% im ML-Bild (Kniesel et al., 2014). Vor diesem Hintergrund wurde in der vorliegenden Studie die Planung für beide Perspektiven separat voneinander durchgeführt und die Resultate anhand von Häufigkeitsverteilungen

und Regressionen miteinander verglichen, um eine fundierte Aussage über den Einfluss der Perspektive auf die Prothesenplanung treffen zu können.

Die Häufigkeitsverteilung der Größendifferenzen der beiden Planer und der tatsächlich implantierten Größe (Tabelle 19) zeigt lediglich für RO, dass sich in der AP-Perspektive höhere Werte für die richtige Größe ergaben als in der ML-Aufnahme. Diese Tendenz lässt sich bei den Kappa-Werten wiederfinden (Tabelle 16). Allerdings konnte weder in der binomialen noch in der multiplen logistischen Regression eine Signifikanz für die Variable „Perspektive“ festgestellt werden (Tabelle 30). Somit konnte kein entscheidender Einfluss der Perspektive auf die Vorhersagegenauigkeit der Prothesengröße und damit auf die Qualität der digitalen Planung nachgewiesen werden.

Zur Vervollständigung der Datenlage müsste zusätzlich die Planung einer Ganzbeinaufnahme durchgeführt werden, da hierbei die Achskorrektur bestimmt werden kann. Da gerade bei den länger zurückliegenden Fällen diese Aufnahme nicht abrufbar war, wurde in dieser Studie vorerst darauf verzichtet. Somit konnte aber auch die Achskorrektur nicht weiter berücksichtigt werden, die jedoch einen entscheidenden Einfluss haben könnte. Da in den „Anforderungen an die Prozesse“ (Haas et al., 2017, S. 47) für Endoprothetikzentren die Planung anhand einer Ganzbeinaufnahmen aufgeführt ist (Haas et al., 2017, S. 47), ist zu erwarten, dass diese Daten in den letzten Jahren zunehmend zugänglicher und vollständiger geworden sind. Daher würde sich eine zukünftige Studie mit Einbeziehung der Ganzbeinaufnahme anbieten.

### *6.4.3 Restliche Einflussfaktoren*

Einige Variablen erreichten bereits in der binomialen logistischen Regression keine signifikanten Werte, wie Alter, Geschlecht, OP-Dauer, Bildqualität, Lage und Entfernung der Referenzkugel, sodass bei all diesen Variablen davon ausgegangen werden kann, dass sie keinen ausschlaggebenden Einfluss auf die Präzision der Planung hatten. Bei den restlichen Variablen, wie BMI, operierte Seite und Prothesenkomponente, tauchten zumindest in der binomialen logistischen Regression einzelne Signifikanzen auf, welche sich in der multiplen logistischen Regression (Tabelle 30) unter Berücksichtigung der Interaktionen zwischen den einzelnen Variablen nicht bestätigen ließen. Damit konnte diesen Variablen kein eindeutiger Einfluss auf die Planungsgenauigkeit nachgewiesen werden.

Die Variable „BMI“ brachte in der einfachen logistischen Regression für UP\_F\_ML

einen signifikanten Wert hervor (Tabelle 23), während die klassierte Variable „BMI“ zwei weitere signifikante Werte ergab (UP\_T\_ML und EP\_F\_ML) (Tabelle 25). Alle drei Ergebnisse konnten letztendlich durch die multiple logistische Regression (Tabelle 30) widerlegt werden und sind damit als Einflussfaktoren als nicht relevant zu werten. Es konnten nur wenige vergleichbare Studien gefunden werden, die den BMI als Einflussfaktor untersuchten. Kniesel et al. konnten weder eine Signifikanz noch eine Korrelation des BMI mit der Vorhersagegenauigkeit von Knieendoprothesen finden (Kniesel et al., 2014). Sershon et al. untersuchten die Planungsgenauigkeit von Hüftendoprothesen und konnten ebenfalls für den BMI keinen signifikanten Wert feststellen (Sershon et al., 2017). Auch wenn der BMI keinen Einfluss auf die Prothesenplanung zu haben scheint, wirkt er sich laut Jonas et al. und Bradley et al. auf die Länge des stationären Aufenthaltes und auf die Dauer der Operation aus (Bradley et al., 2014; Jonas et al., 2013).

Des Weiteren fand sich bei der binomialen Regression der operierten Seite (Tabelle 26), dass der EP im Bereich T\_AP die linke Seite signifikant besser geplant hat als die rechte. Dies bestätigte sich in der multiplen Regression jedoch nicht, sodass auch hier dieses Einzelergebnis nicht weiter berücksichtigt werden musste. Leider konnten zu diesem Thema keine vergleichbaren Studien gefunden werden.

Beim Vergleich der Knochenkompartimente mit Hilfe der binomialen logistischen Regression schienen beide Planer bei beiden Perspektiven die Tibia-Komponente der BI signifikant besser und die der OX signifikant schlechter geplant zu haben als die Femur-Komponente (Tabelle 27, Tabelle 28). Dies bestätigte sich durch die Trefferquoten der Untersucher in Tabelle 19 und die Kappa-Koeffizienten in Tabelle 16. In der multiplen logistischen Regression hingegen konnten keine Signifikanzen gefunden werden, sodass es sich hier lediglich um Tendenzen handelt. Auch andere Studien erreichten für die Tibia-Komponente bessere Vorhersagegenauigkeiten als für die Femur-Komponente (Aslam et al., 2004; Kniesel et al., 2014; Ooka et al., 2018; Trickett et al., 2009; Unnanuntana et al., 2007; Vanin et al., 2010). Trickett et al. begründen dies mit einer erhöhten Schwierigkeit der Identifizierung der knöchernen Landmarken des Femurs (Trickett et al., 2009). Hingegen fanden wiederum einige andere Studien gegenteilige Ergebnisse (Del Gaizo et al., 2009; Miller & Purtill, 2012). Letztendlich ist die Datenlage zu diesem Thema nicht eindeutig und es kann auch in der vorliegenden Studie kein eindeutiges Ergebnis präsentiert werden, da keine signifikante Auswirkung der

Komponenten auf die Planungspräzision in der multiplen Regression bestätigt werden konnte.

Letztendlich waren all diese vereinzelt aufgetretenen Signifikanzen in der multiplen logistischen Regression nicht mehr wiederzufinden, sodass ihr ursprüngliches Auftreten in der Einzelauswertung auf Interaktionen mit anderen stärkeren Einflussfaktoren zurückzuführen ist. Somit konnte allen Variablen außer „Prothesentyp“ und „Planer“ kein konkreter Einfluss auf die Vorhersagegenauigkeit der Planung nachgewiesen werden. Dennoch sollten die getesteten Variablen in zukünftigen Untersuchungen nicht außer Acht gelassen werden und Bestandteil weiterführender Studien sein.

## **7 *Schlussfolgerung***

In dieser Studie konnten aufgrund von kontrollierten Untersuchungsbedingungen, einer größtmöglichen Differenz bezüglich des Erfahrungslevels beider Planer sowie der Berücksichtigung vieler Variablen, aussagekräftige Schlussfolgerungen gezogen werden, die sowohl für die Forschung auf diesem Gebiet als auch für die Praxis relevant sind.

Im Speziellen zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Vorhersagegenauigkeit zwischen dem unerfahrenen und dem erfahrenen Planer, woraus sich schließen lässt, dass die Erfahrung eine entscheidende Rolle für die Planungsqualität von Knieprothesen spielt. Für weiterführende Studien zu diesem Thema wäre es interessant, zusätzlich jeweils einen oder mehrere weitere Planer ähnlichen Niveaus (UP<sub>2</sub>, EP<sub>2</sub>) die Planung durchführen zu lassen, um eine Abweichung der Planungsqualität der Planer des jeweiligen Niveaus auszuschließen.

Zudem sollte aber auch ein Planer hinzugezogen werden, der neben der Durchführung von Planung regelmäßig an Implantationen teilnimmt. Auf diese Weise wäre es möglich zu unterscheiden, ob eine Zunahme der Erfahrung an Prothesenplanung oder -implantation zu einer Steigerung der Planungspräzision führt. Insgesamt sollte eine optimierte Feedbackmethode gewählt werden, um den Lernprozess und damit eine Verbesserung der Planungsergebnisse des UPs gezielter unterstützen zu können.

Bei der genaueren Betrachtung des EPs ergaben sich, wie in den meisten anderen Studien zu diesem Thema, relativ geringe Vorhersagegenauigkeiten, was auf einen systemischen Fehler hinweist. Naheliegend wäre eine mangelnde Präzision der Planungsprogramme, weswegen eine kontinuierliche Optimierung und Weiterentwicklung dieser unverzichtbar ist. Des Weiteren wäre es interessant, die Implantatgröße, die in der vorliegenden Studie als Referenz für die richtige Prothesengröße herangezogen wurde, zu validieren, indem die Implantationen anhand von postoperativen Röntgenbildern durch einen unabhängigen Gutachter beurteilt werden, wie es bereits in der Studie von Trickett et al. erprobt wurde (Trickett et al., 2009). Die für ungenügend befunden implantierten Größen könnten aus der Wertung genommen werden, um falsche Referenzwerte zu vermeiden. Die Fallzahl würde dadurch zwar reduziert, aber die Validität der Referenzgrößen hingegen gesteigert werden. Dadurch könnten sich die Werte für die Vorhersagegenauigkeit ändern, was gegebenenfalls zu besseren Ergebnissen führen könnte. So könnte bestenfalls auch geklärt werden, wieso die exakte Vorhersagegenauigkeit allgemein so gering ausfällt.

Neben der Erfahrung der Planer wurden noch viele weitere Faktoren hinsichtlich ihres Einflusses auf die Planungsgenauigkeit getestet. Dabei war vor allem der Prothesentyp von großer Bedeutung, welcher für die BI und OX einen negativen Einfluss auf die Vorhersagegenauigkeit im Vergleich zu den RO ergab. Da dies einer der wenigen Studien ist, die mehr als einen Typ inkludierte und die Ergebnisse anschließend miteinander verglich, sollte dies Fokus weiterer Untersuchungen sein. Die restlichen getesteten Variablen ergaben trotz umfangreicher Untersuchungen und einer großen Fallzahl keine signifikanten Ergebnisse. Somit konnte ihnen kein eindeutiger Einfluss zugesprochen werden. Jedoch waren Einflussfaktoren auf Planungspräzision nur Bestandteil sehr weniger Studien, sodass auch hier weiterer Forschungsbedarf besteht.

Schlussfolgernd lässt sich sagen, dass neben dem Prothesentyp vor allem die Erfahrung des Planers einen entscheidenden Einfluss auf die Planungsqualität hat. Dennoch reicht selbst ein großes Maß an Erfahrung nicht aus, um eine hundertprozentige Vorhersagegenauigkeit zu erreichen. Da dies auch in anderen Studien der Fall war, liegt der Verdacht nahe, dass es eine Problematik der Technik und nicht des durchführenden Untersuchers ist. Daher sollten neben der besseren Ausbildung der Planer die Planungsprogramme stetig weiterentwickelt werden, um die Planungsqualität nachhaltig zu optimieren.

## 8 Zusammenfassung

Die präoperative digitale Planung von Knieendoprothesen ist ein etabliertes Verfahren zur OP-Vorbereitung und Qualitätssicherung. Daher sollte dieses Verfahren stetig optimiert werden. Diese Studie wurde groß angelegt, um den Einfluss der Erfahrung der planenden Person auf die Planungspräzision sowie weiterer Variablen als Einflussfaktoren zu untersuchen.

Es wurden 549 primäre Implantationen von Knieendoprothesen retrospektiv von einem erfahrenen Endoprothetiker und einem unerfahrenen Medizinstudenten anhand der jeweiligen präoperativen Röntgenbilder digital mit einem mediCAD®-Programm in zwei Ebenen geplant. Berücksichtigt wurden alle Prothesentypen wie Scharnier-, bikondyläre Oberflächenersatz- und unikondyläre Schlitten-Prothesen. Anschließend wurden die geplanten mit den implantierten Prothesengrößen verglichen und die Vorhersagegenauigkeit als Maß für die Planungsqualität bestimmt. Anhand des Cohen's Koeffizienten und Fisher-Tests wurde dann die Vorhersagegenauigkeit beider Planer miteinander verglichen. Zudem wurde der Einfluss von weiteren Faktoren (BMI, Alter, Geschlecht, operierte Seite, Operationsdauer, Prothesentyp, Bildperspektive, Lage und Entfernung der Referenzkugel, Qualität des Röntgenbildes) auf die Vorhersagegenauigkeit mittels logistischer Regression überprüft. Mithilfe von Erfolgskurven und Mittelwerten der einzelnen Lernabschnitte wurde zusätzlich der Leistungsverlauf des unerfahrenen Planers analysiert.

Die geplanten Prothesengrößen des erfahrenen Planers stimmten signifikant häufiger mit der Implantatgröße (56-59%) überein als die des unerfahrenen (44-48%), vor allem bei den Schlitten- und den bikondylären Oberflächen-Prothesen. Der erfahrene Planer erreichte jedoch nur eine "mittelmäßige Übereinstimmung" mit der Implantatgröße (Kappa 0,4-0,5) und Vorhersagegenauigkeiten von unter 60%. Die Analyse der geplanten Prothesengrößen zeigte, dass meist eine Größe zu klein geplant wurde, sodass unter Rücksichtnahme dieser eine Vorhersagegenauigkeit von ca. 80% zustande kam. Hinsichtlich der Planungsgenauigkeit des unerfahrenen Planers ergab sich keine eindeutige Steigerung im Studienverlauf. Die multiplen logistischen Regressionen zeigten lediglich für die Variablen "Planer" und „Prothesentyp“ signifikante Werte.

Aufgrund der beachtlichen Fallzahl, der Berücksichtigung vieler Variablen und der größtmöglichen Differenz des Erfahrungslevels der Planer konnten aussagekräftige

Schlussfolgerungen gezogen werden. Es konnte gezeigt werden, dass die Erfahrung des Planers und der Prothesentyp ausschlaggebend für die Planungsqualität sind. Daher sollte bereits frühzeitig die Prothesenplanung in die medizinische Ausbildung mit entsprechender Supervision integriert werden. Die bessere Planung der Scharnierprothesen könnte durch die begrenzte Auswahl an Größen und damit eingeschränkten Kombinationsmöglichkeiten begründet werden. Des Weiteren konnten keine weiteren relevanten Einflussfaktoren identifiziert werden.

## **9 Abstract**

Preoperative digital planning of knee arthroplasty is an established procedure for preparation for the surgeon and quality assurance. Therefore, this process should be continuously optimized. This study was designed on a large scale to examine the influence of planning person's experience on planning precision and other variables as influencing factors.

549 primary implantations of knee endoprotheses were retrospectively and digitally planned by an experienced arthroplasty specialist and an inexperienced medical student based on the respective preoperative x-ray images in two planes using a mediCAD® program. All types of prostheses were included, such as hinge, bicondylar surface replacement and unicondylar sled prostheses. The planned prosthesis sizes were then compared to the implanted sizes and the prediction accuracy was determined as a measure of planning quality. Using Cohen's coefficient and Fisher's test, the prediction accuracy of both planners was then compared. In addition, the influence of other factors (BMI, age, gender, operated side, duration of surgery, type of prosthesis, image perspective, position and distance of reference sphere, quality of the X-ray image) on the prediction accuracy was examined using logistic regression. The performance of the inexperienced planner was analysed using success curves and mean values of the individual study sections.

The planned sizes of the experienced planner matched significantly more often with the implant size (56-59%) than those of the inexperienced planner (44-48%), especially for sled and bicondylar surfaces prostheses. However, the experienced planner only achieved "moderate agreement" with the implant size (Kappa 0,4-0,5) and prediction accuracies of less than 60%. Analysis of planned sizes showed that mostly the planned size was one size smaller than the implanted one. Taking this into account, a prediction accuracy of approx. 80% was achieved. Regarding the planning accuracy of the inexperienced planner, no clear increase could be observed during the study. The multiple logistic regressions only showed significant values for the variables "planner" and "type of prosthesis".

Due to the considerable number of cases, the consideration of many different variables and the use of the greatest possible difference in the experience level of the two planners, meaningful conclusions could be drawn. It could be shown that the experience of the planner and the type of prosthesis are decisive for planning quality. Therefore, planning

of arthroplasty should be integrated into medical training with appropriate supervision at an early stage. The better planning of the hinge prostheses is probably due to the limited selection of sizes and thus limited combination options. Furthermore, no other relevant influencing factors could be identified.

***Abkürzungs-, Abbildungs-, Tabellenverzeichnis*****Abkürzungsverzeichnis:**

| <b>Abkürzung</b> | <b>Bedeutung</b>                             |
|------------------|----------------------------------------------|
| AP               | Antero-posteriore Bildperspektive            |
| BI               | Bikondyläre Oberflächenersatzprothese        |
| E                | Erwartete Anzahl                             |
| EP               | Erfahrener Planer                            |
| F                | Femur                                        |
| ML               | Medio-laterale Bildperspektive               |
| N                | Anzahl                                       |
| OX               | Oxford unikompartimentelle Schlittenprothese |
| RO               | Achsgeführte Rotationsknie-Totalendoprothese |
| T                | Tibia                                        |
| UP               | Unerfahrener Planer                          |

**Abbildungsverzeichnis:**

|                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 1: Lage und Entfernung der Referenzkugel.....                 | 10 |
| Abbildung 2: Alter klassiert Häufigkeitsverteilung (%).....             | 17 |
| Abbildung 3: BMI klassiert Häufigkeitsverteilung (%).....               | 17 |
| Abbildung 4: Implantierte Prothesengröße Häufigkeitsverteilung (%)..... | 18 |
| Abbildung 5: Prothesentyp Häufigkeitsverteilung.....                    | 18 |
| Abbildung 6: Größendifferenzen Häufigkeitsverteilung .....              | 23 |
| Abbildung 7: Größendifferenz UP.....                                    | 24 |
| Abbildung 8: Größendifferenz EP .....                                   | 24 |
| Abbildung 9: Erfolgskurve F_AP .....                                    | 27 |
| Abbildung 10: Erfolgskurve F_ML .....                                   | 27 |
| Abbildung 11: Erfolgskurve T_AP .....                                   | 27 |
| Abbildung 12: Erfolgskurve T_ML .....                                   | 28 |
| Abbildung 13: Bildqualität Häufigkeitsverteilung (%).....               | 29 |
| Abbildung 14: Votum der Ethik-Kommission.....                           | XI |

## **Tabellenverzeichnis:**

|                                                                                   |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabelle 1: Systematik Prothesentyp / Prothesenmodell                              | 8   |
| Tabelle 2: Klassierung Alter                                                      | 12  |
| Tabelle 3: Klassierung OP Dauer                                                   | 13  |
| Tabelle 4: Klassierung BMI (WHO Europe, o. J.)                                    | 13  |
| Tabelle 5: Kappa-Koeffizient nach Cohen (Benesch, 2013, S. 60)                    | 13  |
| Tabelle 6: Prothesenmodell Häufigkeitsverteilung                                  | 14  |
| Tabelle 7: Geschlecht / operierte Seite / Perspektive Häufigkeitsverteilung       | 16  |
| Tabelle 8: Alter Auswertungstabelle (OP-Datum - Geburtsdatum)                     | 16  |
| Tabelle 9: BMI Auswertungstabelle                                                 | 17  |
| Tabelle 10: Kappa-Koeffizienten der Größendifferenz EP vgl. UP                    | 19  |
| Tabelle 11: Fisher-Test Vergleich UP / EP Femur                                   | 19  |
| Tabelle 12: Fisher-Test Vergleich UP / EP Tibia                                   | 20  |
| Tabelle 13: Fisher-Test BI                                                        | 20  |
| Tabelle 14: Fisher-Test RO                                                        | 21  |
| Tabelle 15: Fisher-Test OX                                                        | 21  |
| Tabelle 16: Kappa-Koeffizienten der Größendifferenz geplante - implantierte Größe | 22  |
| Tabelle 17: Größendifferenz Häufigkeitsverteilung + / -1 (%)                      | 25  |
| Tabelle 18: Größendifferenz Häufigkeitsverteilung 0 / -1 (%)                      | 25  |
| Tabelle 19: Richtige Planung Häufigkeitsverteilung (%)                            | 26  |
| Tabelle 20: Abschnitte der Erfolgskurve UP                                        | 28  |
| Tabelle 21: OP-Dauer und klassierte OP Dauer Auswertungstabelle                   | 29  |
| Tabelle 22: Lage und Entfernung der Referenzkugel Auswertungstabelle              | 30  |
| Tabelle 23: Regression BMI für UP                                                 | 30  |
| Tabelle 24: Regression BMI für EP                                                 | 31  |
| Tabelle 25: Regression BMI klassiert Auszug                                       | 31  |
| Tabelle 26: Regression operierte Seite                                            | 32  |
| Tabelle 27: Regression Knochenkomponenten UP                                      | 32  |
| Tabelle 28: Regression Knochenkomponenten EP                                      | 32  |
| Tabelle 29: Regression Prothesentyp                                               | 33  |
| Tabelle 30: Multiple Regression gesamt                                            | 34  |
| Tabelle 31: Multiple Regression UP                                                | 34  |
| Tabelle 32: Multiple Regression EP                                                | 35  |
| Tabelle 33: Größenkombination Femur-Tibia für OX                                  | 39  |
| Tabelle 34: Prothesen-Labeling                                                    | XII |

## ***Literaturverzeichnis***

- Amboss-Allgemeine Anatomie.* (o. J.). Abgerufen 5. November 2017, von <https://amboss.miamed.de/library#xid=s60tmS&anker=Zd1c2ce4ca10a12e0b31e5a596266e085>
- Amboss-Arthrose (Arthrosis deformans).* (o. J.). Abgerufen 5. November 2017, von <https://amboss.miamed.de/library#xid=bT0H62&anker=Ze629e5dbf9f9afcd8a20a3688b7c8d4a>
- Amboss-Koxarthrose und Gonarthrose.* (o. J.). Abgerufen 5. November 2017, von <https://amboss.miamed.de/library#xid=LQ0w9f>
- Amboss-Oberschenkel und Knie (Oberschenkel, Knie).* (o. J.). Abgerufen 5. November 2017, von <https://amboss.miamed.de/library#xid=yK0dQS>
- AQUA – Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen GmbH. (2015, Mai 19). *17/5 – Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation—Qualitätsindikatoren.* [https://www.sqg.de/downloads/Bundesauswertungen/2014/bu\\_Gesamt\\_17N5-KNIE-TEP\\_2014.pdf](https://www.sqg.de/downloads/Bundesauswertungen/2014/bu_Gesamt_17N5-KNIE-TEP_2014.pdf)
- Arora, J., Sharma, S., & Blyth, M. (2005). The role of pre-operative templating in primary total knee replacement. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13(3), 187–189. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0533-5>
- Aslam, N., Lo, S., Nagarajah, K., Pasapula, C., & Akmal, M. (2004). Reliability of preoperative templating in total knee arthroplasty. *Acta Orthopaedica Belgica*, 70(6), 560–564.
- Benesch, T. (2013). *Schlüsselkonzepte zur Statistik: Die wichtigsten Methoden, Verteilungen, Tests anschaulich erklärt.* Springer Spektrum.
- Bothra, V., Lemon, G., Lang, D., Smith, D. M., & Ali, A. M. (2003). Reliability of templating in estimating the size of uni-condylar knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 18(6), 780–783. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(03\)00112-8](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(03)00112-8)
- Bowman, A., Shunmugam, M., Watts, A. R., Bramwell, D. C., Wilson, C., & Krishnan, J. (2016). Inter-observer and intra-observer reliability of mechanical axis

- alignment before and after total knee arthroplasty using long leg radiographs. *The Knee*, 23(2), 203–208. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.11.013>
- Bradley, B. M., Griffiths, S. N., Stewart, K. J., Higgins, G. A., Hockings, M., & Isaac, D. L. (2014). The Effect of Obesity and Increasing Age on Operative Time and Length of Stay in Primary Hip and Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 29(10), 1906–1910. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.06.002>
- Breusch, S., Clarius, M., Mau, H., & Sabo, D. (Hrsg.). (2017). *Klinikleitfaden Orthopädie Unfallchirurgie* (8. Auflage), 491-494. Elsevier, München.
- Bundesinstitut für Bevölkerungsforschung. (2017). *Lebenserwartung bei Geburt in Deutschland nach Geschlecht, Sterbetafel 1871/1881 bis 2013/2015*. <https://www.bib.bund.de/Permalink.html?id=10262290>
- Del Gaizo, D., Soileau, E. S., & Lachiewicz, P. F. (2009). Value of preoperative templating for primary total knee arthroplasty. *The Journal of Knee Surgery*, 22(4), 284–293.
- Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie e.V. (DGOOC). (2018). *EKIT-Knie—Langfassung: S2k-LL Indikation Knieendoprothese*. [https://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/033-0521\\_S2k\\_Knieendoprothese\\_2018-05.pdf](https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/033-0521_S2k_Knieendoprothese_2018-05.pdf)
- Dietz, F., & Dietz, F. (2006). *Methodische Grundlagen und biopsychologische Modelle* (1. Aufl). Medi-Learn. <https://books.google.de/books?id=oLlMib8BSUQC&pg=PA17&dq=reihenfolgeeffekt&hl=de&sa=X&ved=0ahUKEwiY1vu74uffAhWDbFAKHdEfD68Q6AEILTAB#v=onepage&q=reihenfolgeeffekt&f=false>
- Dorbritz, J. (2016). Bevölkerungsforschung Aktuell—Geschlechterproportionen im Wandel. Herausgegeben vom Bundesinstitut für Bevölkerungsforschung – Ausgabe 4/2016 – 37. Jahrgang, 4/2016-37. Jahrgang, 22. [https://www.bib.bund.de/Publication/2016/pdf/Bevoelkerungsforschung-Aktuell-4-2016.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=4](https://www.bib.bund.de/Publication/2016/pdf/Bevoelkerungsforschung-Aktuell-4-2016.pdf?__blob=publicationFile&v=4)
- Duda, G. N., Heller, M. O., Pfitzner, T., Taylor, W. R., König, C., & Bergmann, G. (2011). Biomechanik des Kniegelenks. In D. C. Wirtz (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik* (S. 19–31). Springer Berlin Heidelberg.

[https://doi.org/10.1007/978-3-642-12889-9\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-642-12889-9_2)

- EndoCert. (o. J.). *Das „lernende“ Zertifizierungssystem – weltweit einzigartig bei Endoprothesen*. Abgerufen 24. September 2018, von <https://endocert.de/ueberuns/ueber-endocert>
- Erb, P. (o. J.). *Variablen- und Wertelabels, Statistik-Tutorial*. Abgerufen 5. November 2017, von <http://www.statistik-tutorial.de/einfuehrung/variablen-und-wertelabels.html>
- Fawzy, E., Pandit, H., Jenkins, C., Dodd, C. A. F., & Murray, D. W. (2008). Determination of femoral component size in unicompartmental knee replacement. *The Knee*, 15(5), 403–406.  
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2008.05.011>
- Felson, D. T., Zhang, Y., Anthony, J. M., Naimark, A., & Anderson, J. J. (1992). Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Annals of Internal Medicine*, 116(7), 535–539.
- Gudbergesen, H., Boesen, M., Lohmander, L. S., Christensen, R., Henriksen, M., Bartels, E. M., Christensen, P., Rindel, L., Aaboe, J., Danneskiold-Samsøe, B., Riecke, B. F., & Bliddal, H. (2012). Weight loss is effective for symptomatic relief in obese subjects with knee osteoarthritis independently of joint damage severity assessed by high-field MRI and radiography. *Osteoarthritis and Cartilage*, 20(6), 495–502. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.02.639>
- Haas, Günther, Heller, Heppt, Kladny, Lewinski, Lohmann, Wirtz, & Mittelmeier. (2017, Mai 10). *Erhebungsbogen für EndoProthetikZentren zur Zertifizierung von EndoProthetikZentren als qualitätssichernde Maßnahme in der Behandlung von Gelenkerkrankungen*.  
[https://www.thieme.de/statics/dokumente/thieme/final/de/dokumente/tw\\_orthopaedie-u-unfallchirurgie/\\_eb\\_epz\\_version\\_2018-I1\\_\(171011\)-2.pdf](https://www.thieme.de/statics/dokumente/thieme/final/de/dokumente/tw_orthopaedie-u-unfallchirurgie/_eb_epz_version_2018-I1_(171011)-2.pdf)
- Haas, H. (2018). *Anforderungskatalog für EndoProthetikZentren zur Zertifizierung von EndoProthetikZentren als qualitätssichernde Maßnahme in der Behandlung von Gelenkerkrankungen*.  
[https://www.clarcert.com/\\_Resources/Persistent/81387108ff24ad0295b34bd8be3e8b5a9ee9e498/\\_anforderungskatalog%20epz-J4%20%28180518%29.pdf](https://www.clarcert.com/_Resources/Persistent/81387108ff24ad0295b34bd8be3e8b5a9ee9e498/_anforderungskatalog%20epz-J4%20%28180518%29.pdf)

- Hectec GmbH. (2011). *Handbuch MediCAD®Classic Version 2.50*.  
[https://easy.usb.ch/upload/content/15/14086\\_handbuch.medicad.de.v2.50.pdf](https://easy.usb.ch/upload/content/15/14086_handbuch.medicad.de.v2.50.pdf)
- Hsu, A. R., Kim, J. D., Bhatia, S., & Levine, B. R. (2012). Effect of Training Level on Accuracy of Digital Templating in Primary Total Hip and Knee Arthroplasty. *Orthopedics*. <https://doi.org/10.3928/01477447-20120123-15>
- Imhoff, A. B., Linke, R. D., Baumgartner, R., & Ahrens, P. (Hrsg.). (2011). *Checkliste Orthopädie: 82 Tab* (2., komplett überarb. und erw. Aufl), 558-559. Thieme, Stuttgart.
- Jain, N. P. M., Guyver, P. M., McCarthy, M. J. H., Press, J., & Keenan, J. (2014). The accuracy and reliability of pre-operative templating in revision total knee arthroplasty. A comparison of analogue and digital methods. *Journal of Orthopaedics*, 11(3), 121–125. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2014.06.017>
- Jonas, S. C., Smith, H. K., Blair, P. S., Dacombe, P., & Weale, A. E. (2013). Factors influencing length of stay following primary total knee replacement in a UK specialist orthopaedic centre. *The Knee*, 20(5), 310–315.  
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.07.010>
- Kasis, A. G., Pacheco, R. J., Hekal, W., Farhan, M. J., Smith, D. M., & Ali, A. M. (2004). The precision and accuracy of templating the size of unicondylar knee arthroplasty. *The Knee*, 11(5), 395–398.  
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2004.06.003>
- Kniesel, B., Konstantinidis, L., Hirschmüller, A., Südkamp, N., & Helwig, P. (2014). Digital templating in total knee and hip replacement: An analysis of planning accuracy. *International Orthopaedics*, 38(4), 733–739.  
<https://doi.org/10.1007/s00264-013-2157-1>
- Kobayashi, A., Ishii, Y., Takeda, M., Noguchi, H., Higuchi, H., & Toyabe, S. (2012). Comparison of analog 2D and digital 3D preoperative templating for predicting implant size in total knee arthroplasty. *Computer Aided Surgery*, 17(2), 96–101.  
<https://doi.org/10.3109/10929088.2011.651488>
- Kohn, D., Adam, F., & Wirth, C. J. (Hrsg.). (2005). *Knie: 67 Tabellen*. Orthopädie und orthopädische Chirurgie. Thieme, Stuttgart.
- Lange, T., Schmitt, J., Günther, K. P., Kopkow, C., & Lützner, J. (2018). *Langfassung:*

- S2k-LL Indikation Knieendoprothese (AWMF Registernummer: 033-052).*  
[https://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/033-052l\\_S2k\\_Knieendoprothese\\_2018-05.pdf](https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/033-052l_S2k_Knieendoprothese_2018-05.pdf)
- mediCAD Hectec GmbH. (o. J.). *Unternehmen-Firmeninformation-Über uns.*  
 Abgerufen 27. Februar 2021, von  
<https://www.medicad.eu/de/company/firmeninformation>
- Miller, A. G., & Purtill, J. J. (2012). Accuracy of digital templating in total knee arthroplasty. *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, 41(11), 510–512.
- Ooka, N. H. M., Campos, A. L. S., da Fonseca, V. M., Rodrigues, L. E. O., Filho, E. B., Franco, J. S., e Albuquerque, R. S. P., & Gameiro, V. S. (2018). Pre-operative templating for knee arthroplasty shows low accuracy with standard X-rays. *International Orthopaedics*, 42(6), 1275–1282. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-3764-7>
- Orth, P., Kohn, D., & Madry, H. (2016). Degenerative Kniegelenkerkrankungen – Gonarthrose. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, 11(02), 81–98.  
<https://doi.org/10.1055/s-0041-108361>
- Peek, A. C., Bloch, B., & Auld, J. (2012). How useful is templating for total knee replacement component sizing? *The Knee*, 19(4), 266–269.  
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2011.03.010>
- Pietrzak, J. R. T., Rowan, F. E., Kayani, B., Donaldson, M. J., Huq, S. S., & Haddad, F. S. (2018). Preoperative CT-Based Three-Dimensional Templating in Robot-Assisted Total Knee Arthroplasty More Accurately Predicts Implant Sizes than Two-Dimensional Templating. *The Journal of Knee Surgery*.  
<https://doi.org/10.1055/s-0038-1666829>
- Rumsey, D., Muhr, J., & König, H. (2013). *Statistik II für Dummies: Statistiken belegen: dieses Buch macht schlau ; auf einen Blick: die wichtigsten Grundlagen wiederholen ; Regressionsanalysen durchführen ; das Wichtigste über Chi-Quadrat-Tests, parameterfreie Statistik und Co verstehen* (1. Aufl.). Wiley-VCH.
- Savov, P., Windhagen, H., Haasper, C., & Ettinger, M. (2018). Digital templating of

- rotating hinge revision and primary total knee arthroplasty. *Orthopedic Reviews*, 10(4). <https://doi.org/10.4081/or.2018.7811>
- Schienkiewitz, A., Mensink, G. B. M., Kuhnert, R., & Lange, C. (2017). *Übergewicht und Adipositas bei Erwachsenen in Deutschland* (S. ). RKI-Bib1 (Robert Koch-Institut). <https://doi.org/10.17886/RKI-GBE-2017-025>
- Sershon, R. A., Diaz, A., Bohl, D. D., & Levine, B. R. (2017). Effect of Body Mass Index on Digital Templating for Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 32(3), 1024–1026. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.09.020>
- Silverwood, V., Blagojevic-Bucknall, M., Jinks, C., Jordan, J. L., Protheroe, J., & Jordan, K. P. (2015). Current evidence on risk factors for knee osteoarthritis in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(4), 507–515. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.11.019>
- The, B., Diercks, R. L., van Ooijen, P. M. A., & van Horn, J. R. (2005). Comparison of analog and digital preoperative planning in total hip and knee arthroplasties: A prospective study of 173 hips and 65 total knees. *Acta Orthopaedica*, 76(1), 78–84. <https://doi.org/10.1080/00016470510030364>
- Trickett, R. W., Hodgson, P., Forster, M. C., & Robertson, A. (2009). The reliability and accuracy of digital templating in total knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 91-B(7), 903–906. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.91B7.21476>
- Unnanuntana, A., Arunakul, M., & Unnanuntana, A. (2007). The accuracy of preoperative templating in total knee arthroplasty. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet Thangphaet*, 90(11), 2338–2343.
- Vanin, N., Kenaway, M., Panzica, M., Jagodzinski, M., Meller, R., Krettek, C., & S, S. (2010). Accuracy of digital preoperative planning for total knee arthroplasty. *Technology and Health Care*, 4,5, 335–340. <https://doi.org/10.3233/THC-2010-0598>
- Waldt, S., Eiber, M., & Wörtler, K. (Hrsg.). (2011). *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie* (1. Aufl.). Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/b-004-134458>
- WHO Europe. (o. J.). *Body Mass Index—BMI*. Abgerufen 29. September 2018, von

<http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>

Wongsak, S., Kawinwonggowit, V., Mulpruck, P., Channoom, T., & Woratanarat, P. (2009). Accuracy of knee implants sizing predicted by digital images. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet Thangphaet*, 92 Suppl 6, S85-90.

Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 646–656.

## Anhang

Abbildung 14: Votum der Ethik-Kommission

|                                                                                                                                               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>JUSTUS-LIEBIG</b><br> <b>UNIVERSITÄT<br/>GIESSEN</b>      | <b>FACHBEREICH 11<br/>MEDIZIN</b><br>                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <u>Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie), D-35385 Gießen</u><br><br>Dr. G. A. Ahmed<br>Orthopädie<br>Klinikstr. 33<br>35385 Gießen | <b>ETHIK-KOMMISSION</b><br>des FB Medizin<br><br>Vorsitzender: Prof. Dr. H. Tillmanns<br><br>Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie)<br>D -35385 Gießen<br><br>Tel.: (0641)99-42470 / 47660<br>Fax: (0641)99-42479<br>E-Mail: <a href="mailto:ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de">ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de</a><br><br>Gießen, den 18. November 2016<br>Az: Dr. Kr./ |

### Votum der Ethik-Kommission

Sehr geehrter Herr Dr. Ahmed, *Lieber Herr Ahmed*

das Projekt: 221/16: „Ist die Qualität der digitalen präoperativen Planung einer Knieendoprothese an die Erfahrung des Untersuchers und die Lage der Referenzkugel im Röntgenbild geknüpft?“ wurde am 04.11.16 gemeinsam mit einem weiteren Mitglied der Kommission, Herrn Apotheker Brumhard, erörtert.

Es handelt sich um eine retrospektive, anonymisierte Verwendung der Daten von Patienten, die sich im Zeitraum von ca. Februar 2011 bis Ende 2015 der Implantation einer Schlitten-Knieendoprothese (vom Typ PFC) unterzogen haben. Mittels der Patientendaten (insbesondere der präoperativen Röntgenaufnahmen) soll von zwei unabhängigen Personen die Operationsplanung erneut simuliert werden, unter Zuhilfenahme der neuen Software mediCAD der Fa. HecTec GmbH, Landshut. Die beiden Planer sollen unterschiedliches Erfahrungsniveau haben, um dessen Einfluss auf die Operationsplanung zu ermitteln. Als Referenzwert für die optimale Prothesengröße dient die tatsächlich implantierte Prothese. Ziel ist die Optimierung der präoperativen Planung. Eine Belastung oder ein Risiko für die Patienten resultiert nicht. Es handelt sich um die Promotionsarbeit von Frau cand. med. Samira Badry.

Bei der ausführlichen Diskussion wurden keine wissenschaftlichen Mängel festgestellt. Die Ethik-Kommission stimmt der Durchführung des Projektes zu und wünscht gutes Gelingen.

Mit freundlichen Grüßen

  
Prof. Dr. H. Tillmanns  
Vorsitzender der Ethik-Kommission

Tabelle 34: Prothesen-Labeling

| Hersteller       | Label Modell | Komponente | Modell                                           | Größen |     |      |      |    |     |    |    |
|------------------|--------------|------------|--------------------------------------------------|--------|-----|------|------|----|-----|----|----|
| DePuy Synthes    | 1            | Femur      | P.F.C Sigma CR                                   | 1,5    | 2   | 2,5  | 3    | 4  | 5   | 6  |    |
|                  |              | Tibia      | P.F.C Sigma Keel<br>Tibia Plateau                | 1,5    | 2   | 2,5  | 3    | 4  | 5   | 6  |    |
|                  | 2            | Femur      | P.F.C Sigma TC3                                  | 1,5    | 2   | 2,5  | 3    | 4  | 5   |    |    |
|                  |              | Tibia      | P.F.C Sigma RP<br>M.B.T                          | 2      | 2,5 | 3    | 4    | 5  | 6   |    |    |
|                  | 3            | Femur      | LCS                                              | S      | S+  | Std  | Std+ | L  | L+  |    |    |
|                  |              | Tibia      | LCS Rotation<br>Plattform                        | S+     | Std | Std+ | L    | L+ | L++ |    |    |
| Implantcast      | 4            | Femur      | ACS pc                                           | 1      | 2   | 2,5  | 3    | 4  | 5   | 6  | 7  |
|                  |              | Tibia      | ACS FB Basisplatte/<br>PE Insert                 | 2      | 3   | 3,5  | 4    | 5  | 6   |    |    |
| LINK             | 5            | Femur      | Rotations-Knie                                   | XS     | S   | M    | L    |    |     |    |    |
|                  |              | Tibia      | Rotations-Knie                                   | XS     | S   | M    | L    |    |     |    |    |
|                  | 6            | Femur      | GEMINI SL                                        | 1      | 1B  | 2A   | 2B   | 3  | 4   | 5  |    |
|                  |              | Tibia      | SEMINI SL                                        | 1      | 2   | 3    | 4    | 5  |     |    |    |
| Stryker          | 7            | Femur      | Scorpio Knie System<br>Serie 7000                | 3      | 5   | 7    | 9    | 11 | 13  |    |    |
|                  |              | Tibia      | Scorpio Knie System<br>Serie 7000<br>Basisplatte | 3      | 5   | 7    | 9    | 11 | 13  |    |    |
|                  | 8            | Femur      | Triathlon CR                                     | 1      | 2   | 3    | 4    | 5  | 6   | 7  | 8  |
|                  |              | Tibia      | Triathlon CR Insert                              | 1      | 2   | 3    | 4    | 5  | 6   | 7  | 8  |
| Aesculap         | 9            | Femur      | Emotion                                          | F2     | F3  | F4   | F5   | F6 | F7  | F8 |    |
|                  |              | Tibia      | Emotion                                          | T1     | T2  | T3   | T4   | T5 | T6  | T7 | T8 |
| Zimmer Biomet    | 10           | Femur      | Oxford Knie System<br>unicompartmental           | XS     | S   | M    | L    | XL |     |    |    |
|                  |              | Tibia      | Oxford Knie System                               | AA     | A   | B    | C    | D  | E   | F  |    |
| Größen-<br>Label |              |            |                                                  | 1      | 2   | 3    | 4    | 5  | 6   | 7  | 8  |

## ***Publikationsverzeichnis***

S. Badry, A. Jahnke, D. Stolz, B. Ishaque, M. Rickert, G. Ahmed

*Die präoperative digitale Planung von Knieendoprothesen  
– Genauigkeit und Einflussfaktoren*

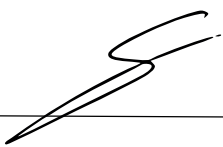
Vortrag am 24.10.2018 beim Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie  
vom 23.-26.10.2018 in Berlin zum Schwerpunktthema "Endoprothetik und  
Revisionsendoprothetik"

Referentin: Samira Badry

## ***Erklärung zur Dissertation***

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

München, 11.12.2021  
\_\_\_\_\_  
Ort, Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift 

## ***Danksagung***

Ich freue mich sehr, endlich diesen Teil meiner Doktorarbeit schreiben zu dürfen, bei dem ich mich an keine Vorgaben halten muss.

Ich danke selbstverständlich meinem Doktorvater Prof. Rickert, sowie Dr. Ahmed, die mich jahrelang bei meinem Vorhaben unterstützt und begleitet haben. Sie haben mir nicht nur zu meinem Dokortitel, sondern auch zu meinem ersten wissenschaftlichen Vortrag vor großem Publikum am DKOU 2018 in Berlin verholfen. Trotz kleiner Niederlagen und einiger Schwierigkeiten auf dem Weg dorthin, haben sie nie das Vertrauen in mich verloren und mich mit konstruktiver Kritik und viel Motivation zum Ziel gebracht. Ich bedanke mich bei Dr. Pons-Kühnemann, der mich in Sachen Statistik beraten hat und mir mit Rat und Tat zur Seite stand.

Insbesondere möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich schon mein ganzes Leben begleiten und mit aller Liebe und was auch immer ich sonst benötigte, versorgt haben. Ich könnte nicht dankbarer sein für die Person, die sie aus mir gemacht und zu der sie mich erzogen haben. Ich möchte sie niemals missen und hoffe, dass ich sie stolz machen konnte. Dies gilt auch für meine Schwestern, die fester Bestandteil meines Lebens sind und ohne die ich nicht die Person wäre, die ich heute bin. Ihr ward immer für mich da und dafür danke ich euch von ganzem Herzen. Auch wenn ich gelegentlich an mir gezweifelt habe, habt ihr mir immer den Rücken gestärkt und stets an mich geglaubt. Diese Zuversicht und dieses Vertrauen in mich und meine Fähigkeiten, haben mich unbeirrt weitermachen lassen. Die Sätze wie „Du machst das schon!“ und „Sie geht ihren Weg!“ haben mir Kraft gegeben und mich bisher alles in meinem Leben schaffen lassen. Mein Leben und meine Erfolge sind das Ergebnis eurer Anteilnahme und Unterstützung. Ganz besonderer Dank gebührt meiner Schwester Dina, die mich durch alle Hochs und Tiefs dieser Doktorarbeit und meines bisherigen Lebens begleitet hat. Sie hat alle Strapazen auf dem Weg zur Vollendung meiner Dissertation mitgemacht und zusammen mit mir gebangt, gehofft und letztendlich gefeiert. Zuletzt möchte ich noch meinem Lebenspartner und meinen Freunden danken, die mir mit Rat und Tat zur Seite standen und jede meiner Launen ertragen haben. Ich freue mich sehr, die meisten davon noch meine Freunde nennen zu können.

Aber das ist noch nicht das Ende, sondern nur eine weitere Etappe meiner Karriere und meines Lebens.



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

VVB LAUFERSWEILER VERLAG  
STAUFENBERGRING 15  
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890  
[redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)  
[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

ISBN: 978-3-8359-7016-8

