



Technische Universität München
Fakultät für Medizin

**Auswirkung pulsierender Jet-Lavage auf die
Primärstabilität zementierter tibialer
Knieendoprothesenkomponenten:
Eine experimentelle Kadaverstudie**

Max Ertl

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitz: apl. Prof. Dr. Bernhard Haslinger

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. Florian Pohlig
2. Priv.-Doz. Dr. Christian Suren

Die Dissertation wurde am 27.01.2022 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 17.03.2022 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Abbildungsverzeichnis | IV |
| Abkürzungsverzeichnis | V |
| Tabellenverzeichnis | VI |
| 1. Einleitung und Grundlagen | 1 |
| 1.1. Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks | 1 |
| 1.2. Gonarthrose – Grundlagen und Klassifikation | 2 |
| 1.3. Therapiemöglichkeiten | 5 |
| 1.3.1. Konservative Therapie | 5 |
| 1.3.2. Operative Therapie | 5 |
| 1.3.3. Ökonomische Gesichtspunkte | 5 |
| 1.4. Das künstliche Kniegelenk in der historischen Entwicklung | 6 |
| 1.5. Verankerungsmöglichkeiten | 8 |
| 1.5.1. Zementfreie Verankerung | 9 |
| 1.5.2. Zementierte Verankerung | 9 |
| 1.5.3. Zementierungstechnik | 10 |
| 1.6. Fragestellung und Zielsetzung | 12 |
| 2. Material und Methoden | 13 |
| 2.1. Operationstechnik und Auswahl der Implantate | 13 |
| 2.1.1. Auswahl der Präparate | 13 |
| 2.1.2. Aufbereitung der Kadaverpräparate..... | 13 |
| 2.1.3. Tibiaausrichtung und Durchführung der proximalen Tibiaresektion | 15 |
| | 16 |
| 2.1.4. Bestimmung der Implantatgröße und Positionierung | 16 |
| 2.1.5. Endpräparation..... | 17 |
| 2.1.6. Knochenzement | 18 |
| 2.1.7. Implantation der originalen Tibiakomponente | 20 |
| 2.1.8. Pulsierende Jet-Lavage nach Prothesenimplantation..... | 22 |
| 2.2. Bestimmung der Knochendichte und Zementpenetrationstiefe | 22 |
| 2.3. Biomechanische Stabilitätstestung | 23 |
| 2.4. Auswertung und Statistik | 24 |

| | |
|---|-----------|
| 3. Ergebnisse | 26 |
| 3.1. Spender- und Probencharakteristika..... | 26 |
| 3.2. Zementpenetration..... | 26 |
| 3.2.1. Unterschied zwischen Gruppe A und Gruppe B..... | 26 |
| 3.2.2. Einfluss der Spendervariablen auf die Penetrationstiefe | 27 |
| 3.3. Ausrissmuster | 28 |
| 3.3.1. Einfluss der Bone-Mineral-Density (BMD) auf das Ausrissmuster..... | 28 |
| 3.3.2. Einfluss der Zementpenetration auf das Ausrissmuster..... | 29 |
| 3.4. Ausrisskraft | 30 |
| 3.4.1 Unterschied zwischen Gruppe A und Gruppe B..... | 30 |
| 3.4.2. Einfluss der Spendervariablen auf die Ausrisskraft..... | 32 |
| 3.4.3. Einfluss der Plateaugröße auf die Ausrisskraft..... | 32 |
| 4. Diskussion | 34 |
| 4.1. Operationsdauer..... | 34 |
| 4.2. Zementpenetration..... | 35 |
| 4.3. Ausrissmuster | 36 |
| 4.4. Ausrisskraft | 39 |
| 5. Limitationen | 42 |
| 6. Zusammenfassung und Schlussfolgerung..... | 44 |
| Literaturverzeichnis..... | 45 |
| Danksagung | 59 |
| Curriculum Vitae | 59 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 1: Anatomie des rechten Kniegelenkes (Füeßl & Middeke, 2018)..... | 1 |
| Abbildung 2: Darstellung der Kontaktpunkte und Rotationszentren während der Aktivbewegung (nach (Pinskerova et al., 2003). Es ergeben sich lateral für die meisten Kniegelenke deutlich stärkere Verschiebungen sowohl der Kontaktpunkte als auch der Rotationszentren (Jagodzinski et al., 2016, S. 11).)..... | 2 |
| Abbildung 3: Rückkopplungswege bei der arthrotischen Gelenkdestruktion (Pap & Meinecke, 2011, S. 42)..... | 4 |
| Abbildung 4: Arthrosestadien nach Kellgren und Lawrence (1957) | 4 |
| Abbildung 5: Geschichte der Knieendoprothetik: Swanson Freeman (Robinson, 2005); Total Condylar (Vince et al., 1989); Insall-Burstein-Prothese (Mettelsiefen et al., 2011, S. 49)..... | 7 |
| Abbildung 6: Das posterior stabilisierende VEGA-Kniesystem (Fa. B. Braun Deutschland GmbH)..... | 8 |
| Abbildung 7: Präparation der Kadaver-Tibiae..... | 14 |
| Abbildung 8: Einbettung der Präparate auf Kunstharzbasis | 14 |
| Abbildung 9: Extramedulläre Ausrichtung und proximale Resektion des Tibiaplateaus..... | 15 |
| Abbildung 10: Positionierung des Schnittblocks und Resektion des Tibiaplateaus | 16 |
| Abbildung 11: Symmetrische Konstruktion der tibialen Komponente am Beispiel der Größe T3 | 16 |
| Abbildung 12: Endpräparation des Tibiaplateaus | 17 |
| Abbildung 13: Reinigung der spongiösen Knochenstruktur | 18 |
| Abbildung 14: Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R-Vakuummischsystem, Fa. Zimmer Biomet | 20 |
| Abbildung 15: Polymerisationskurve von Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R, Fa. Zimmer Biomet | 21 |
| Abbildung 16: Implantation der Originalkomponenten und axiale Kompression mit 50 Newton | 21 |
| Abbildung 17: CT-Bildgebung mit koronarer Rekonstruktion zur Bestimmung der Zementpenetration | 23 |
| Abbildung 18: Versuchsaufbau der biomechanischen Stabilitätsprüfung | 24 |
| Abbildung 19: Zementpenetration in zwei Gruppen (A und B)..... | 26 |
| Abbildung 20: Verteilung der Ausrisskraft im Gesamtkollektiv (N=20)..... | 30 |
| Abbildung 21: Boxplot der Ausrisskraft im Gesamtkollektiv (N = 20) | 31 |
| Abbildung 22: Boxplots der Ausrisskraft in Newton in zwei Gruppen (A und B) | 31 |
| Abbildung 23: Boxplots der Ausrisskraft in Newton in zwei Gruppen (Plateaugröße 3 und 4)..... | 33 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------|---|
| BMD | Bone-Mineral-Density |
| BMI | Body-Mass-Index |
| BPO | Benzoylperoxid |
| BW | Body-Weight |
| CoCrMo | Cobalt-Chrom-Molybdän |
| DmpT | N,N-Dimethyl-p-toluidin |
| ISO | Internationale Organisation für Normung |
| KI | Konfidenzintervall |
| MMA | Methacrylsäuremethylester |
| MPA | Megapascal |
| N | Newton |
| NaCl | Natriumchlorid |
| PMMA | Polymethylmethacrylat |
| PS | posterior stabilisiert |
| psi | Pounds per Square-Inch |
| PVD | Physical Vapour-Deposition |
| QCT | quantitative Computertomografie |
| RA | Mittenrauwert |
| ROI | Region of Interest |
| RR | relatives Risiko |
| RZ | gemittelte Rautiefe |
| SD | Standardabweichung |

Tabellenverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| <i>Tabelle 1: Zusammensetzung von Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R.....</i> | <i>19</i> |
| <i>Tabelle 2: Deskriptive Merkmale der metrischen Studienvariablen (N = 20)</i> | <i>26</i> |
| <i>Tabelle 3: Prüfung auf Normalverteilung der Variablen Ausrisskraft, Zementpenetration und BMD anhand des Shapiro-Wilk-Tests (N = 20)</i> | <i>27</i> |
| <i>Tabelle 4: Gruppenunterschiede in der Zementpenetration anhand des Mann-Whitney-U-Tests.....</i> | <i>27</i> |
| <i>Tabelle 5: Spearman-Korrelationen zwischen den Studienvariablen (N = 20)</i> | <i>28</i> |
| <i>Tabelle 6: Gruppenunterschiede zwischen BMD und Ausrissmuster anhand des t-Tests</i> | <i>29</i> |
| <i>Tabelle 7: Deskriptive Statistik für Zementpenetration und Ausrissmuster (N=20)</i> | <i>29</i> |
| <i>Tabelle 8: Gruppenunterschiede zwischen Zementpenetration und Ausrissmuster anhand des Welch- Tests.....</i> | <i>30</i> |
| <i>Tabelle 9: Gruppenunterschiede in der Ausrisskraft anhand des Mann-Whitney-U-Tests</i> | <i>32</i> |
| <i>Tabelle 10: Test auf Gruppenunterschiede in der Ausrisskraft anhand des Mann-Whitney-U-Tests ...</i> | <i>33</i> |

1. Einleitung und Grundlagen

1.1. Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk (Articulatio genus) stellt die flexible Verbindung zwischen Ober- und Unterschenkel dar und ist das größte und komplexeste Gelenk im menschlichen Körper. Das Femorotibialgelenk (Articulatio femorotibialis) wird hierbei von Femur und Tibia gebildet, während Femur und Patella das Femoropatellargelenk (Articulatio femoropatellaris) formen. Die schematische Abbildung 1 veranschaulicht die Anatomie des rechten Kniegelenks.

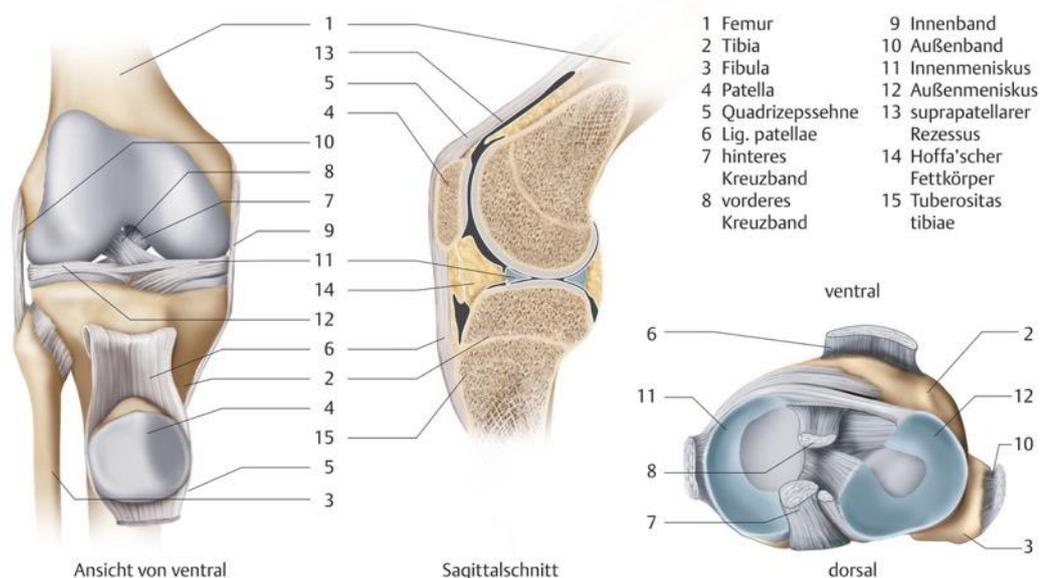


Abbildung 1: Anatomie des rechten Kniegelenkes (Füeßl & Middeke, 2018)

Der knöcherne Aufbau des funktionell aus drei Teilen bestehenden Gelenks (femoropatellares, mediales und laterales femorotibiales Kompartiment) beschreibt die Voraussetzungen für die komplexe Biomechanik des Bewegungsablaufes.

Da es eine Roll-Gleit-Drehbewegung zulässt, handelt es sich um ein sogenanntes Trochoginglymus (übersetzt aus dem Altgriechischen: Radscharnier). Die spiralförmige Asymmetrie der Kondylen und der sagittal abnehmende Radius gewährleisten eine optimale Bandspannung in Abhängigkeit von der Gelenkposition (Kapandji, 1984). Ferner trägt die knöcherne Konstellation in wesentlichem Maße zur charakteristischen Roll-Gleit-Bewegung beim Übergang von der Extension zur Flexion bei. Hierbei rollt das Femur bei der Flexion auf der lateralen Seite zurück und

rotiert um das medialisierte Drehzentrum (Pinskerova et al., 2004; Todo et al., 1999).
Abbildung 2 zeigt die Kontaktpunkte und Rotationszentren während der Aktivbewegung.

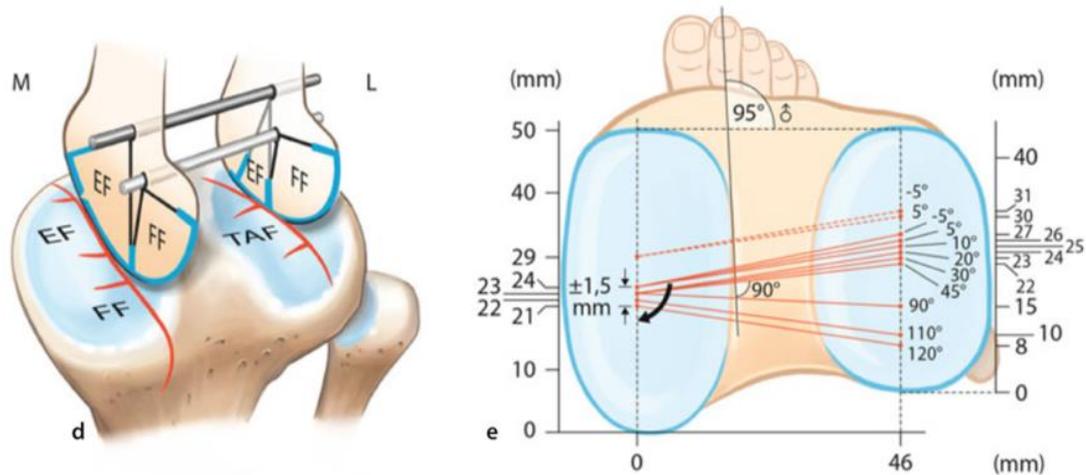


Abbildung 2: Darstellung der Kontaktpunkte und Rotationszentren während der Aktivbewegung (nach Pinskerova et al., 2003). Es ergeben sich lateral für die meisten Kniegelenke deutlich stärkere Verschiebungen sowohl der Kontaktpunkte als auch der Rotationszentren (Jagodzinski et al., 2016, S. 11).

Weichteilige Stabilisatoren, die in aktive (Musculus quadriceps femoris, ischio-crurale Muskulatur, Musculus popliteus) und passive (Gelenkkapsel, Kreuz- und Seitenbänder, Retinacula, Menisken) unterteilt werden können, spielen aufgrund der geringen knöchernen Führung eine wesentliche Rolle im komplexen Bewegungsablauf

1.2. Gonarthrose – Grundlagen und Klassifikation

Die Gonarthrose gehört klinisch, radiologisch und pathologisch-anatomisch zu den Gelenkerkrankungen mit der höchsten Prävalenz im Erwachsenenalter (Woolf & Pflieger, 2003). Bei der primären, idiopathischen Gonarthrose sind keine direkten Ursachen für die Entstehung der Erkrankung erkennbar. Es handelt sich nach gegenwärtigem Kenntnisstand um eine multifaktoriell bedingte, primär degenerative Erkrankung. Führen äußere Faktoren zu einer erheblichen Gelenkschädigung, so kann eine Arthrose auch sekundär entstehen.

Die Pathogenese ist durch ein gestörtes Gleichgewicht von destruktiven und reparativen Prozessen gekennzeichnet, das zu einer progressiven Zerstörung der Integrität der hyalinen Knorpelmatrix führt (Ruchholtz & Wirtz, 2019).

Meist handelt es sich um eine mechanische Abnutzungserscheinung, die durch den irreversiblen und chronisch fortschreitenden Substanzverlust an hyalinem Knorpel gekennzeichnet ist. Histologisch kann zunächst eine Demaskierung der Kollagenfasern in der hyalinen Knorpelmatrix festgestellt werden. Ein Ungleichgewicht anaboler und kataboler Stoffwechselfvorgänge führt folglich zu einer weiteren Strukturveränderung der Grundsubstanz, wodurch deren Druckelastizität verloren geht (Kohn, 2015). Am Anfang wird das klinische Krankheitsbild von einem Bewegungsschmerz geprägt, der mit Fortschreiten des degenerativen Prozesses in einen Ruhe- beziehungsweise Dauerschmerz und eine zunehmende Gelenkeinstiefung übergeht. Im Zusammenhang mit dem dynamischen Prozess der Knorpeldestruktion und der veränderten Belastung erfolgt auch ein Umbau des subchondralen Knochens. Durch diese pathologische Verringerung der Knochenelastizität wird die mechanische Belastung des Knorpels weiter erhöht, was einen zusätzlichen Faktor für die Arthroseprogression darstellt (Bertrand, 2020). Wie in Abbildung 3 veranschaulicht, werden beim Prozess der Knorpel- und Knochenzerstörung Zytokine freigesetzt, was eine sekundäre Inflammation der Synovia mit dem entsprechendem klinischen Beschwerdebild verursacht (Glyn-Jones et al., 2015).

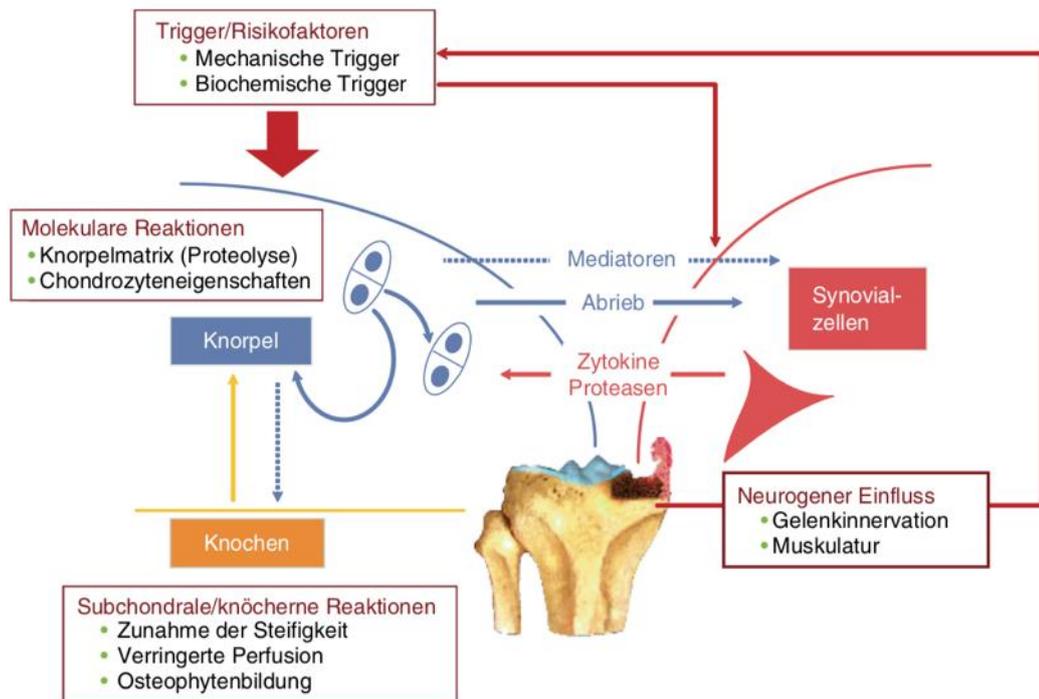


Abbildung 3: Rückkopplungswege bei der arthrotischen Gelenkdestruktion (Pap & Meinecke, 2011, S. 42)

Zur Beschreibung des Ausmaßes der arthrotischen Veränderungen am Kniegelenk hat sich im klinischen Alltag die Klassifikation nach Kellgren und Lawrence (1957) durchgesetzt. Es werden dabei vier Schweregrade im nativen Röntgenbild unterschieden (Abbildung 4).



Abbildung 4: Arthrostadien nach Kellgren und Lawrence (1957)

- a Grad 1. Geringe subchondrale Sklerosierung. Keine Osteophyten. Keine Gelenkspaltverschmälerung.
- b Grad 2. Geringe Gelenkspaltverschmälerung. Beginnende Osteophytenbildung.
- c Grad 3. Gelenkspaltverschmälerung und erhebliche Osteophytenbildung.
- d Grad 4. Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung bis zur vollständigen Destruktion.

1.3. Therapiemöglichkeiten

1.3.1. Konservative Therapie

Bei der konservativen Arthrosebehandlung richten sich die therapeutischen Maßnahmen nach dem Grad der Beschwerden und setzen sich aus einer Vielzahl von Arzneimitteln, physiotherapeutischen sowie physikalischen Anwendungen und orthopädischen Hilfsmitteln zusammen, die jedoch keine Heilung, sondern nur eine symptomatische Behandlung ermöglichen (McAlindon et al., 2014).

1.3.2. Operative Therapie

Haben die Gelenkbeschwerden einen Schweregrad erreicht, bei dem eine Schmerzfreiheit und eine Aufrechterhaltung der Beweglichkeit trotz umfassender konservativer Maßnahmen in einem Zeitraum von drei bis sechs Monaten erfolglos bleiben (Lützner et al., 2018), so ist eine operative Behandlung meist die letzte Konsequenz.

Goldstandard und die einzige kausale Therapieoption stellt bei fortgeschrittener Gelenkdegeneration und relevanter Beeinträchtigung der Lebensqualität der endoprothetische Gelenkersatz dar. Das Ziel ist es, die Schmerzsymptomatik zu reduzieren beziehungsweise zu beseitigen und eine weitgehende Wiederherstellung der Beweglichkeit zu erreichen (Carr et al., 2012; Gademán et al., 2016). In der Praxis lassen sich daraus dennoch keine allgemeingültigen Indikationskriterien zum optimalen Zeitpunkt des Eingriffes ableiten, die auf einer zufriedenstellenden Evidenzgrundlage beruhen (Cobos et al., 2010; Haase et al., 2015; Schmitt et al., 2017). Im klinischen Alltag ist jedoch in der Regel der subjektive Leidensdruck der erkrankten Person ausschlaggebend.

1.3.3. Ökonomische Gesichtspunkte

Die stetig steigende Anzahl der jährlich in Deutschland durchgeführten Primärimplantationen von Knieendoprothesen zeigt, dass die Behandlung von degenerativen Gelenkerkrankungen eine hohe sozialmedizinische Bedeutung für das Gesundheitssystem hat (Cross et al., 2014). Der sich daraus ergebende zunehmende Kostendruck unterstreicht die Notwendigkeit effizienzoptimierter Leistungsprozesse, um die Kosten bei gleichbleibend hoher Qualität senken zu können.

Die operative Abteilung ist nicht nur der umsatzstärkste Bereich, sondern auch einer der teuersten für Krankenhäuser (Waeschle et al., 2016). Der zunehmende Einfluss ökonomisch orientierter Prozessoptimierungen macht sich also hier besonders deutlich bemerkbar und bietet ein hohes Einsparungspotenzial.

Die effiziente Nutzung der kostenintensiven Operations-Ressourcen kann dabei für die Zukunftssicherung der Krankenhäuser und die sozioökonomischen Kosten im Gesundheitswesen weiter an Bedeutung gewinnen.

Während der Verschleiß von Polyethylen aufgrund der Materialentwicklung deutlich abgenommen hat, bleibt die aseptische Lockerung der Kniegelenksprothese neben einer Infektion, Instabilität und Fehlausrichtung einer der häufigsten Gründe für eine Wechseloperation und ist mit einer großen finanziellen Belastung für das Gesundheitssystem verbunden. Medizinisches und zugleich ökonomisches Ziel ist somit eine sichere, langfristige Verankerung der Prothese bei gleichzeitiger Minimierung der Infektionsrate.

1.4. Das künstliche Kniegelenk in der historischen Entwicklung

Bereits im Jahr 1890 implantierte Themistokles Gluck bei Betroffenen, die an einer fortgeschrittenen Gelenkdestruktion durch Tuberkulose litten, Scharnierprothesen aus Elfenbein, die mit vernickelten Schrauben sowie einer erhitzten Mischung aus Kolophonium und Gips im Knochen fixiert wurden (Wessinghage, 1991).

Die Einführung von Polymethylmethacrylat (PMMA) als synthetischer, glasartiger Kunststoff durch John Charnley revolutionierte 1958 die Endoprothetik, indem es eine dauerhafte Fixation von Implantaten durch ein sogenanntes Microinterlocking ermöglichte und gleichzeitig die Lastübertragung verbesserte (Campbell & Rothman, 1971; Charnley, 1961).

Swanson und Freeman setzten erstmals einen walzenförmigen verbundenen Doppelschlitten ein (Freeman et al., 2003). John Insall präsentierte daraufhin 1974 die Total-Condylar-Prothese, die als Protoyp des heutigen Oberflächenersatzes gilt und bereits einen Retropatellarersatz beinhaltet (Insall et al., 2001).

Durch eine beständige Weiterentwicklung des Prothesendesigns sowie der Fixationsmöglichkeiten, Instrumentarien und Materialien konnten in den folgenden Jahren erfolgreiche Implantationen bei Patienten und Patientinnen mit hohem Aktivitätsniveau und langer Lebenserwartung vorgenommen werden. Im Jahr 2019

wurden schließlich deutschlandweit 193 759 Implantationen von primären Kniegelenksendoprothesen dokumentiert (Statistisches Bundesamt, 2020).

Abbildung 5 demonstriert die Entwicklung der unterschiedlichen Prothesenmodelle im zeitlichen Verlauf.

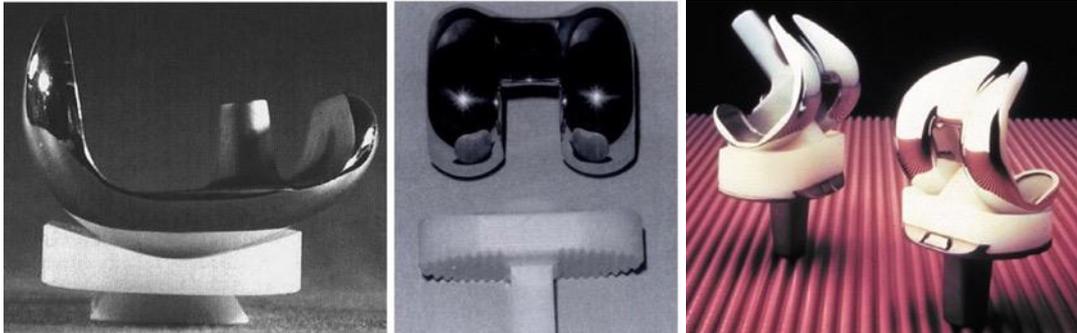


Abbildung 5: Geschichte der Knieendoprothetik: Swanson Freeman (Robinson, 2005); Total Condylar (Vince et al., 1989); Insall-Burstein-Prothese (Mettelsiefen et al., 2011, S. 49)

Moderne Totalendoprothesen sind sogenannte Oberflächenprothesen und ersetzen nur die veränderte Gelenkfläche mit dem Ziel, den Knochenverlust auf ein Minimum zu reduzieren. Mit einer unikondylären Schlittenprothese kann eine isolierte mediale oder laterale Gonarthrose behandelt werden, wobei das Standardverfahren in Deutschland mit einem Anteil von 86 Prozent im Jahr 2019 der komplette Gelenkersatz war (Grimberg et al., 2020).

Eine entscheidende Voraussetzung für einen Oberflächenersatz ist, dass die natürliche ligamentäre Stabilität durch intakte Kollateral- und Kreuzbänder gegeben ist, da diese den Kraftschluss der Prothese gewährleisten und ein Roll-Gleit-Verhalten in Verbindung mit einer begrenzten Rotationsmöglichkeit der einzelnen Komponenten zulassen (Delpont et al., 2015; Fantozzi et al., 2006). Dadurch kann, verglichen mit achsgeführten Implantaten, eine direkte Kraftübertragung auf die Verankerung des Implantats wesentlich reduziert werden.

Während das vordere Kreuzband in der Regel entfernt wird, verwenden das hintere Kreuzband ersetzende Knieendprothesen (posterior stabilisierte Prothesen) spezielle Stabilisierungsmechanismen mit Gleitlagervarianten, die durch einen interkondylären Zapfen auf dem Tibiainlay charakterisiert sind. Dem steht jedoch der Nachteil einer höheren Patella- und Scherkraftbelastung der tibialen Verankerung gegenüber (Inden et al., 2018). Exemplarisch zeigt Abbildung 6 das posterior stabilisierende (PS)-Design des verwendeten VEGA-Kniesystems



Abbildung 6: Das posterior stabilisierende VEGA-Kniesystem (Fa. B. Braun Deutschland GmbH)

1.5. Verankerungsmöglichkeiten

Experimentellen Untersuchungen zufolge kann davon ausgegangen werden, dass die Druckbelastung beim Gehen und Treppensteigen das 2,5-Fache des Körpergewichts übersteigt (D'Lima et al., 2007; Mündermann et al., 2008). Diese erhebliche Belastung bereits im alltäglichen Leben unterstreicht die Notwendigkeit einer stabilen Verankerung der Prothese und gleichmäßigen Kraftübertragung auf das Knochenlager. Grundsätzlich können vollzementierte von zementfreien und hybrid zementierten Prothesen unterschieden werden.

1.5.1. Zementfreie Verankerung

Bei der zementfreien Befestigung wird über eine Press-fit-Verankerung eine primäre Implantatbefestigung im Knochen erreicht und durch eine grobporöse Beschichtung mit Hydroxylapatit oder einem Fibermesh die biologische Osteointegration in die raue Prothesenoberfläche begünstigt (Bobynd et al., 1980; Karageorgiou & Kaplan, 2005). Eine gute Knochenqualität ist somit die Voraussetzung für gute Langzeitergebnisse und bietet sich insbesondere bei der Versorgung jüngerer Patienten und Patientinnen an (Matassi et al., 2013). Es ist davon auszugehen, dass höhere Revisionsraten für eine zementlose Fixierung durch Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen bedingt sind. Im weiteren Verlauf kann dadurch die Osteointegrationsfähigkeit durch das Entstehen einer bindegewebigen Interfacemembran negativ beeinflusst werden (Cameron et al., 1973; Marx et al., 2005; Søballe et al., 1992). Eine postoperative Teilbelastung ist daher bis zur knöchernen Einheilung oftmals erforderlich.

1.5.2. Zementierte Verankerung

Die vollständige Zementierung beider Gelenkkomponenten gilt heutzutage in der Knieendoprothetik als weitverbreiteter nationaler sowie internationaler Goldstandard und weist, laut Untersuchungen aus den aktuellen australischen Registerdaten, geringere Revisionsraten auf (National Joint Replacement Registry, 2018; Rosenberg et al., 1990). Die Stabilität wird über einen Formschluss erreicht und die raue Implantatoberfläche führt zu einer Bindung des Zements an die Oberflächenkontur. Neben der mechanischen Eigenschaft weist Knochenzement durch das Beimischen von Antibiotika eine zusätzliche wirksame Komponente zur Infektionsprophylaxe auf (Bistolfi et al., 2019; Ueng et al., 2012).

Der Knochenzement härtet unmittelbar nach der Operation aus, sodass das neue Gelenk sofort voll belastet werden kann. Laut Jahresbericht des Endoprothesenregister Deutschland wurden 2019 in Deutschland 94,5 Prozent der totalen Knieendoprothesen vollständig zementiert (Grimberg et al., 2020).

Bei zementierten Knieendoprothesen werden Zehn-Jahres-Überlebensraten von bis zu 93 Prozent beschrieben (Feng et al., 2013). Dennoch bleibt die aseptische Lockerung der Prothesenkomponenten meist der limitierende Faktor (Li et al., 2009; Schroer et al., 2013).

Dyrhovden et al. (2017) untersuchten die Revisionsgründe in der primären Knieendoprothetik anhand einer Kohortenanalyse des norwegischen Endoprothesenregisters, um Rückschlüsse auf deren Entwicklung in zwei aufeinanderfolgenden Elf-Jahres-Zeiträumen zu ziehen. Während das relative Risiko (RR) einer Revision aufgrund einer Lockerung der Femurkomponente im zeitlichen Verlauf gesunken war (RR = 0,3; 95 % Konfidenzintervall (KI) 0,1 – 0,4; $p < 0,001$), änderte sich das Risiko einer Lockerung der tibialen Komponente nicht (RR = 1,0). Dies verdeutlicht die Relevanz einer stabilen Fixierung insbesondere des Tibiaplateaus.

1.5.3. Zementierungstechnik

Das PMMA entsteht nach Zugabe von Benzoylperoxid (BPO) durch eine kovalente Kettenverknüpfung aus dem monomeren Methacrylsäuremethylester (MMA) in einer exothermen Reaktion. Dem aus zwei Komponenten bestehenden System wird in der flüssigen Phase als Katalysator für die Radikalbildung ein aromatisches Amin, das N,N-Dimethyl-p-toluidin (DmpT), beigelegt. Die charakteristisch hellgrüne Farbe wird durch den Zusatz von Chlorophyll erreicht. Zirkondioxid oder Bariumsulfat dient der röntgendichten Darstellbarkeit. Dem Pulver kann außerdem ein Antibiotikum als Drug-Delivery-System beigelegt sein. Zum Einsatz kommen hier in erster Linie Gentamicinsulfat und Vancomycin (Anagnostakos & Meyer, 2017).

Innerhalb des Polymerisationsvorgangs werden vier wesentliche Phasen durchlaufen (Webb & Spencer, 2007). In der Anmischphase wird das Polymerpulver mit der Monomerflüssigkeit vermengt und es beginnt eine Benetzung. Dieser Schritt kann wahlweise per Hand mit Spatel und Rührschüssel oder mit einem Vakuummischgerät erfolgen. Zu diesem Zeitpunkt hat der klebrige Teig noch eine niedrigvisköse Konsistenz. Mit der anschließenden Wartephase erfolgen eine Quellung und die Polymerisation. In der Verarbeitungsphase kommt es zu einer zunehmenden Kettenbildung und die Viskosität steigt mit der Dauer an, indem sich ein Polymer durch eine exotherme Reaktion bildet (Kühn, 2013). Diese Phase stellt den Zeitpunkt dar, zu dem eine Applikation des jetzt klebefreien Zements auf das trockene Knochenbett erfolgen sollte.

Bei der Vorbereitung des Implantatlagers ist der positive Effekt der pulsierenden Druckspülung (Jet-Lavage) auf das Ergebnis der Zementierung der proximalen Tibia unbestritten und wissenschaftlich belegt (Breusch et al., 2001). Durch eine mechanisch gereinigte Knochenoberfläche mittels Jet-Lavage kann eine wesentlich stabilere Verzahnung mit dem spongiösen Knochengewebe erreicht werden als durch Handspülung (Schlegel et al., 2011). Außerdem kann das Risiko einer Fettembolie reduziert werden. Eine Jet-Lavage sollte daher bevorzugt angewendet werden (Refsum et al., 2019).

Ihre Verwendung zur mechanischen Wundreinigung stellt jedoch auch eine bedeutende additive Komponente zur Verringerung der bakteriellen Kontamination und Entfernung von Fremdkörperpartikeln dar (Helmers et al., 1999; Hughes et al., 2012; Niki et al., 2007).

Untersuchungen von Karpiński et al. (2019) zu mechanischen Eigenschaften von Knochenzementen verdeutlichen die signifikante Verschlechterung der Verbundfestigkeit durch Kontamination mit physiologischen Flüssigkeiten während der Polymerisationsphase. Aufgrund der hydrophoben Materialeigenschaften des Knochenzements im Gegensatz zur hydrophilen Knochenoberfläche sollte die Verarbeitung zur Vermeidung einer Laminierung deshalb unter weitestgehend trockenen Bedingungen erfolgen (Bannister & Miles, 1988).

Nach durchgeführter Zementierung sind jegliche Relativbewegungen zwischen Implantat und aushärtendem Zement zu vermeiden, während ein axialer Druck ausgeübt werden sollte (Krukemeyer & Möllenhoff, 2012).

Aus diesen Gründen wird empfohlen die gepulste Jet-Lavage am Ende der Aushärtungsphase durchzuführen, da hier die Verkettung der Molekülstruktur abgeschlossen und der Zement vollständig ausgehärtet ist.

Bei der Implantation von Knieprothesen stellt der zeitaufwändige Polymerisationsvorgang des Knochenzements von bis zu 15 Minuten einen geeigneten Ansatzpunkt dar, um die intraoperativen Abläufe zu optimieren und gleichzeitig die Anästhesie- und Operationszeit zu verkürzen. In diesem Zusammenhang kann eine kürzere Operationszeit ein erhebliches Kostenreduktionspotenzial aufweisen sowie das Risiko einer bakteriellen Kontamination und operativer Komplikationen reduzieren (Naranje et al., 2015). Eine unmittelbar nach zementierter Implantation der Prothesenkomponenten durchgeführte pulsierende Jet-Lavage noch vor Abschluss der Polymerisationsphase ermöglicht zwar potenziell eine nicht zu vernachlässigende

Reduktion der Operationsdauer, die Auswirkungen auf die mechanische Stabilität und Verankerung, vor allem der tibialen Komponente, sind bislang jedoch ungeklärt und gehen möglicherweise mit einem erhöhten Risiko für eine inadäquate Implantatfixierung mit frühzeitiger aseptischer Lockerung einher (Kutzner et al., 2018).

1.6. Fragestellung und Zielsetzung

Das Ziel der vorliegenden Studie ist daher die In-vitro-Untersuchung der Ausrissfestigkeit zementierter tibialer Prothesenkomponenten, die zuvor in Kadaverkniegelenke implantiert und einer pulsierenden Jet-Lavage während (Gruppe A) beziehungsweise nach (Gruppe B) der Polymerisationsphase des Knochenzements unterzogen wurden.

Als Hypothese wird aufgrund der Polymerisation unter axialem Druck und der damit allenfalls geringgradigen Penetration von Spülflüssigkeit in das Knochen-Zement-beziehungsweise Zement-Implantat-Interface eine vergleichbare Ausrissfestigkeit beider Gruppen angenommen. Ferner wird von einer signifikant kürzeren Dauer des Implantations- und Spülvorgangs in Gruppe A ausgegangen.

2. Material und Methoden

2.1. Operationstechnik und Auswahl der Implantate

2.1.1. Auswahl der Präparate

Der Versuchsaufbau beinhaltete die zementierte Implantation von tibialen Prothesenkomponenten an insgesamt 20 frisch gefrorenen menschlichen Tibiae von 7 männlichen und 3 weiblichen Individuen (rechte und linke Extremität). Es wurden somit Präparate kürzlich verstorbener und nicht fixierter Personen von einer anatomischen Gewebebank (MedCure, Florida, USA) bezogen. Deformierende degenerative Veränderungen im Bereich der Kniegelenke oder sonstige traumatische Vorschädigungen der zu verwendenden Extremitäten wurden zuvor ausgeschlossen. Vor Prothesenimplantation erfolgte eine Einteilung in zwei Gruppen (Gruppe A: Jet-Lavage unmittelbar nach zementierter Implantation des Tibiaplateaus, Gruppe B: Jet-Lavage nach Abschluss der Polymerisationsphase von 15 Minuten). Da pro körperspendender Person zwei Kniegelenke vorlagen, wurde jeweils ein Kniegelenk derselben Person der Gruppe A und der Gruppe B im Sinne eines Matched-Pair-Designs randomisiert zugeordnet.

2.1.2. Aufbereitung der Kadaverpräparate

Die verwendeten Kniegelenke wurden bereits vor Studienbeginn im Bereich des distalen Oberschenkels bzw. proximalen Unterschenkels abgetrennt und bei -18 Grad Celsius doppelt verpackt in Plastiktüten tiefgefroren. Als Vorbereitung im Rahmen der Präparation wurden die Gelenke über Nacht bei einer Zimmertemperatur von 20,5 Grad Celsius in einer Thermobox aus Styropor aufgetaut und mit einer Identifikationsnummer versehen. Im Zuge der weiteren Präparation wurden die kniegelenksumgreifende Muskulatur und das ortsständige Fettgewebe entfernt (vgl. Abbildung 7).



Abbildung 7: Präparation der Kadaver-Tibiae

Für die geplante biomechanische Testung mit einer dafür notwendigen sicheren Befestigung der Proben im Versuchsaufbau wurde, wie in Abbildung 8 veranschaulicht, eine Einbettung auf Kunstharzbasis durchgeführt. Damit eine orthograde Einbettung gewährleistet werden konnte, wurde eine Klemmhalterung zur Fixierung der Präparate entwickelt und eine entsprechende kastenförmige Gießform mittels dreidimensionalem Druckverfahren hergestellt. Die verwendete Epoxidharzmischung wurde gemäß Herstellerangaben angerührt und in die vorbereiteten Formen gegossen.

Nach Aushärtung konnten die ligamentären Strukturen durchtrennt und der tibiale vom femoralen Gelenkpartner gelöst werden. Als zusätzliche Verankerung erfolgte eine 12 Millimeter durchmessende transossäre Bohrung mit Einsetzen eines Stahlbolzens, um eine Dislokation aus der Einbettung zu verhindern und damit den Zugwiderstand zu erhöhen.



Abbildung 8: Einbettung der Präparate auf Kunstharzbasis

- a kastenförmige Gießform, im dreidimensionalem Druckverfahren hergestellt
- b Einbettung nach Anmischen der Komponenten
- c transossäre Bohrung mit Einsetzen eines Stahlbolzens

2.1.3. Tibiaausrichtung und Durchführung der proximalen Tibiaresektion

In allen Fällen wurde das VEGA-Kniesystem (B. Braun Deutschland GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) gemäß den Herstellervorgaben verwendet.

Die Resektion der tibialen Gelenkfläche wurde unter Verwendung einer extramedullären Tibiaresektionslehre durchgeführt. Die Montage der Ausrichthilfe wurde durch eine Steckverbindung zwischen dem Aufnahmestab und dem Sägeblock gewährleistet. Auf die Verwendung des Teleskoparms in Verbindung mit der Fußgelenkklemme wurde aus technischen Gründen verzichtet.

Anschließend wurde die proximale Fixierung durch die dafür vorgesehene Öffnung des Aufnahmestabs eingeführt und der Schnitthöhentaster montiert. Eine Fixierung der einzelnen Komponenten konnte durch einen mechanischen Sperrmechanismus und die Betätigung eines hierfür vorgesehenen Rädchens sichergestellt werden.

In der Frontalebene wurde die Varus-Valgus-Ausrichtung des Sägeschnitts senkrecht zur anatomischen Tibiaschaftachse auf das mediale Drittel der Tuberositas referenziert (vgl. Abbildung 9).

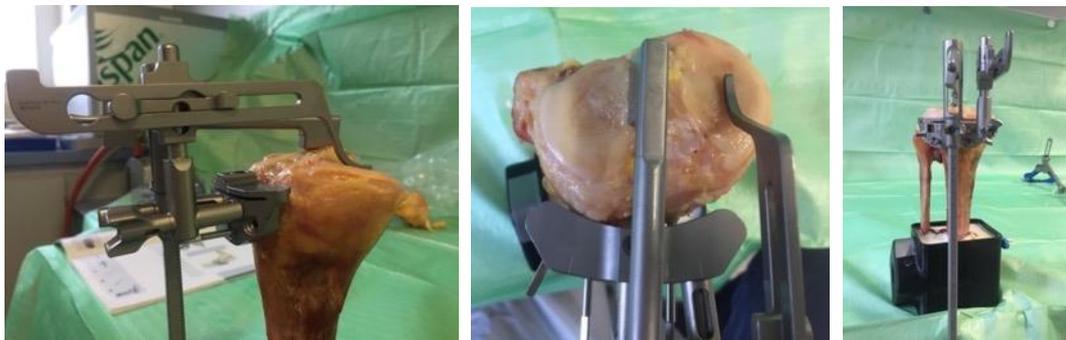


Abbildung 9: Extramedulläre Ausrichtung und proximale Resektion des Tibiaplateaus

Nach der korrekten Positionierung der proximalen Fixierung wurde der tibiale Sägeblock mit einem tibialen Slope von 0 Grad in der Sagittalebene eingestellt und anschließend mit drei kopflosen Pins am Tibiakopf fixiert.

Wie in Abbildung 10 zu sehen ist, konnte abschließend die proximale Tibiaresektion mit einem 1,27 Millimeter dicken oszillierenden Sägeblatt durch den vorgegebenen Schlitz durchgeführt und das Tibiaplateau abgelöst werden. Nach Überprüfung der korrekten Resektion konnten die eingesetzten Pins und das Ausrichtinstrumentarium vollständig entfernt werden.



Abbildung 10: Positionierung des Schnittblocks und Resektion des Tibiaplateaus

2.1.4. Bestimmung der Implantatgröße und Positionierung

Nach Resektion der tibialen Gelenkfläche wurde die Größe mithilfe von Probeplateaus bestimmt, wobei ein besonderes Augenmerk auf eine bestmögliche Abdeckung der Resektionsfläche ohne einen Überstand der Implantatkomponenten gelegt wurde. Der Hersteller bietet diesbezüglich für das VEGA-System elf Tibiagrößen an. Zu berücksichtigen bleibt, dass die Form des Tibiakopfes auf Höhe der Resektionsebene als asymmetrisch anzusehen ist und die maximal zu erreichende Abdeckung der Resektionsfläche bei einem Kniesystem mit symmetrischer Tibiakomponente, wie in dieser Studie (Abbildung 11), bei etwa 85 Prozent einzuordnen ist (Westrich et al., 1994). Somit war eine vollständige tibiale Knochenabdeckung trotz korrekter Einstellung der tibialen Rotation und Größe nicht zu erwarten.

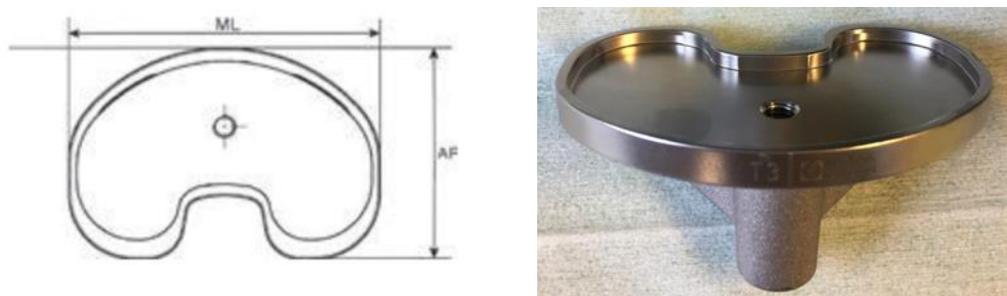


Abbildung 11: Symmetrische Konstruktion der tibialen Komponente am Beispiel der Größe T3

2.1.5. Endpräparation

Nach regelgerechter Positionierung und Größenbestimmung erfolgte die Fixierung des Tibiaprobeplateaus, wie in Abbildung 12 zu sehen, mit zwei kurzen Kopf-Pins im Tibiakopf. Daraufhin konnte der Führungsturm positioniert und die Tibiabohrung mit der passenden Tibiabohrhülse bis zum gewünschten Tiefenanschlag ausgeführt werden. Als nächstes wurde der Flügelschaft mithilfe des größen-spezifischen Präparationsinstruments für den Kiel des Implantats vorbereitet. Dieses wurde durch den Bohrturm bis zum Anschlag in die proximale Tibia eingeschlagen. Abschließend konnten sämtliche Instrumente vollständig entfernt werden.



Abbildung 12: Endpräparation des Tibiaplateaus

- a Fixierung des Tibiaprobeplateaus
- b Tibiabohrung über einen positionierten Führungsturm
- c Tibiaspeleinschläger zur Flügelschaftvorbereitung

Das Knochenlager wurde vor der Zementapplikation und der Implantation der Tibiakomponenten mit 1000 Milliliter steriler Kochsalzlösung bei einer Flussrate von 910 Millilitern pro Minute und 26 Impulsen pro Sekunde intensiv lavagiert.

Hierzu wurde ein batteriebetriebenes Einwegsystem der Firma Zimmer Pulsavac Plus verwendet (Zimmer Biomet Deutschland GmbH, Freiburg) und an einen 4,5-Liter-Beutel mit steriler Kochsalzlösung (Fresenius Kabi AG, NaCl 0,9 %) angeschlossen. Die notwendige Betriebsspannung von 12 Volt wurde durch ein externes Batteriefach mit acht 1,5-Volt-Alkalibatterien bereitgestellt. Als Spül- und Saugaufsatz kam der mitgelieferte High-Capacity-Fan-Spray-Tip zum Einsatz.

Auf diese Weise konnten Verunreinigungen wie Blut, Fett und Knochenablagerungen entfernt werden.

Um eine optimale Oberfläche für die Applikation des Knochenzements herzustellen, wurde nach Abschluss des Spülvorgangs die spongiöse Knochenoberfläche mit einer sterilen Kompresse getrocknet. Abbildung 13 ist ein Beispiel für die makroskopisch sichtbare Veränderung der spongiösen Knochenstruktur nach der Jet-Lavage.

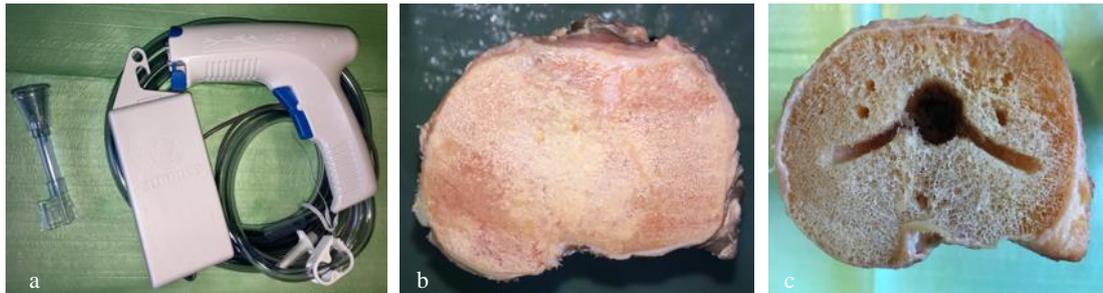


Abbildung 13: Reinigung der spongiösen Knochenstruktur

a gepulste Jet-Lavage (Pulsavac Plus, Fa. Zimmer)

b spongiöses Knochenbett vor der Jet-Lavage

c proximale Tibia nach Endpräparation und Jet-Lavage mit 1000 ml NaCl

2.1.6. Knochenzement

Bei dem verwendeten Knochenzement handelt es sich um ein hochvisköses und schnell härtendes Zwei-Komponenten-System auf PMMA-Basis. Da es sich dabei um ein geschlossenes System zur fertigen Anwendung handelt (Ready to Mix), kann die gewünschte Zementmenge nicht individuell angepasst werden. Aus diesem Grund bietet der Hersteller das Optipac-Cement-Mixing-System (Zimmer Biomet Deutschland GmbH, Freiburg) in fünf Größen an. Verwendet wurden jeweils 40,8 Gramm Polymerpulver und 20 Milliliter Monomerflüssigkeit pro Zementiervorgang gemäß Herstellerangaben.

Die wirksamen Bestandteile des verwendeten Knochenzements Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R-40 sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Zusammensetzung von Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R

| Pulver 40,8 g | Flüssigkeit 20 ml |
|---|-------------------------------|
| 33,6 g Polymethylacrylat | 18,4 g Methylmethacrylat |
| 6,1 g Zirkoniumoxid | 0,4 g N,N-Dimethyl-p-toluidin |
| 0,8 g Gentamicinsulfat (entspr. 0,5 g Gentamicin) | Chlorophyll VII |
| 0,3 g Benzoylperoxid | Hydrochinon |

Durch das in Abbildung 14 gezeigte geschlossene System konnten die Emissionsdämpfe minimiert werden und ein direkter Kontakt mit dem Zement wurde vermieden. Die Lagerung und die weitere Verarbeitung fanden bei einer konstanten Raumtemperatur von 20,5 Grad Celsius und einer Luftfeuchtigkeit von 64 Prozent statt.

Eine Kompressorpumpe wurde zur Erzeugung eines Vakuums betrieben und an das System mit einem Betriebsdruck von 5 bar (0,5 MPa, 70 psi) bei einem Luftdurchfluss von 50 Liter pro Minute angeschlossen. Für eine kontinuierliche Messung wurde ein Vakuummanometer verwendet.

Zu Beginn wurde für 15 Sekunden eine Vorvakuumierung des Mixbehälters durchgeführt und eine digitale Zeitmessung gestartet, um die einzelnen Messzeitpunkte während des Polymerisationsvorganges zu dokumentieren. Der Mixbehälter war mit dem Polymerpulver bereits befüllt und konnte durch das Zusammendrücken der blauen Kunststoffhalterung mit der Monomerflüssigkeit aus dem integrierten Reservoir vermengt werden, wodurch der Polymerisationsvorgang aktiviert wurde. Hierzu wurde der Stempel des Hub- und Drehapplikators für eine vorgeschriebene Zeit von 30 Sekunden manuell betrieben. Nach Entfernen des Mischstabs und des Vakuumschlauchs konnte der Boden entriegelt und die Kartusche abgeschraubt werden. Die weitere Verarbeitung wurde unter Verwendung einer mechanischen Kartuschenpistole und eines flachen Applikators durchgeführt. Somit konnten konstante Bedingungen für einen blasenfreien Anmischvorgang garantiert werden.



Abbildung 14: Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R-Vakuummischsystem, Fa. Zimmer Biomet

2.1.7. Implantation der originalen Tibiakomponente

Unmittelbar nach dem abgeschlossenen Mischvorgang wurde die klebrige Zementmischung (höchste Affinität zur Implantatoberfläche) in einer 5 Millimeter dicken Schicht auf die trockene Unterseite des Implantats mit dem flachen Applikator aufgetragen. Eine Zementierung des Kiels wurde bewusst nicht vorgenommen, um den Einfluss der Kieldesigens unterschiedlicher Prothesenmodelle zu minimieren und die direkte Auswirkung des Sprühstrahls auf die Zementschicht unterhalb der Implantatrückfläche besser beurteilen zu können. Nach Ablauf der dreiminütigen Wartephase konnte die Applikation des nun teigigen Zements erfolgen. Dies erfolgte durch Eindringen des Zements in die spongiöse Knochenstruktur mit der Kartuschenpistole und anschließend manueller Verdichtung. Für alle Zementiervorgänge wurde der gleiche Zeitpunkt gewählt. Abbildung 15 stellt die Polymerisationskurve (abhängig von Raum- und Lagertemperatur) des verwendeten Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R dar.

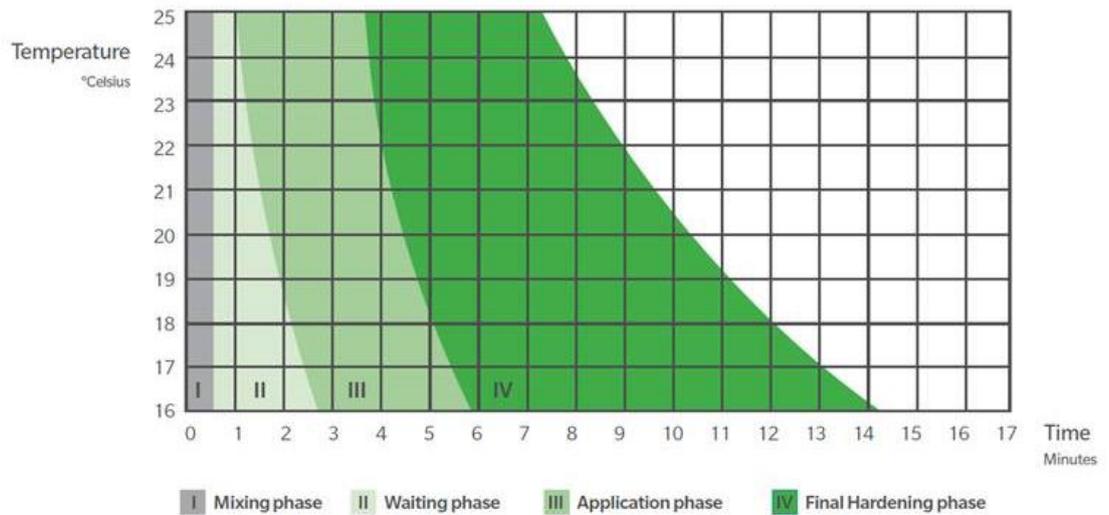


Abbildung 15: Polymerisationskurve von Optipac-ReFOBACIN-Bone-Cement-R, Fa. Zimmer Biomet

Anschließend wurden die vorbereiteten Originalkomponenten positioniert und mit zehn gezielten Hammerschlägen implantiert. Dabei wurde der systemspezifische Impaktor verwendet und nachfolgend der überschüssige Zement mit einer Pinzette sorgfältig entfernt. Direkt im Anschluss wurde für den 15-minütigen Zeitraum der Polymerverkeftung ein konstanter axialer Druck von 50 Newton durch das Auflegen einer Guss-Hantelscheibe ausgeübt, um eine optimale Verbindung der Komponenten zu ermöglichen. Dies ist in Abbildung 16 dargestellt.

Durch dieses standardisierte Vorgehen sollten zuverlässig reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden.

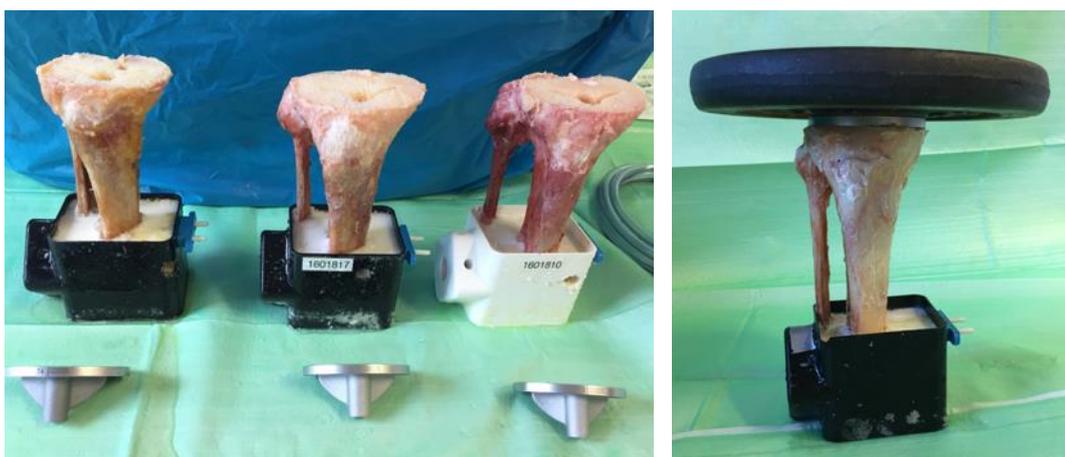


Abbildung 16: Implantation der Originalkomponenten und axiale Kompression mit 50 Newton

2.1.8. Pulsierende Jet-Lavage nach Prothesenimplantation

In Abhängigkeit von der Gruppenzuordnung wurde dann bei jedem Präparat die Jet-Lavage entweder unmittelbar nach Implantatpositionierung (in Gruppe A im Durchschnitt 4 Minuten und 54 Sekunden) oder nach vollständigem Ablauf der Aushärtungsphase (in Gruppe B 15 Minuten) mit erneut 1000 Milliliter isotoner Kochsalzlösung (9 g NaCl/l) in einem vordefinierten Abstand von 5 Zentimeter bei noch aufliegendem Gewicht durchgeführt. Um sicherzustellen, dass der Polymerisationsvorgang vollständig abgeschlossen war, wurde ein Zeitintervall von 15 Minuten nach Beginn des Anmischvorgangs festgelegt und anhand einer geformten Kugel aus überschüssigem Zement bestätigt.

2.2. Bestimmung der Knochendichte und Zementpenetrationstiefe

Um die Zementpenetrationstiefe festzulegen, wurde nach vollständiger Aushärtung eine computertomografische Bestimmung der Migrationstiefe des Knochenzements anhand der Implantat-Zement-Knochen-Grenzfläche in der koronaren Schichtung nach Einsetzen der tibialen Komponente durchgeführt. Abbildung 17 veranschaulicht exemplarisch diesen Prozess. Die Scans wurden mit einer Multidetektor-Computertomographie (CT) (IQon Spectral CT, Philips, Best, Niederlande) unter Verwendung der folgenden Parameter aufgenommen: Röhrenspannung 120 kV; Röhrenstrom 82 mA; Kollimation 0,67 mm; Tonhöhenfaktor 0,67; Pixelabstand 0,375 x 0,375 mm. Die radiologische Bildbetrachtung erfolgte an einem für Diagnostikzwecke zugelassenen Monitor (Totoku Medical Monochrome Display MDL2004A, Tokyo, Japan) mit dem Open-Source-64-bit-DICOM-Viewer von Horosproject für Mac OS X Version 3.3. Die Knochendichte des trabekulären Knochens konnte anhand von vordefinierten Regions of Interest (ROI) in einer horizontalen Schnitthöhe von 1 Zentimeter unterhalb der Resektionsfläche mittels quantitativer Computertomographie (QCT) bestimmt werden. Hierfür wurde ein elliptischer Flächeninhalt von 2,25 Quadratzentimeter festgelegt.

Zur direkten Berechnung der Knochendichte in der Milligramm pro Kubikzentimeter Skala wurde aus den computertomografisch durchschnittlich ermittelten Absorptionskoeffizienten der jeweiligen Regions of Interest in Hounsfield-Einheiten eine Kalibrierung gegen die wässrige Minerallösung (aqueous K₂HPO₄) des

verwendeten Hydroxylapatit-Phantoms vorgenommen (Model 3 QCT Kalibrierungsphantom Mindways, TX, USA).

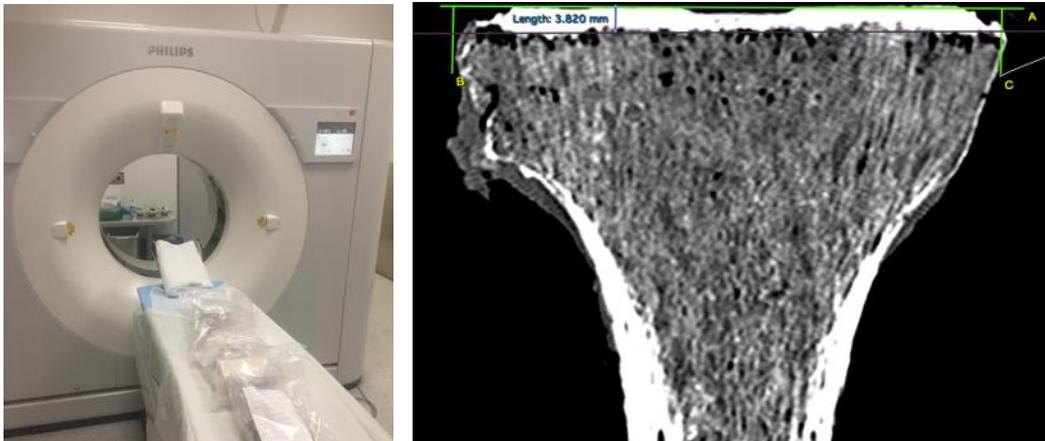


Abbildung 17: CT-Bildgebung mit koronarer Rekonstruktion zur Bestimmung der Zementpenetration

2.3. Biomechanische Stabilitätstestung

Die biomechanische Stabilitätsprüfung erfolgte mit einer servohydraulischen Materialprüfmaschine durch Messung der Ausrisskraft (Wolpert Universalprüfmaschine TZZ 707, Ludwigshafen a. Rh.).

Nach abgeschlossener Aushärtungsphase und durchgeführter Jet-Lavage konnte zunächst die Einspannvorrichtung montiert werden. Die Originalimplantate des VEGA-Systems wird bereits durch den Hersteller mit einem zentralen M4-Schraubgewinde zur Inlayverankerung versehen, sodass die speziell angefertigte Aluminiumadapterplatte über eine Schraubverbindung befestigt werden konnte.

Über ein Kardangelenke aus Stahl und einen Anschlussbolzen wurde eine winkelbewegliche Verbindung zum Kraftaufnehmer hergestellt und die Präparate im rechten Winkel mithilfe von zwei Kreuzlinienlasern dreidimensional ausgerichtet (Bosch Professional Kreuzlinienlaser GCL 2-15, Stuttgart).

Um Scherkräfte und eine hohe Vorspannung zu vermeiden, wurde die Zugbelastung kontinuierlich während des gesamten Tests mit einer kalibrierten Kraftmessdose aufgezeichnet. Eine Fixierung der Prüfgegenstände erfolgte dann in senkrechter Position durch zwei aufeinandergestellte gusseiserne Tischschraubstöcke. Dadurch konnten mögliche Querkräfte auf allen Ebenen minimiert werden. Abbildung 18 demonstriert diesen Versuchsaufbau.

Denkbare Einflussfaktoren auf die Prüfung, zum Beispiel die Vorspannung und die Prüfgeschwindigkeit, wurden ermittelt und es wurde ein standardisierter Versuchsaufbau als Voraussetzung für zuverlässige und interpretierbare Prüfergebnisse entwickelt.

Für den Ausrissversuch wurde eine Prüfgeschwindigkeit von 0,5 Millimeter pro Sekunde festgelegt. Die Abtastfrequenz betrug 50 Hertz. Die maximale Kraft bis zum Versagen wurde aufgezeichnet und das Versagensmuster fotografiert, um eine spätere Analyse zu ermöglichen. Als Endpunkt der Messung wurde ein Kraftabfall von 70 Prozent bestimmt und ein Versagen der Implantat- oder Knochenverankerung registriert. Die grafische Analyse und die Ablaufsteuerung der Zugkrafttestung wurden mit der Software Test & Motion, Version 3.1.10, für Microsoft Windows (DOLI Elektronik GmbH, München) vorgenommen.

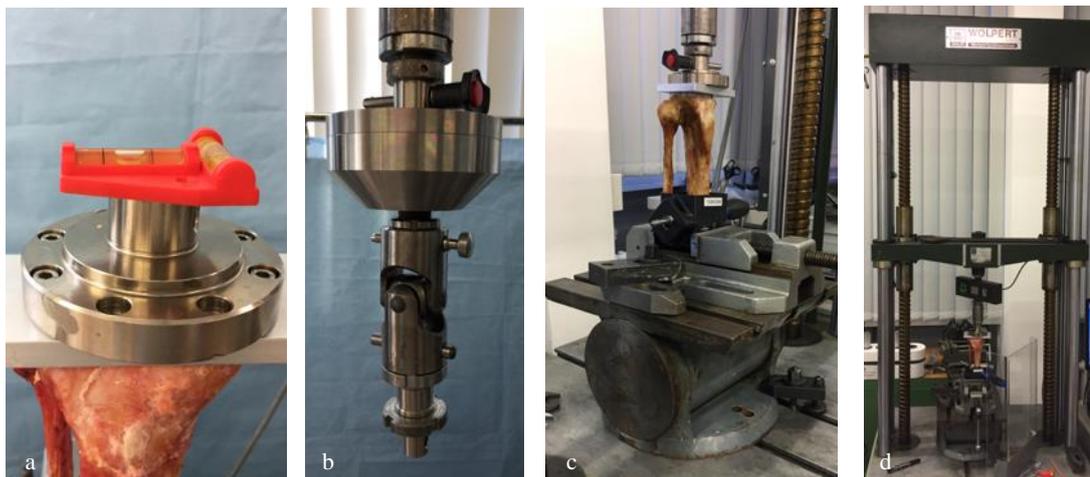


Abbildung 18: Versuchsaufbau der biomechanischen Stabilitätsprüfung

a Adapterplatte aus Aluminium

b Kraftaufnehmer und Kardangelenke

c Konstruktion aus zwei Schraubstöcken zur Reduktion von Querkräften

d Wolpert-Universalprüfmaschine TZZ 707

2.4. Auswertung und Statistik

Für die deskriptive Auswertung und die statistische Berechnung der Ergebnisse wurden SPSS Statistics Subscription für Mac OS X, Version 25 (International Business Machines Corporation IBM, NY, USA), und Microsoft Excel für Mac OS X, Version 16 (Microsoft Corporation, WA, USA), verwendet. Der Effekt und die Teststärketestung erfolgten mit dem Computerprogramm G*Power, Version 2014 3.1 (Faul et al., 2009).

Alle Parameter wurden hinsichtlich ihrer Normalverteilung dem Shapiro-Wilk-Test unterzogen. Gruppenunterschiede in den unabhängigen Stichproben wurden mit dem Mann-Whitney-*U*-Test und dem *t*-Test beurteilt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Darüber hinaus wurde eine grafische Überprüfung der Histogramme sowie Boxplots durchgeführt, um eine etwaige Verteilungsschiefe und Extremwerte zu identifizieren. Mithilfe der Spearman-Korrelation konnten Zusammenhänge zwischen den jeweiligen Variablen beurteilt werden (Backhaus et al., 2015). Die Berechnung und Interpretation des Kendalls-Tau-Korrelationskoeffizienten wurde für ordinal skalierte Variablen verwendet.

3. Ergebnisse

3.1. Spender- und Probencharakteristika

In Tabelle 2 sind die Merkmale der verwendeten humanen Tibiae zusammengefasst.

Tabelle 2: Deskriptive Merkmale der metrischen Studienvariablen (N = 20)

| | <i>M (SD)</i> | <i>Min–Max</i> | <i>Median</i> |
|-------------|---------------|----------------|---------------|
| Alter | 66,70 (2,40) | 43–77 | 71,00 |
| Körpergröße | 179,50 (1,35) | 169–185 | 183,00 |
| BMI | 24,17 (1,32) | 14,49–33,67 | 23,71 |
| BMD | 95,13 (0,72) | 88,90–100,50 | 95,45 |

Anmerkung. BMI = Body-Mass-Index, BMD = Bone-Mineral-Density, M = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = kleinster Wert, Max = höchster Wert, Alter in Jahren, Körpergröße in cm, BMI in kg/m².

3.2. Zementpenetration

3.2.1. Unterschied zwischen Gruppe A und Gruppe B

Da die Zementeindringtiefe in die spongiöse Oberfläche der Tibia von entscheidender Bedeutung für die Primärstabilität ist, wurde eine dreidimensionale CT-Migrationsanalyse durchgeführt. Es konnte gezeigt werden, dass die Mittelwerte für die Penetrationstiefe in Gruppe A bei $3,97 \pm 0,20$ Millimeter und in Gruppe B bei $3,86 \pm 0,25$ Millimeter lagen.

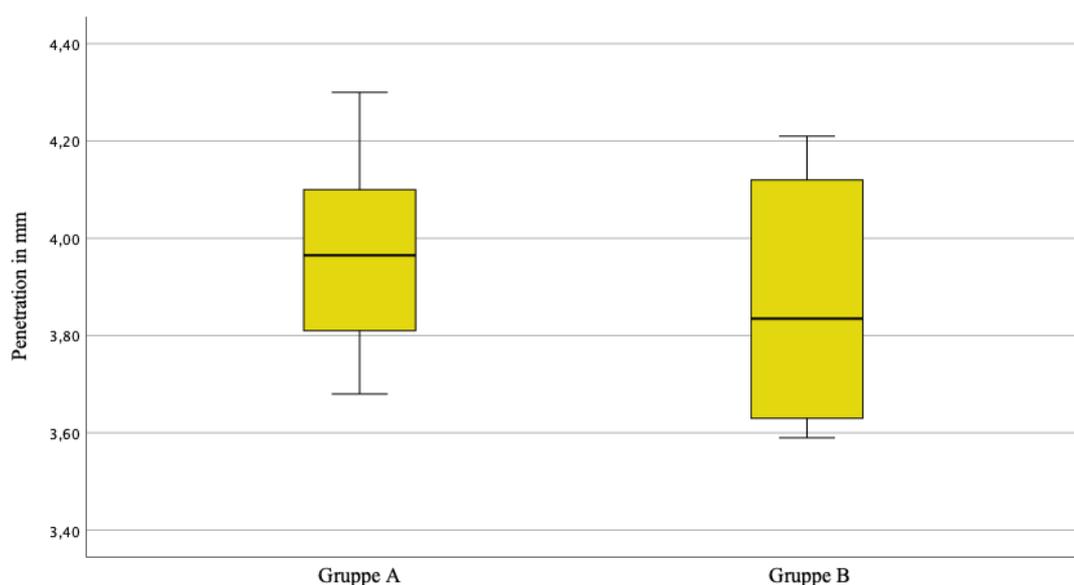


Abbildung 19: Zementpenetration in zwei Gruppen (A und B)

Die Penetrationstiefe war gemäß dem Shapiro-Wilk-Test (siehe Tabelle 3) für Gruppe A normalverteilt, für Gruppe B hingegen nicht ($p = 0,045$). Da somit die Voraussetzungen für den ungepaarten t -Test nicht gegeben waren, wurde der Mann-Whitney- U -Test (vgl. Tabelle 4) verwendet, um Gruppenunterschiede zu vergleichen. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen A und B ($p = 0,326$) konnte nicht nachgewiesen werden.

Tabelle 3: Prüfung auf Normalverteilung der Variablen Ausrisskraft, Zementpenetration und BMD anhand des Shapiro-Wilk-Tests ($N = 20$)

| | <i>W</i> | <i>p</i> |
|--------------------------|----------|----------|
| Ausrisskraft | | |
| Gruppe A | 0,81 | 0,017 |
| Gruppe B | 0,80 | 0,016 |
| Zementpenetration | | |
| Gruppe A | 0,896 | 0,829 |
| Gruppe B | 0,84 | 0,045 |
| BMD | 0,97 | 0,788 |

Tabelle 4: Gruppenunterschiede in der Zementpenetration anhand des Mann-Whitney- U -Tests

| | <i>N</i> | <i>Median</i> |
|--------------------------------|----------|---------------|
| Gruppe A | 10 | 3,965 |
| Gruppe B | 10 | 3,835 |
| $U = 37,00, p = 0,326, N = 20$ | | |

3.2.2. Einfluss der Spendervariablen auf die Penetrationstiefe

Die Zusammenhänge zwischen den Studienvariablen und der Penetrationstiefe wurden anhand von Spearman-Korrelationen berechnet und sind in Tabelle 5 zusammengefasst. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine negative Beziehung zwischen den Variablen Größe und Body-Mass-Index (BMI) in Bezug auf die Penetrationstiefe besteht, diese jedoch als nicht signifikant einzustufen ist. Ein signifikanter Korrelationskoeffizient konnte in Bezug auf die Penetrationstiefe nicht berechnet werden, sodass kein kausaler Zusammenhang zwischen den analysierten Variablen besteht.

Tabelle 5: Spearman-Korrelationen zwischen den Studienvariablen ($N = 20$)

| | (1) | (2) | (3) | (4) | (5) | (6) |
|------------------|------|--------|--------|---------|--------|----------|
| Ausrisskraft (1) | 1,00 | -0,008 | 0,065 | - 0,059 | -0,043 | -0,108 |
| BMI (2) | | 1,00 | -0,142 | -0,139 | 0,255 | 0,123 |
| Penetration (3) | | | 1,00 | -0,011 | -0,130 | -0,008 |
| BMD (4) | | | | 1,00 | 0,053 | -0,690** |
| Größe (5) | | | | | 1,00 | 0,731 |
| Alter (6) | | | | | | 1,00 |

Anmerkung. *** $p < 0,001$, ** $p < 0,05$, * $p < 0,10$.

3.3. Ausrissmuster

3.3.1. Einfluss der Bone-Mineral-Density (BMD) auf das Ausrissmuster

Das Versagensmuster beider Gruppen zeigt, dass in insgesamt drei Fällen ein mechanisches Versagen am Knochen-Zement-Interface festgestellt werden konnte. Zwei der drei Ausrisse aus dem spongiösen Knochenbett waren in der Gruppe B festzustellen. In den übrigen Proben ($N = 17$) zeigte sich das mechanische Versagen am Implantat-Zement-Interface. Wie in Tabelle 6 gezeigt, ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der BMD und dem Ausrissmuster ($t(18) = -1,48$, $p = 0,157$) nachweisen.

Tabelle 6: Gruppenunterschiede zwischen BMD und Ausrissmuster anhand des *t*-Tests

| | | Levene-Test der Varianzgleichheit | | <i>t</i> -Test für die Mittelwertgleichheit | | |
|-----|--------------------------------|--------------------------------------|-------|--|-------|---------------------|
| | | F | Sig. | T | df | Sig. (2- seitig) |
| BMD | Varianzen sind gleich | 0,006 | 0,941 | -1,476 | 18 | 0,157 |
| | Varianzen sind nicht gleich | | | -1,356 | 2,595 | 0,281 |

Anmerkung. F = F-Wert, T = T-Wert, df = Freiheitsgrade, Sig. = Signifikanz.
Signifikanzniveau $p < 0,05$

3.3.2. Einfluss der Zementpenetration auf das Ausrissmuster

Bei mangelnder Varianzhomogenität wurde zur Interpretation des Einflusses der Zementpenetrationstiefe auf das Ausrissmuster der Welch-Test durchgeführt. Es bestand ein statistisch hochsignifikanter Zusammenhang zwischen dem Ausrissmuster und der Zementeindringtiefe, die bei einem Versagen des Knochen-Zement-Interfaces um durchschnittlich 0,32 Millimeter geringer war (95 % - KI [-0,43, -0,21]), $t(17,99) = -5,91$, $p < 0,001$ (vgl. Tabelle 7 und 8).

Tabelle 7: Deskriptive Statistik für Zementpenetration und Ausrissmuster (N=20)

| Ausrissmuster | | N | Mittelwert | Std.-Abweichung | Standardfehler des Mittelwertes |
|----------------------|--------------------------------|----|------------|-----------------|------------------------------------|
| Penetration in mm | Knochen-Zement- Interface | 3 | 3,6433 | 0,03215 | 0,01856 |
| | Zement-Implantat- Interface | 17 | 3,9635 | 0,20997 | 0,05092 |

Tabelle 8: Gruppenunterschiede zwischen Zementpenetration und Ausrissmuster anhand des Welch-Tests

| | | Levene-Test der Varianzgleichheit | | t-Test für die Mittelwertgleichheit | | |
|-------------------|-----------------------------|-----------------------------------|-------|-------------------------------------|--------|-----------------|
| | | F | Sig. | T | df | Sig. (2-seitig) |
| Penetration in mm | Varianzen sind gleich | 4,755 | 0,043 | -2,579 | 18 | 0,019 |
| | Varianzen sind nicht gleich | | | -5,908 | 17,993 | 0,000* |

Anmerkung. F = F-Wert, T = T-Wert, df = Freiheitsgrade, Sig. = Signifikanz.
 * = Signifikanzniveau $p < 0,001$ wurde erreicht.

3.4. Ausrisskraft

3.4.1 Unterschied zwischen Gruppe A und Gruppe B

Der Mittelwert der Ausrisskraft des Gesamtkollektivs lag bei $2576 \pm 260,11$ Newton. Es zeigte sich eine Abweichung von der Normalverteilung ($p = 0,003$), und zwar, wie in Abbildung 20 ersichtlich wird, rechtsschief.

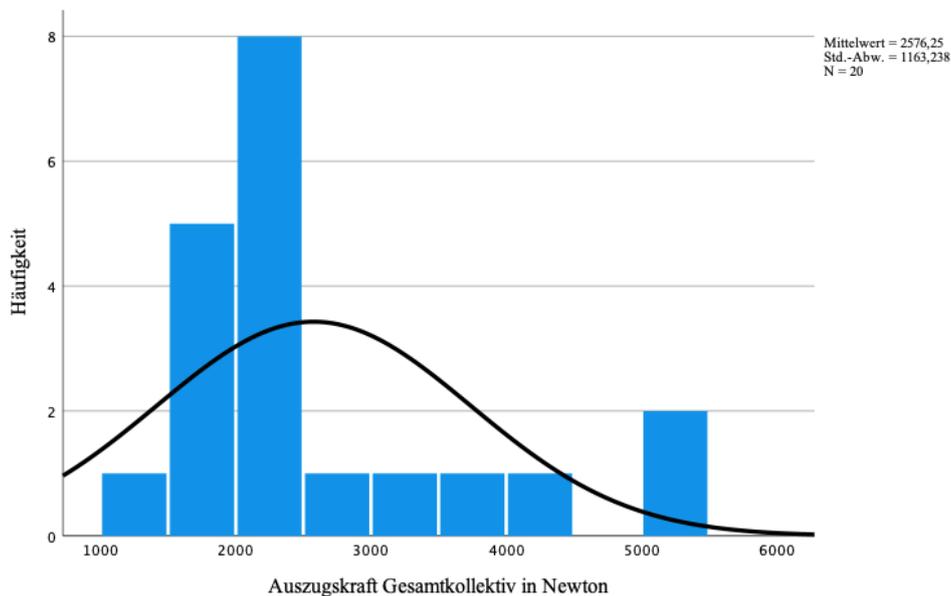


Abbildung 20: Verteilung der Ausrisskraft im Gesamtkollektiv (N=20)

Im Boxplot (Abbildung 21) wird deutlich, dass in zwei Fällen Extremwerte im oberen Bereich auftraten, die allerdings statistisch nicht als extreme Ausreißer zu klassifizieren sind.

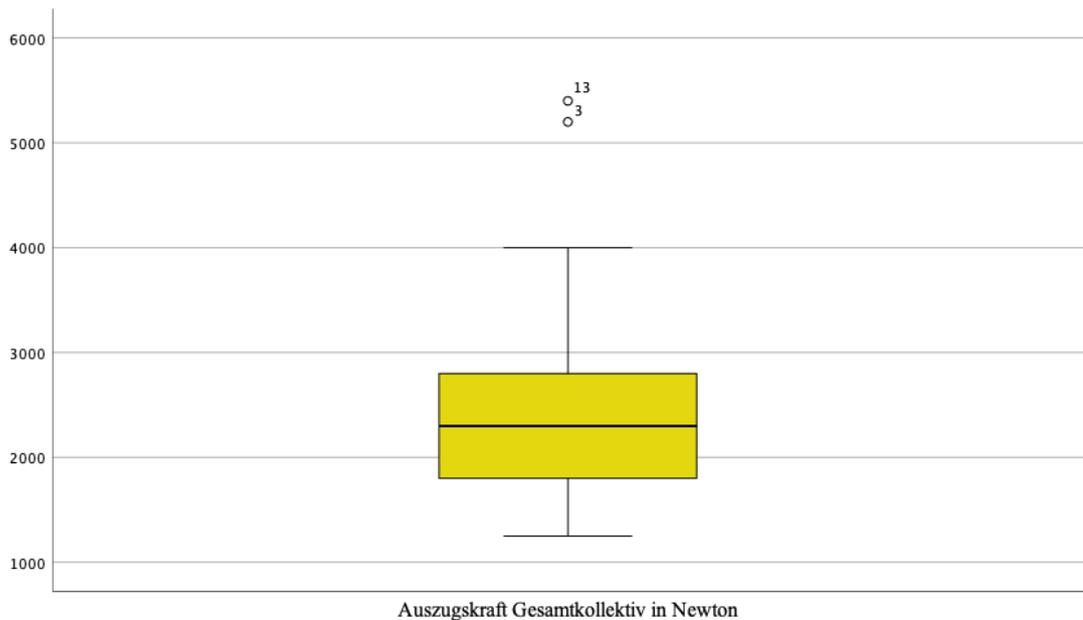


Abbildung 21: Boxplot der Ausrisskraft im Gesamtkollektiv ($N = 20$)

Der Mittelwert in Gruppe A lag bezüglich der Ausrisskraft bei $2736 \pm 373,83$ Newton, in Gruppe B bei $2420 \pm 375,81$ Newton. Abbildung 22 stellt die Boxplots der beiden Gruppen dar.

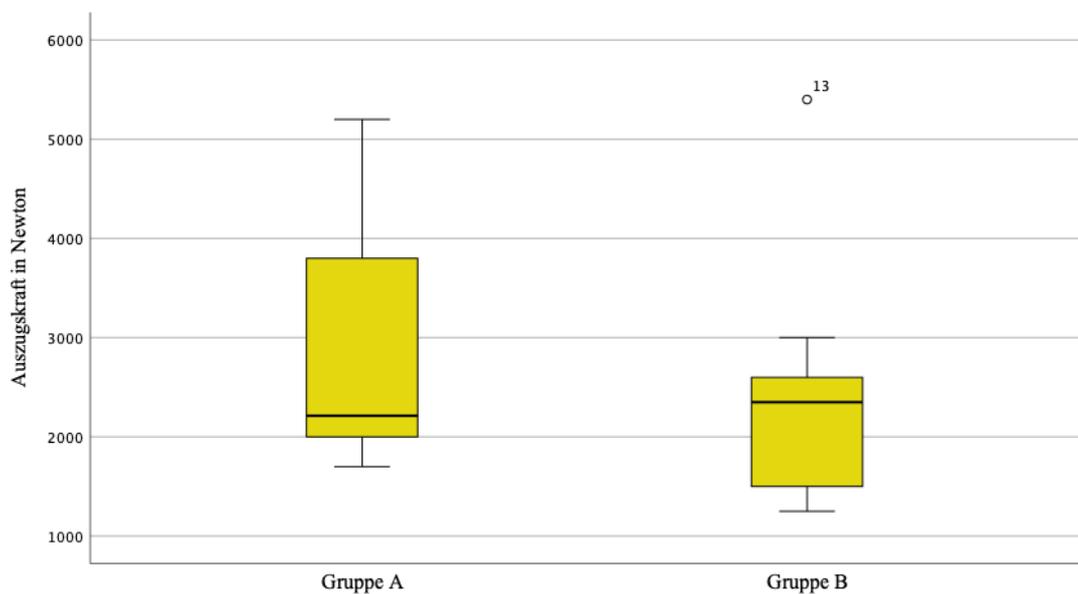


Abbildung 22: Boxplots der Ausrisskraft in Newton in zwei Gruppen (A und B)

Um Unterschiede in der Ausrisskraft zwischen den Gruppen A und B zu untersuchen, wurde der nichtparametrische Mann-Whitney- U -Test durchgeführt (vgl. Tabelle 9). Dieses Verfahren wurde gewählt, da sowohl in Gruppe A ($p = 0,017$) als auch in

Gruppe B ($p = 0,016$) eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung vorlag (Tabelle 3). Hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,677$).

Tabelle 9: Gruppenunterschiede in der Ausrisskraft anhand des Mann-Whitney-U-Tests

| | <i>N</i> | <i>Median</i> |
|--------------------------------|----------|---------------|
| Gruppe A | 10 | 2212,50 |
| Gruppe B | 10 | 2350,00 |
| $U = 44,50, p = 0,677, N = 20$ | | |

3.4.2. Einfluss der Spendervariablen auf die Ausrisskraft

Die Rangkorrelationsanalyse nach Spearman wurde berechnet, um den linearen Zusammenhang zwischen den Variablen der spendenden Personen und der Ausrisskraft zu untersuchen. In Tabelle 5 wird deutlich, dass die Ausrisskraft mit keiner der anderen Variablen eine signifikante Korrelation aufwies.

Zur Interpretation der Zusammenhänge zwischen ordinal skalierten Merkmalen (Geschlecht) wurde der Korrelationskoeffizient nach Kendalls Tau bestimmt. Es bestand eine signifikant positive Korrelation zwischen Körpergröße und männlichem Geschlecht ($r = 0,734; p = 0,01$), jedoch nicht in Bezug auf die ermittelte Ausrisskraft.

3.4.3. Einfluss der Plateaugröße auf die Ausrisskraft

Der *Median* für die Ausrisskraft betrug bei Plateaugröße 3 2150,50 Newton und bei Plateaugröße 4 2350,00 Newton.

Um Unterschiede in der Ausrisskraft zwischen den zwei verwendeten Plateaugrößen zu untersuchen, wurde ebenfalls ein Mann-Whitney-*U*-Test verwendet, bei dem sich kein signifikanter Unterschied in der Ausrisskraft bei verschiedenen Größen des tibialen Implantats zeigte (Tabelle 10). Abbildung 23 stellt die Boxplots der beiden Gruppen dar.

Tabelle 10: Test auf Gruppenunterschiede in der Ausrisskraft anhand des Mann-Whitney-U-Tests

| | <i>N</i> | <i>Median</i> |
|----------------|----------|---------------|
| Plateaugröße 3 | 12 | 2150,50 |
| Plateaugröße 4 | 8 | 2350,00 |

$U = 35,50, p = 0,343, N = 20$

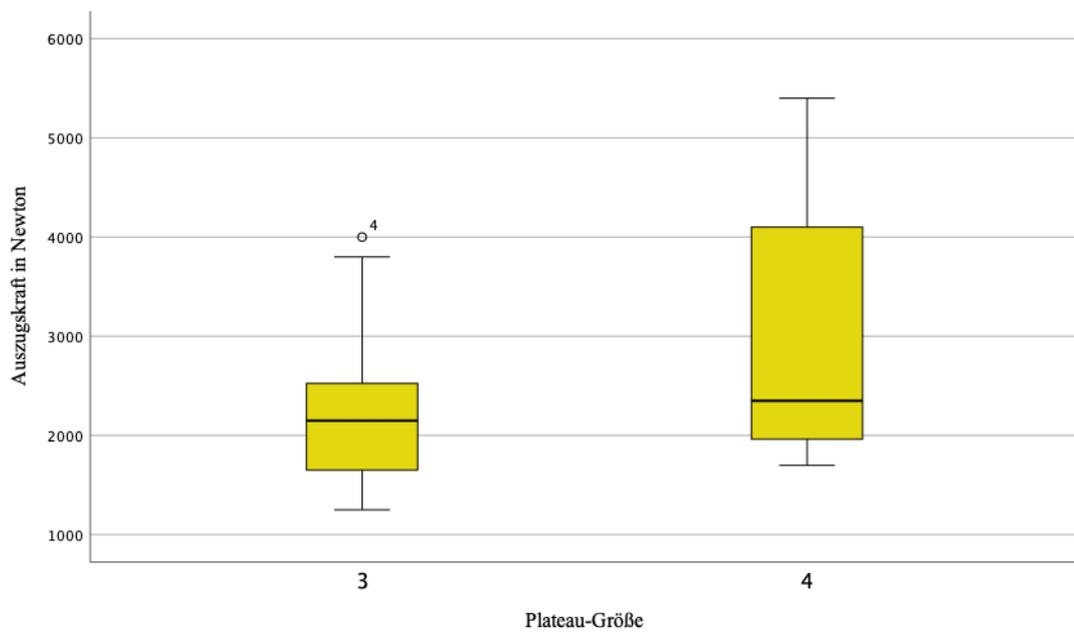


Abbildung 23: Boxplots der Ausrisskraft in Newton in zwei Gruppen (Plateaugröße 3 und 4)

4. Diskussion

4.1. Operationsdauer

Der Operationssaal ist einer der kostenintensivsten Funktionsbereiche eines Krankenhauses und verursacht 30 bis 40 Prozent der Gesamtkosten chirurgischer Einnahmen (Bach, 2001). Je nach Operation betragen die Kosten pro Operationsminute in Deutschland abhängig von Spezialisierungsgrad und Eingriffsspektrum bis zu 50 Euro (Magunia & Keller, 2017; Werner, 2012). Werden die DRG-Erlöse pro Minute in Deutschland berücksichtigt, zeigt eine Vergleichbarkeitsstudie, dass die durchschnittlichen Erlöse operativer Abteilungen bei 16,63 Euro liegen (Waeschle et al., 2016). Dies deutet darauf hin, dass durch eine Prozessoptimierung in diesem Bereich ein großes Einsparpotenzial in Kliniken mit einer hohen Fallzahl erzielt werden kann.

In der vorliegenden Studie konnte nachgewiesen werden, dass in Gruppe A die Operationszeit um etwa 10 Minuten verkürzt werden konnte. Die Zeitersparnis durch die Optimierung dieses Prozessschrittes führt allerdings nicht nur zu einer betriebswirtschaftlich relevanten Erlössteigerung, sondern erhöht auch die Sicherheit der zu behandelnden Personen, da durch eine kürzere Operationszeit auch die intraoperative bakterielle Kontamination herabgesetzt wird (Cheng et al., 2017; Olivecrona et al., 2013; Wang et al., 2019). Gleichermäßen konnten Naranje et al. (2015) zeigen, dass durch eine Erhöhung der Operationszeit um 15 Minuten die Revisionsgefahr infolge eines periprothetischen Infektes bei primärer Knieendoprothesenimplantation in ihrem Kollektiv um 15,6 Prozent anstieg. Vergleichbare Ergebnisse beschreiben Namba et al. (2013) im Rahmen einer retrospektiven Studie von 56 216 primären Knietotalendoprothese, wobei 15 Minuten mehr Operationszeit das Risiko um 9 Prozent erhöhten.

Peersman et al. (2006) identifizierten zudem in einer retrospektiven Analyse an 6489 erkrankten Personen, die zwischen 1993 und 1999 einen endoprothetischen Kniegelenkersatz erhalten hatten, neben dem Grad der Adipositas, der zu operierenden Seite und der zugrundeliegenden Diagnose auch die Operationsdauer als Risikofaktor für einen periprothetischen Infekt. Als problematisch erwies sich hierbei insbesondere das Überschreiten einer Schnitt-Naht-Zeit von 127 Minuten.

Bei der Beurteilung von Risikofaktoren für weitere postoperative Komplikationen wie kardiovaskuläre, pulmonale und thromboembolische Ereignisse ließ sich ebenfalls

eine signifikante Korrelation zwischen Risiko und Operationsdauer erkennen (Claus et al., 2006). Die Ergebnisse der systematischen Übersicht von Cheng et al. (2018) bestätigen diese Erkenntnisse und lassen ebenfalls den Rückschluss zu, dass die Wahrscheinlichkeit von Komplikationen bei längerer Operationsdauer signifikant steigt.

4.2. Zementpenetration

Ein entscheidender Faktor für die Primärstabilität ist neben der Eindringtiefe und Verflechtung auch die Zementverteilung im Knochenbett (Miller et al., 2014). In Untersuchungen von Krause et al. (1982) und Mann et al. (1997) wurde nachgewiesen, dass sich die mechanische Stabilität mit zunehmender Penetrationstiefe erhöht. Dies belegen auch biomechanische Untersuchungen durch Bert und McShane (1998), in denen gezeigt wurde, dass ein tieferes Eindringen von PMMA in den trabekulären Knochen die Mikrobewegung der Knochen-Zement-Grenzfläche reduziert. Die Verwendung einer Jet-Lavage ist für ein optimales Zementierergebnis unverzichtbar und unbestritten, da ohne eine entsprechende Vorbereitung des Knochenbetts mit Entfernung von Knochenpartikeln, Fett, denaturiertem Kollagen und Blutbestandteilen lediglich eine makromechanische Fixation stattfinden kann (Benjamin et al., 1987; Helwig et al., 2013; Knight et al., 1997; Krause et al., 1982). Hierfür ist die fehlende kovalente Anbindung zwischen der hydrophilen Knochenoberfläche und der hydrophoben Makromolekülstruktur des Acrylzements verantwortlich (Vaishya et al., 2013; Wirtz et al., 2003). In einer Vergleichsstudie zur Ausrisskraftmessung bei der Verwendung einer Spritze oder Jet-Lavage zur Vorbereitung des spongiösen Knochens konnten durch Schlegel et al. (2011) signifikante mechanische Stabilitätsunterschiede zugunsten der Jet-Lavage festgestellt werden. Demgegenüber ergibt sich ein wesentlicher Einwand aus einer australischen Umfrage zu Zementiertechniken bei Knieendoprothesen, aus der hervorging, dass lediglich 68 Prozent der Befragten während der Implantation einer primären Knieendoprothese regelmäßig eine pulsierende Druckspülung durchführen (Lutz & Halliday, 2002). Während die Parameter der körperspendenden Personen in der biomechanischen Ausrisstestung durch Schlegel et al. (2011) bezüglich Alter, Geschlecht und BMD denen in der vorliegenden Arbeit ähnelten, konnten deutliche Unterschiede hinsichtlich der Penetrationstiefe ($1,39 \pm 0,39$ Millimeter) in der Jet-lavagierten

Gruppe festgestellt werden. Ein Grund für die unterschiedliche Penetrationstiefe kann neben dem Verarbeitungsverfahren des Zements insbesondere das unterschiedliche Design der Implantate oder des verwendeten Zements sein (Vertullo & Davey, 2001). In einer computertomografisch experimentellen Untersuchung der Zementmorphologie bei unterschiedlichem Implantatdesign konnte hingegen für das Sigma-P.F.C. mit fixierter und mobiler Plattform kein Unterschied in der Knochenzementverteilung nachgewiesen werden (Schlegel et al., 2014).

Die Definition der idealen Zementeindringtiefe ist immer noch umstritten. In den meisten Studien wird nach Erfahrungen von experimentellen und klinisch-radiologischen Erkenntnissen eine Mindestdurchdringung von 3 bis 5 Millimeter vorgeschlagen, um mindestens eine Lage der transversalen Trabekel zu erfassen und die Widerstandsfähigkeit gegen Scher- und Zugkräfte zu verbessern (Cawley et al., 2013; Vanlommel et al., 2011; Walker et al., 1984). Auch die Ergebnisse von Sueyoshi et al. (2017) stützen diese Hypothese, indem herausgefunden wurde, dass die maximale Knochenstärke der proximalen Tibia in den ersten Millimetern zu finden ist. Hvid und Hansen (1985) kamen zu dem Ergebnis, dass der Knochen der medialen Tibiaepiphyse eine große Bedeutung für die mechanische Festigkeit hat und mit zunehmender Resektionstiefe an Stabilität verliert.

Da diese Bewertungen zum Teil auf Sägeknochenmodellen oder radiologisch ermittelten Daten basieren, müssen diese Erkenntnisse kritisch beurteilt werden. In der vorliegenden Studie wurde entsprechend der vorgenannten Literatur in allen Fällen eine Penetrationstiefe von mindestens 3 Millimeter angestrebt und eingehalten. Ferner bestätigt das Versagen des Zement-Implantat-Interfaces in der Mehrzahl der Fälle eine adäquate spongiöse Verflechtung des Zements.

4.3. Ausrissmuster

In Bezug auf die Verteilung des Versagemusters konnten die aus der Fachliteratur bekannten Ergebnisse bestätigt werden (Gebert de Uhlenbrock et al., 2012; Hazelwood et al., 2015; Kutzner et al., 2018).

In der Untersuchung wurde in 17 von 20 Fällen ein Versagen im Implantat-Zement-Interface festgestellt. In drei Fällen zeigte sich ein Versagen an der Knochen-Zement-Grenzfläche, das heißt der erwarteten Versagensstelle bei einer unzureichenden Zementverflechtung mit der Tibia oder einer reduzierten Knochenmineraldichte. In

der CT-gestützten Migrationsanalyse konnten signifikante Zusammenhänge zwischen der Penetrationstiefe und dem Ausrissmuster festgestellt werden. Die Messungen der BMD hingegen wiesen keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf das Versagen der Verankerung auf.

Gemäß einer Studie von Kutzner et al. (2018) wurden in den Jahren 2004 bis 2013 in Norwegen 404 zementierte LCS-Complete-Implantate revidiert. In 184 Fällen konnte eine aseptische Lockerung der Tibia- und in lediglich 52 Fällen der Femurkomponenten festgestellt werden. Somit konnte eine deutlich höhere Wahrscheinlichkeit einer tibialen Lockerung beobachtet werden. In einer weiterführenden Untersuchung von 22 Fällen dieser tibialen Lockerungen lösten sich zwölf Tibiaplateaus am Implantat-Zement- und nur drei am Knochen-Zement-Interface. Somit erwies sich das Versagen der Implantat-Zement-Verbindung als die vorherrschende Ursache für eine tibiale aseptische Lockerung. Außerdem zeigte sich, dass ein zu dünner Zementmantel die Wahrscheinlichkeit eines Versagens der Verankerung deutlich erhöht (Hampton et al., 2020).

In der Ausrisstestung von zementierten Sigma-P.F.C.-Tibiaplateaus durch Schlegel et al. (2011) wurde in der gepulst-lavagierten Gruppe bei allen Proben ein Verlust der Implantat-Zement-Verankerung festgestellt, während in der Gruppe mit Spritzenlavage bei fünf von sechs Proben die Grenzfläche zwischen Zement und Knochen versagte. Diese Ergebnisse bestätigen die große Bedeutung der Jet-Lavage für eine optimale Zementpenetration in den Knochen und die damit einhergehende mechanische Stabilität.

Aber auch das Implantatdesign scheint einen Einfluss auf die Fixation und das Versagensmuster zu haben. In diesem Zusammenhang konnten Gebert de Uhlenbrock et al. (2012) in einer postmortalen Untersuchung von Sigma-P.F.C.- und LCS-Complete-Implantaten zeigen, dass 29,4 Prozent der getesteten Tibiaplateaus ausschließlich am Implantat-Zement-Interface versagten, 5,9 Prozent hingegen am Zement-Knochen-Interface und 64,7 Prozent an beiden Grenzflächen. Der Vergleich der LCS-Complete- und P.F.C-Gruppen machte den Einfluss des Implantatdesigns auf das Ausrissmuster deutlich, da alle LCS-Complete-Implantate ihre Schwachstelle am Implantat-Zement-Interface aufwiesen. Auch konnten Shepard et al. (2000) im Rahmen einer biomechanischen Zug- und Torsionskraftmessung an zylindrischen Proben nachweisen, dass mit einer rauen Oberfläche und einer frühen Zementapplikation eine höhere mechanische Festigkeit erreicht werden kann.

Während der Polymerisation verbinden sich viele Monomermoleküle zu wenigen langen Polymermolekülen und schrumpfen daher beim Übergang vom flüssigen in den festen Zustand, was einen entscheidenden Einfluss auf die Verbundfestigkeit zwischen PMMA und der Implantatoberfläche haben könnte. Durch Charnley (1972) wurden Volumenveränderungen für reines MMA von bis zu 23 Prozent beschrieben. Durch die Verwendung eines vorpolymerisierten Pulveranteils konnte die Volumenschrumpfung während der Polymerisation theoretisch um 6–7 Prozent reduziert werden (Breusch & Kühn, 2003). Aufgrund der Zementporosität und der Aufnahme von Wassermolekülen ist der zu erwartende Polymerisationsschrumpf *in vivo* allerdings geringer einzuschätzen (Gilbert et al., 2000). Da die Polymerisation in der warmen knöchernen Grenzfläche früher einsetzt, kann es während der Aushärtungsphase zum Wegschwinden des PMMA von der metallischen Prothese kommen, was wegen des daraus resultierenden fehlenden Verbundes zu einer Lockerung des Implantates beitragen kann. Durch eine Spülung mit kalter Kochsalzlösung während der Polymerisationsphase könnte dieses Verhalten verstärkt werden und die Verbundfestigkeit nachteilig beeinflussen.

Aufgrund der vorwiegend hydrophoben Eigenschaften von Acrylzement ist zu erwarten, dass das Einbringen von Spülflüssigkeit, während der Jet-Lavage in das Implantat-Zement-Interface, eine Laminierung des Zementmantels durch Flüssigkeitseinschlüsse zur Folge hat und zu einer Verringerung der Knochenzementhaftung führt. Flivik et al. (1997) führten *In-vitro*-Tests zur Bestimmung der Zugfestigkeit von mit Blut- und Kochsalzlösung kontaminierten Zementstäben durch. Wenn die Laminierungen spät in der Verarbeitungszeit des Acryls gebildet wurden, nahm die Zugfestigkeit deutlich ab. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen Gruen et al. (1976), die zeigen konnten, dass der Einschluss von Blut im Zementverbund die ursprünglichen Zug- und Scherfestigkeiten des Materials um 25–36 Prozent schwächte. Auch Billi et al. (2019) kamen in ihrer Bewertung der Zugfestigkeit an der Zement-Metall-Grenzfläche zu dem Ergebnis, dass Verunreinigungen durch Fett, Blut oder Kochsalzlösung die Widerstandsfähigkeit negativ beeinflussen können.

4.4. Ausrisskraft

Die aseptische Lockerung erweist sich mit einem Anteil von bis zu 31 Prozent als einer der häufigsten Gründe für einen Knieprothesenwechsel (Cherian et al., 2015; Schroer et al., 2013).

Das Ziel dieser Studie war es, die Primärstabilität einer zementierten Tibiakomponente quantitativ durch eine objektive Ausrisskraftmessung im Rahmen eines standardisierten Versuchsaufbaus zu beurteilen. Durch einen Vergleich der Ausrisskräfte wurde versucht, den Einfluss auf die Widerstandsfestigkeit der Implantatverankerung durch das Eindringen von Flüssigkeit in das Knochen-Zementbeziehungswiese in das Zement-Implantat-Interface während des Spülvorganges bei noch nicht vollständig ausgehärtetem Zement zu beurteilen.

In der vorliegenden Studie konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Primärstabilität bezogen auf die effektiv aufzuwendende Kraft bis zum Versagen des Verankerungsmechanismus in den beiden Gruppen festgestellt werden (Gruppe A: $2736 \pm 373,83$ Newton; Gruppe B: $2420 \pm 375,81$ Newton).

Insgesamt stehen somit die Ergebnisse dieser Untersuchung im Einklang mit postmortalen Ausrissversuchen zur mechanischen Stabilitätstestung an kürzlich Verstorbenen durch die Arbeitsgruppe von Gebert de Uhlenbrock et al. (2012) Die notwendige Ausrisskraft wies einen Wertebereich von 2751 Newton zwei Tage nach der Implantation bis 231 Newton nach neun Jahren auf. Neben dem deutlich höheren Alter der Spender und Spenderinnen in dieser Untersuchung sowie der damit zwangsläufig verbundenen Abnahme der Knochenqualität ist als der entscheidende Faktor für die teilweise unterschiedlichen Messwerte die Standzeit der implantierten Prothese von durchschnittlich 5,3 Jahren zu bewerten (Markus, 2010). Da zwischen Metall und Zement keine dauerhafte und stabile kovalente Bindung eingegangen wird, sollte diese fragile Grenzfläche als Hauptursache für eine aseptische Lockerung bewertet werden. Unter Einwirkung der Kapillarkraft dringt ein Flüssigkeitsfilm in das Interface zwischen Implantat und Zement ein. Aufgrund der starken Wechselwirkung zwischen der Metalloberfläche (Oxidschicht) und den polaren Wassermolekülen nimmt der hydrolytische Abbau zwischen Metall und Knochenzement weiter zu, sodass es zu einer Spaltbildung im Interface kommt (Wirtz et al., 1999). Das Hauptproblem hierbei sind die daraus resultierenden Brüche und die weitere Zerrüttung des Knochenzements. Abriebpartikel im Interface können schließlich zu

einer inflammatorischen Reaktion mit Aktivierung von Makrophagen und Osteoklasten beitragen (Gandhi et al., 2009; Otto et al., 2006). Dies kann zu Osteolysen und im Verlauf zu einer aseptischen Lockerung des Implantats führen. Diese Effekte spielen zwar für die Langzeitverankerung eine wesentliche Rolle, können aber für das Versagen des Zement-Implantat-Interfaces in der vorliegenden Studie nicht herangezogen werden.

Derzeit ist die Verwendung von Physical Vapour Deposition (PVD)-Beschichtungen zur Verbesserung der Verbundfestigkeit und Reduzierung der Hydrolyse sowie der spannungsbedingten Rissbildung an der Grenzfläche zwischen Metallprothese und Knochenzement Gegenstand der aktuellen Forschung und zeigt vielversprechende Ergebnisse (Mumme et al., 2006).

Grupp et al. (2020) führten ebenfalls Untersuchungen zur Beurteilung der mechanischen Stabilität einer zementierten Implantatbefestigung zwischen Tibiakomponenten aus Kobalt-Chrom-Molybdän (CoCrMo) und einer keramischen Zirkoniumnitrid-Multilayerbeschichtung durch. Hierfür wurden identische Implantate der VEGA-Knieprothese einer Ausrisstestung unterzogen und für das CoCrMo-Plateau Ausrisskräfte im Bereich von 2943–3302 Newton gemessen. Signifikante Unterschiede in Bezug auf die fünf unterschiedlichen Knochenzemente ergaben sich ebenfalls nicht.

Im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit konnten Schlegel et al. (2011) in einem ähnlichen Versuchsaufbau mit Plateaus des Sigma-P.F.C.-Kniesystems bei zwölf Testungen lediglich eine durchschnittliche Ausrisskraft von 1220 Newton für die Gruppe der Knochenbettreinigung mittels Jet-Lavage feststellen. Ähnlich niedrige Kraftmessungen in einem Wertebereich von 1377–2452 Newton in Bezug auf das Sigma-P.F.C.-Kniesystem werden von Grupp et al. (2020) beschrieben. Da die Primärstabilität über eine formschlüssige Verbindung zwischen der makro- und mikrostrukturierten Implantatoberfläche gewährleistet wird und nicht als adhäsiv zu bewerten ist, sind die großen Differenzen der Messwerte der beiden Prothesendesigns somit am ehesten auf Unterschiede in der Oberflächenrauigkeit zurückzuführen (Cerquiglini et al., 2019; Grupp et al., 2020; Pittman et al., 2006). Eine Oberflächenprüfung durch Grupp et al. (2020) ergab einen arithmetischen Mittenrauwert $R_a = 3,5\text{--}4,5$ und eine Rautiefe $R_z = 24\text{--}35$ für das VEGA-Kniesystem, während das P.F.C.-Sigma eine deutlich glattere Oberfläche ($R_a 0,5\text{--}1$, $R_z 5\text{--}7$) aufweist.

Die Frage nach einem zementfreien oder zementierten Kiel ist unter Experten gegenwärtig ein viel diskutiertes und strittiges Thema. Eine vollständige Zementierung der tibialen Komponente lässt durch eine Vergrößerung der Kontaktfläche eine Zunahme der notwendigen Ausrisskraft vermuten (Billi et al., 2019). Da der Zugang der pulsierenden Jet-Lavage zur Metaphyse durch das einliegende Implantat technisch begrenzt ist, wurde das Verfahren der reinen Oberflächenzementierung gewählt, um den Einfluss der Jet-Lavage auf das Implantat-Zement-Knochen-Interface des Plateaus möglichst objektiv bewerten zu können (Schlegel et al., 2011). Zudem beeinflussen unterschiedliche Kielformen die Primärstabilität des Implantats (Kutzner et al., 2018). Diesen Überlegungen stehen die Ergebnisse der Arbeitsgruppe Grupp et al. (2017) entgegen, die eine Oberflächenzementierung mit Kiellängen von 28 und 40 Millimeter im Vergleich zur vollständigen Zementierung auf die Primärstabilität eines VEGA-Tibiaplateaus unter dynamischen Kompressions-Scher-Belastungsbedingungen in 24 menschlichen Tibiae untersuchte. Die Versagenskräfte in den jeweiligen Testabläufen unterschieden sich nicht signifikant. Allerdings war das Versagemuster bei allen durchgeführten Testungen die Migration in die Tibiametaphyse und nicht ein Versagen der Implantat-Zement-Befestigung.

Marx et al. (2005) gehen bei der Oberflächenzementierung von einer Lockerungsrate von 10,5 Prozent nach fünf Jahren aus. Wird hingegen der Kiel zementiert, reduziert sich diese auf lediglich 3 Prozent. Trotz der anfänglichen Überlegenheit der Vollzementierung in Anbetracht der höheren Standfestigkeit darf nicht vernachlässigt werden, dass die Revision der zementierten Kiele häufig mit einem erhöhten metaphysären Knochenverlust verbunden sein kann.

5. Limitationen

Die vorliegende Studie unterliegt mehreren Limitationen. Die verwendeten Präparate stammen aus einer anatomischen Gewebebank und wurden randomisiert in zwei Gruppen aufgeteilt. Auf die Verteilung der Kennmerkmale (Geschlecht, Alter, Größe, BMI und BMD) innerhalb des Studienprotokolls konnte bei den verwendeten Kadavern kein Einfluss genommen werden. Das Kollektiv stellt somit möglicherweise keine repräsentative Stichprobe der Grundgesamtheit dar.

Der vorliegende Stichprobenumfang beinhaltete 20 Präparate, sodass die erzielte Teststärke lediglich $1 - \beta = 0,054$ betrug. Dadurch besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass ein tatsächlich vorhandener Effekt nicht identifiziert werden konnte (Cohen, 1992). Diesbezüglich sind Untersuchungen mit einem größeren Kollektiv notwendig, um die erhobenen Ergebnisse zu verifizieren.

Bei der Betrachtung der in dieser Arbeit und in vergleichbaren Studien erzielten Ergebnisse sollte beachtet werden, dass anlässlich der experimentellen Testung die Implantation der Prothesenkomponenten zum größten Teil unter Laborbedingungen erfolgte. Der Einfluss durch die physiologische Perfusion der knöchernen Spongiosastruktur mit Ausbildung von trabekulären Flüssigkeitsspiegeln kann dadurch nicht abschließend beurteilt werden, da dieses Verhalten im lebenden Organismus über eine Laminierung des Zementmantels zu einer verminderten Festigkeit des Implantat-Zement-Knochen-Verbundes beitragen kann (Bannister & Miles, 1988; Draenert et al., 1999; Jansson et al., 1993).

Die axiale Zugkraftbelastung in der vorliegenden mechanischen Testung stellt eine unphysiologische Kraftausübung und somit eine weitere Limitation dar. Einerseits sind polymere Zementfestkörper unter Druck belastbarer als unter Scher- und Zugbelastungen (Kühn, 2013; Mann et al., 1999; Saha & Pal, 1984), andererseits ist ein in-vivo implantierter bikondylärer Oberflächenersatz hauptsächlich dynamischen Druck- und Scherbelastungen ausgesetzt (Pittman et al., 2006). Aus diesem Grund sollte die klinische Übertragbarkeit der Studienergebnisse kritisch beurteilt werden.

Im Rahmen dieser Pilotstudie konnten zudem ausschließlich Aussagen zum hier verwendeten Optipac-Refobacin-Bone-Cement-R (Zimmer Biomet Deutschland GmbH, Freiburg) getroffen werden. Außerdem wurde lediglich eine Art von Tibiakomponenten verwendet, weshalb die Ergebnisse möglicherweise nicht bedingungslos auf andere Knochenzemente und Implantatdesigns übertragbar sind

6. Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Eine mit Knochenzement fixierte tibiale Komponente sorgt für eine hohe Primärstabilität in Kombination mit einer schnellen Rehabilitation. Die durchschnittliche Zugkraft bis zum Versagen betrug $2657 \pm 260,11$ Newton. In Gruppe A waren es $2736 \pm 373,83$ Newton, in Gruppe B $2420 \pm 375,81$ Newton – ohne signifikanten Unterschied zwischen den Verarbeitungsverfahren. In Gruppe A trat in einem Fall, in Gruppe B in zwei Fällen ein Versagen im Bereich des Zement-Knochen-Interfaces während der Ausrisskrafttestung auf. Bei allen weiteren Testungen zeigte sich jeweils das Versagen im Zement-Implantat-Interface.

Aus den Beobachtungen wird somit geschlossen, dass die Differenz zwischen der aufzuwendenden Ausrisskraft nicht signifikant ist und somit die Verwendung einer pulsatilen Jet-Lavage während der Polymerisationsphase keinen Einfluss auf die Primärstabilität zu haben scheint. Die durchschnittliche Zeitersparnis im Versuchsaufbau dieser Arbeit lag bei 10 Minuten gegenüber dem bisher etablierten Operationsverfahren mit Jet-Lavage nach vollständig abgelaufener Polymerisation des Knochenzements. Durch eine Übertragung der experimentell dargestellten Ergebnisse in den klinischen Alltag könnten sowohl eine verbesserte Versorgung der betroffenen Personen als auch eine relevante Verkürzung der kostenintensiven Operationszeit erreicht werden.

Literaturverzeichnis

- Anagnostakos, K., & Meyer, C. (2017). Antibiotic Elution from Hip and Knee Acrylic Bone Cement Spacers: A Systematic Review. *BioMed research international*, 2017, 4657874-4657874.
<https://doi.org/10.1155/2017/4657874>
- Bach, A. (2001). Anforderungen an das System OP - Organisatorische Voraussetzungen/Kosten. *Zentralblatt für Chirurgie*, 126, 336-.
- Backhaus, K., Erichson, B., & Weiber, R. (2015). *Fortgeschrittene Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung*. Springer Berlin Heidelberg. <https://books.google.de/books?id=pACkCgAAQBAJ>
- Bannister, G. C., & Miles, A. W. (1988). The Influence of Cementing Technique and Blood on the Strength of the Bone-Cement Interface. *Engineering in Medicine*, 17(3), 131-133.
https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1988_017_034_02
- Benjamin, J. B., Gie, G. A., Lee, A. J., Ling, R. S., & Volz, R. G. (1987). Cementing technique and the effects of bleeding. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69(4), 620-624. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.69b4.3611170>
- Bert, J. M., & McShane, M. (1998). Is it necessary to cement the tibial stem in cemented total knee arthroplasty? *Clinical Orthopaedics and Related Research*(356), 73-78. <https://doi.org/10.1097/00003086-199811000-00012>
- Bertrand, J. (2020). 364 Arthrose. In N. Suttorp, M. Möckel, B. Siegmund, & M. Dietel (Eds.), *Harrisons Innere Medizin* (20. Auflage ed.). ABW Verlag.
<https://doi.org/10.1055/b000000107>
- Billi, F., Kavanaugh, A., Schmalzried, H., & Schmalzried, T. P. (2019). Techniques for improving the initial strength of the tibial tray-cement interface bond. *The Bone and Joint Journal*, 101-b(1_Supple_A), 53-58.
<https://doi.org/10.1302/0301-620x.101b1.Bjj-2018-0500.R1>
- Bistolfi, A., Ferracini, R., Albanese, C., Vernè, E., & Miola, M. (2019). PMMA-Based Bone Cements and the Problem of Joint Arthroplasty Infections: Status and New Perspectives. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(23), 4002.
<https://doi.org/10.3390/ma12234002>
- Boby, J. D., Pilliar, R. M., Cameron, H. U., & Weatherly, G. C. (1980). The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the

ingrowth of bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(150), 263-270.

- Breusch, S. J., & Kühn, K. D. (2003). Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat. *Der Orthopäde*, 32(1), 41-50.
<https://doi.org/10.1007/s00132-002-0411-0>
- Breusch, S. J., Schneider, U., Reitzel, T., Kreutzer, J., Ewerbeck, V., & Lukoschek, M. (2001). Significance of jet lavage for in vitro and in vivo cement penetration. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, 139(1), 52-63.
<https://doi.org/10.1055/s-2001-11871>
- Cameron, H. U., Pilliar, R. M., & MacNab, I. (1973). The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, 7(4), 301-311. <https://doi.org/10.1002/jbm.820070404>
- Campbell, R. E., & Rothman, R. H. (1971). Charnley low-friction total hip replacement. *The American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, 113(4), 634-641. <https://doi.org/10.2214/ajr.113.4.634>
- Carr, A. J., Robertsson, O., Graves, S., Price, A. J., Arden, N. K., Judge, A., & Beard, D. J. (2012). Knee replacement. *Lancet*, 379(9823), 1331-1340.
[https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(11\)60752-6](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(11)60752-6)
- Cawley, D. T., Kelly, N., McGarry, J. P., & Shannon, F. J. (2013). Cementing techniques for the tibial component in primary total knee replacement. *The Bone and Joint Journal*, 95-b(3), 295-300. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.95b3.29586>
- Cerquiglini, A., Henckel, J., Hothi, H., Allen, P., Lewis, J., Eskelinen, A., Skinner, J., Hirschmann, M. T., & Hart, A. J. (2019). Analysis of the Attune tibial tray backside: A comparative retrieval study. *Bone and Joint Research*, 8(3), 136-145. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.83.Bjj-2018-0102.R2>
- Charnley, J. (1961). Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1(7187), 1129-1132. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(61\)92063-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(61)92063-3)
- Charnley, J. (1972). *Acrylic Cement in Orthopaedic Surgery*. Churchill Livingstone.
<https://books.google.de/books?id=9mSacQAACAAJ>
- Cheng, H., Chen, B. P., Soleas, I. M., Ferko, N. C., Cameron, C. G., & Hinoul, P. (2017). Prolonged Operative Duration Increases Risk of Surgical Site Infections: A Systematic Review. *Surgical Infections (Larchmt)*, 18(6), 722-735. <https://doi.org/10.1089/sur.2017.089>

- Cheng, H., Clymer, J. W., Po-Han Chen, B., Sadeghirad, B., Ferko, N. C., Cameron, C. G., & Hinoul, P. (2018). Prolonged operative duration is associated with complications: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Surgical Research*, 229, 134-144. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2018.03.022>
- Cherian, J. J., Jauregui, J. J., Banerjee, S., Pierce, T., & Mont, M. A. (2015). What Host Factors Affect Aseptic Loosening After THA and TKA? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 473(8), 2700-2709. <https://doi.org/10.1007/s11999-015-4220-2>
- Claus, A., Asche, G., Brade, J., Bosing-Schwenkglenks, M., Horchler, H., Müller-Färber, J., Schumm, W., Weise, K., & Scharf, H. P. (2006). Identifizierung von Risikofaktoren postoperativer Komplikationen in der primären Knieendoprothetik. *Der Unfallchirurg*, 109(1), 5-12. <https://doi.org/10.1007/s00113-005-0992-2>
- Cobos, R., Latorre, A., Aizpuru, F., Guenaga, J. I., Sarasqueta, C., Escobar, A., García, L., & Herrera-Espiñeira, C. (2010). Variability of indication criteria in knee and hip replacement: an observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 249. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-249>
- Cohen, J. (1992). Statistical Power Analysis. *Current Directions in Psychological Science*, 1(3), 98-101. <https://doi.org/10.1111/1467-8721.ep10768783>
- Cross, M., Smith, E., Hoy, D., Nolte, S., Ackerman, I., Fransen, M., Bridgett, L., Williams, S., Guillemin, F., Hill, C. L., Laslett, L. L., Jones, G., Cicuttini, F., Osborne, R., Vos, T., Buchbinder, R., Woolf, A., & March, L. (2014). The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(7), 1323-1330. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204763>
- D'Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Chien, S., & Colwell, C. W., Jr. (2007). In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 40 Suppl 1, S11-17. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.004>
- Delpont, H., Labey, L., Innocenti, B., De Corte, R., Vander Sloten, J., & Bellemans, J. (2015). Restoration of constitutional alignment in TKA leads to more physiological strains in the collateral ligaments. *Official Journal of the European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (ESSKA)*, 23(8), 2159-2169. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-2971-z>

- Draenert, K., Draenert, Y., Garde, U., & Ulrich, C. (1999). *Manual of Cementing Technique*. Springer Berlin Heidelberg.
<https://books.google.de/books?id=6KBsAAAAMAAJ>
- Dyrhovden, G. S., Lygre, S. H. L., Badawy, M., Gøthesen, Ø., & Furnes, O. (2017). Have the Causes of Revision for Total and Unicompartmental Knee Arthroplasties Changed During the Past Two Decades? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 475(7), 1874-1886.
<https://doi.org/10.1007/s11999-017-5316-7>
- Fantozzi, S., Catani, F., Ensini, A., Leardini, A., & Giannini, S. (2006). Femoral rollback of cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee replacements: in vivo fluoroscopic analysis during activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(12), 2222-2229.
<https://doi.org/10.1002/jor.20306>
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., & Lang, A.-G. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41(4), 1149-1160.
<https://doi.org/10.3758/BRM.41.4.1149>
- Feng, B., Weng, X., Lin, J., Jin, J., Wang, W., & Qiu, G. (2013). Long-term follow-up of cemented fixed-bearing total knee arthroplasty in a Chinese population: a survival analysis of more than 10 years. *Journal of Arthroplasty*, 28(10), 1701-1706. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.03.009>
- Flivik, G., Yuan, X., Ryd, L., Juliusson, R., & Lidgren, L. (1997). Effects of lamination on the strength of bone cement. *Acta Orthopaedica*, 68(1), 55-58.
<https://doi.org/10.3109/17453679709003976>
- Freeman, M. A., Swanson, S. A., & Todd, R. C. (2003). Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. 1973. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(416), 4-21.
<https://doi.org/10.1097/01.blo.0000093886.12372.74>
- Füeßl, H., & Middeke, M. (2018). Grundlagen der Arzt-Patient-Beziehung. In H. Füeßl & M. Middeke (Eds.), *Duale Reihe Anamnese und Klinische Untersuchung* (6., aktualisierte Auflage ed.). Georg Thieme Verlag KG.
<https://doi.org/10.1055/b-006-149437>
- Gademan, M. G., Hofstede, S. N., Vliet Vlieland, T. P., Nelissen, R. G., & Marangvan de Mheen, P. J. (2016). Indication criteria for total hip or knee

- arthroplasty in osteoarthritis: a state-of-the-science overview. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17(1), 463. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-1325-z>
- Gandhi, R., Tsvetkov, D., Davey, J. R., & Mahomed, N. N. (2009). Survival and clinical function of cemented and uncemented prostheses in total knee replacement: a meta-analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(7), 889-895. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.91b7.21702>
- Gebert de Uhlenbrock, A., Püschel, V., Püschel, K., Morlock, M. M., & Bishop, N. E. (2012). Influence of time in-situ and implant type on fixation strength of cemented tibial trays - a post mortem retrieval analysis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(9), 929-935. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.06.008>
- Gilbert, J. L., Hasenwinkel, J. M., Wixson, R. L., & Lautenschlager, E. P. (2000). A theoretical and experimental analysis of polymerization shrinkage of bone cement: A potential major source of porosity. *Journal of Biomedical Materials Research*, 52(1), 210-218. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(200010\)52:1<210::aid-jbm27>3.0.co;2-r](https://doi.org/10.1002/1097-4636(200010)52:1<210::aid-jbm27>3.0.co;2-r)
- Glyn-Jones, S., Palmer, A. J., Agricola, R., Price, A. J., Vincent, T. L., Weinans, H., & Carr, A. J. (2015). Osteoarthritis. *Lancet*, 386(9991), 376-387. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(14\)60802-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(14)60802-3)
- Grimberg, A., Jansson, V., Lütznier, J., Melsheimer, O., Morlock, M., & Steinbrück, A. (2020). *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2020*. <https://doi.org/10.36186/reporteprd022020>
- Gruen, T. A., Markolf, K. L., & Amstutz, H. C. (1976). Effects of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(119), 250-255.
- Grupp, T. M., Saleh, K. J., Holderied, M., Pfaff, A. M., Schilling, C., Schroeder, C., & Mihalko, W. M. (2017). Primary stability of tibial plateaus under dynamic compression-shear loading in human tibiae - Influence of keel length, cementation area and tibial stem. *Journal of Biomechanics*, 59, 9-22. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.031>
- Grupp, T. M., Schilling, C., Schwiesau, J., Pfaff, A., Altermann, B., & Mihalko, W. M. (2020). Tibial Implant Fixation Behavior in Total Knee Arthroplasty:

- A Study With Five Different Bone Cements. *Journal of Arthroplasty*, 35(2), 579-587. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.09.019>
- Haase, E., Lange, T., Lützner, J., Kopkow, C., Petzold, T., Günther, K. P., & Schmitt, J. (2015). Indication for total knee arthroplasty: evidence mapping. *Zeitschrift für Evidenz, Fortbildung und Qualität im Gesundheitswesen*, 109(8), 605-614. <https://doi.org/10.1016/j.zefq.2015.09.029>
- Hampton, C. B., Berliner, Z. P., Nguyen, J. T., Mendez, L., Smith, S. S., Joseph, A. D., Padgett, D. E., & Rodriguez, J. A. (2020). Aseptic Loosening at the Tibia in Total Knee Arthroplasty: A Function of Cement Mantle Quality? *Journal of Arthroplasty*, 35(6s), S190-s196. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2020.02.028>
- Hazelwood, K. J., O'Rourke, M., Stamos, V. P., McMillan, R. D., Beigler, D., & Robb, W. J., 3rd. (2015). Case series report: Early cement-implant interface fixation failure in total knee replacement. *The Knee Journal*, 22(5), 424-428. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.02.016>
- Helmers, S., Sharkey, P. F., & McGuigan, F. X. (1999). Efficacy of irrigation for removal of particulate debris after cemented total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 14(5), 549-552. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(99\)90075-x](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(99)90075-x)
- Helwig, P., Konstantinidis, L., Hirschmüller, A., Miltenberger, V., Kuminack, K., Südkamp, N. P., & Hauschild, O. (2013). Tibial cleaning method for cemented total knee arthroplasty: An experimental study. *The Indian Journal of Orthopaedics*, 47(1), 18-22. <https://doi.org/10.4103/0019-5413.106887>
- Hughes, M. S., Moghadamian, E. S., Yin, L. Y., Della Rocca, G. J., & Crist, B. D. (2012). Comparison of bulb syringe, pressurized pulsatile, and hydrosurgery debridement methods for removing bacteria from fracture implants. *Journal of Orthopaedics*, 35(7), e1046-1050. <https://doi.org/10.3928/01477447-20120621-19>
- Hvid, I., & Hansen, S. L. (1985). Trabecular bone strength patterns at the proximal tibial epiphysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 3(4), 464-472. <https://doi.org/10.1002/jor.1100030409>
- Inden, P., Auerswald, M., Faschingbauer, M., & Jürgens, C. (2018). Standards in der Knieendoprothetik. *Trauma und Berufskrankheit*, 20(2), 114-120. <https://doi.org/10.1007/s10039-018-0367-x>

- Insall, J., Ranawat, C. S., Scott, W. N., & Walker, P. (2001). Total Condylar Knee Replacement: Preliminary Report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 388.
https://journals.lww.com/corr/Fulltext/2001/07000/Total_Condylar_Knee_Replacement_Preliminary.2.aspx
- Jagodzinski, M., Müller, W., & Friederich, N. (2016). Kinematik und angewandte Physiologie und Pathophysiologie der Ligamente. In *Das Knie* (pp. 15-57). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-45001-3_2
- Jansson, V., Zimmer, M., Kühne, J. H., & Ishida, A. (1993). Blood lamination in bone cement-effect of cementing technique. *Der Unfallchirurg*, 96(7), 390-394. (Blutschlieren im Knochenzement-der Einfluss der Zementiertechnik.)
- Kapandji, I. A. (1984). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. F. Enke.
<https://books.google.lu/books?id=55xEAQAIAAJ>
- Karageorgiou, V., & Kaplan, D. (2005). Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, 26(27), 5474-5491.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>
- Karpiński, R., Szabelski, J., & Maksymiuk, J. (2019). Effect of Physiological Fluids Contamination on Selected Mechanical Properties of Acrylate Bone Cement. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(23), 3963.
<https://doi.org/10.3390/ma12233963>
- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 16(4), 494-502.
<https://doi.org/10.1136/ard.16.4.494>
- Knight, J. L., Atwater, R. D., & Grothaus, L. (1997). Clinical results of the modular porous-coated anatomic (PCA) total knee arthroplasty with cement: a 5-year prospective study. *Journal of Orthopaedics*, 20(11), 1025-1033.
- Kohn, D. (2015). *Knie: Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag KG. <https://books.google.de/books?id=yMWkCgAAQBAJ>
- Krause, W. R., Krug, W., & Miller, J. (1982). Strength of the cement-bone interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(163), 290-299.
- Krukemeyer, M. G., & Möllenhoff, G. (2012). *Endoprothetik: Ein Leitfaden für den Praktiker*. De Gruyter. <https://books.google.de/books?id=SW4mnV6DJ7IC>

- Kühn, K. D. (2013). *Knochenzemente für die Endoprothetik: Ein aktueller Vergleich der physikalischen und chemischen Eigenschaften handelsüblicher PMMA-Zemente*. Springer Berlin Heidelberg.
<https://books.google.de/books?id=pIjBgAAQBAJ>
- Kutzner, I., Hallan, G., Høl, P. J., Furnes, O., Gøthesen, Ø., Figved, W., & Ellison, P. (2018). Early aseptic loosening of a mobile-bearing total knee replacement. *Acta Orthopaedica*, 89(1), 77-83.
<https://doi.org/10.1080/17453674.2017.1398012>
- Li, G., Wu, P., Xu, Y., Yu, Y., Sun, L., Zhu, L., & Ye, D. (2009). The effect of Lipoxin A4 on the interaction between macrophage and osteoblast: possible role in the treatment of aseptic loosening. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 57. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-57>
- Lutz, M. J., & Halliday, B. R. (2002). Survey of current cementing techniques in total knee replacement. *ANZ Journal of Surgery*, 72(6), 437-439.
<https://doi.org/10.1046/j.1445-2197.2002.02449.x>
- Lützner, J., Lange, T., Schmitt, J., Kopkow, C., Aringer, M., Böhle, E., Bork, H., Dreinhöfer, K., Friederich, N., Gravius, S., Heller, K. D., Hube, R., Gromnica-Ihle, E., Kirschner, S., Kladny, B., Kremer, M., Linke, M., Malzahn, J., Sabatowski, R., . . . Günther, K. P. (2018). The S2k guideline: Indications for knee endoprosthesis : Evidence and consent-based indications for total knee arthroplasty. *Der Orthopäde*, 47(9), 777-781.
<https://doi.org/10.1007/s00132-018-3612-x>
- Magunia, P., & Keller, M. (2017). Auffrischkur für den OP. *Im OP*, 07(01), 36-39. <https://doi.org/10.1055/s-0042-118487>
- Mann, K. A., Ayers, D. C., Werner, F. W., Nicoletta, R. J., & Fortino, M. D. (1997). Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *Journal of Biomechanics*, 30(4), 339-346.
[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(96\)00164-9](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(96)00164-9)
- Mann, K. A., Werner, F. W., & Ayers, D. C. (1999). Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension. *Journal of Biomechanics*, 32(11), 1251-1254. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00107-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00107-4)
- Markus, N. (2010). Acrylic bone cements. *Acta Orthopaedica*, 81(sup341), 1-27.
<https://doi.org/10.3109/17453674.2010.487929>

- Marx, R., Qunaibi, M., Wirtz, D. C., Niethard, F. U., & Mumme, T. (2005). Surface pretreatment for prolonged survival of cemented tibial prosthesis components: full- vs. surface-cementation technique. *Biomedical Engineering Online*, 4, 61. <https://doi.org/10.1186/1475-925x-4-61>
- Matassi, F., Carulli, C., Civinini, R., & Innocenti, M. (2013). Cemented versus cementless fixation in total knee arthroplasty. *Joints*, 1(3), 121-125.
- McAlindon, T. E., Bannuru, R. R., Sullivan, M. C., Arden, N. K., Berenbaum, F., Bierma-Zeinstra, S. M., Hawker, G. A., Henrotin, Y., Hunter, D. J., Kawaguchi, H., Kwoh, K., Lohmander, S., Rannou, F., Roos, E. M., & Underwood, M. (2014). OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 22(3), 363-388. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.01.003>
- Mettelsiefen, J., Kirschner, S., Lützner, J., & Günther, K. P. (2011). Entwicklung der Knieendoprothetik, Indikation und sozioökonomische Gesichtspunkte. In D. C. Wirtz (Ed.), *AE-Manual der Endoprothetik: Knie* (pp. 47-55). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-12889-9_4
- Miller, M. A., Terbush, M. J., Goodheart, J. R., Izant, T. H., & Mann, K. A. (2014). Increased initial cement-bone interlock correlates with reduced total knee arthroplasty micro-motion following in vivo service. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2460-2466. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.016>
- Mumme, T., Marx, R., Qunaibi, M., Niethard, F. U., & Wirtz, D. C. (2006). Surface pretreatment for prolonged survival of cemented tibial prosthesis components: full- vs. surface-cementation technique. *Biomed Tech (Berl)*, 51(2), 95-102. <https://doi.org/10.1515/bmt.2006.017>
- Mündermann, A., Dyrby, C. O., D'Lima, D. D., Colwell, C. W., Jr., & Andriacchi, T. P. (2008). In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(9), 1167-1172. <https://doi.org/10.1002/jor.20655>
- Namba, R. S., Inacio, M. C., & Paxton, E. W. (2013). Risk factors associated with deep surgical site infections after primary total knee arthroplasty: an analysis of 56,216 knees. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 95(9), 775-782. <https://doi.org/10.2106/jbjs.L.00211>

- Naranje, S., Lendway, L., Mehle, S., & Gioe, T. J. (2015). Does operative time affect infection rate in primary total knee arthroplasty? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 473(1), 64-69. <https://doi.org/10.1007/s11999-014-3628-4>
- National Joint Replacement Registry, A. O. A. (2018). *2018 Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty Annual Report*.
- Niki, Y., Matsumoto, H., Otani, T., Tomatsu, T., & Toyama, Y. (2007). How much sterile saline should be used for efficient lavage during total knee arthroplasty? Effects of pulse lavage irrigation on removal of bone and cement debris. *Journal of Arthroplasty*, 22(1), 95-99. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2006.02.078>
- Olivecrona, C., Lapidus, L. J., Benson, L., & Blomfeldt, R. (2013). Tourniquet time affects postoperative complications after knee arthroplasty. *International Orthopaedics*, 37(5), 827-832. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-1826-4>
- Otto, M., Kriegsmann, J., Gehrke, T., & Bertz, S. (2006). Abriebpartikel: Schlüssel der aseptischen Prothesenlockerung? *Der Pathologe*, 27, 447-460.
- Pap, G., & Meinecke, I. (2011). Ätiologie und Pathogenese der Gonarthrose. In (pp. 33-46). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-12889-9_3
- Peersman, G., Laskin, R., Davis, J., Peterson, M. G., & Richart, T. (2006). Prolonged operative time correlates with increased infection rate after total knee arthroplasty. *The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery*, 2(1), 70-72. <https://doi.org/10.1007/s11420-005-0130-2>
- Pinskerova, V., Johal, P., Nakagawa, S., Sosna, A., Williams, A., Gedroyc, W., & Freeman, M. A. (2004). Does the femur roll-back with flexion? *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86(6), 925-931. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.86b6.14589>
- Pinskerova, V., Maquet, P., & Freeman, M. A. (2003). The anatomic literature relating to the knee from 1836 to 1917: an historic note. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(410), 13-18. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000063595.67412.7b>
- Pittman, G. T., Peters, C. L., Hines, J. L., & Bachus, K. N. (2006). Mechanical bond strength of the cement-tibial component interface in total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 21(6), 883-888. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2005.10.006>

- Refsum, A. M., Nguyen, U. V., Gjertsen, J.-E., Espehaug, B., Fenstad, A. M., Lein, R. K., Ellison, P., Høl, P. J., & Furnes, O. (2019). Cementing technique for primary knee arthroplasty: a scoping review. *Acta orthopaedica*, 90(6), 582-589. <https://doi.org/10.1080/17453674.2019.1657333>
- Robinson, R. P. (2005). The early innovators of today's resurfacing condylar knees. *Journal of Arthroplasty*, 20(1 Suppl 1), 2-26. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.11.002>
- Rosenberg, A. G., Barden, R. M., & Galante, J. O. (1990). Cemented and ingrowth fixation of the Miller-Galante prosthesis. Clinical and roentgenographic comparison after three- to six-year follow-up studies. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(260), 71-79.
- Ruchholtz, S., & Wirtz, D. C. (2019). *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials: Intensivkurs zur Weiterbildung*. Georg Thieme Verlag KG. <https://books.google.de/books?id=fFyZDwAAQBAJ>
- Saha, S., & Pal, S. (1984). Mechanical properties of bone cement: a review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 18(4), 435-462. <https://doi.org/10.1002/jbm.820180411>
- Schlegel, U., Püschel, K., Morlock, M., & Nagel, K. (2014). Effect of tibial tray design on cement morphology in total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 9, 123. <https://doi.org/10.1186/s13018-014-0123-2>
- Schlegel, U. J., Siewe, J., Delank, K. S., Eysel, P., Püschel, K., Morlock, M. M., & de Uhlenbrock, A. G. (2011). Pulsed lavage improves fixation strength of cemented tibial components. *International Orthopaedics*, 35(8), 1165-1169. <https://doi.org/10.1007/s00264-010-1137-y>
- Schmitt, J., Lange, T., Günther, K. P., Kopkow, C., Rataj, E., Apfelbacher, C., Aringer, M., Böhle, E., Bork, H., Dreinhöfer, K., Friederich, N., Frosch, K. H., Gravius, S., Gromnica-Ihle, E., Heller, K. D., Kirschner, S., Kladny, B., Kohlhof, H., Kremer, M., . . . Lützner, J. (2017). Indication Criteria for Total Knee Arthroplasty in Patients with Osteoarthritis - A Multi-perspective Consensus Study. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 155(5), 539-548. <https://doi.org/10.1055/s-0043-115120>
- Schroer, W. C., Berend, K. R., Lombardi, A. V., Barnes, C. L., Bolognesi, M. P., Berend, M. E., Ritter, M. A., & Nunley, R. M. (2013). Why are total knees

failing today? Etiology of total knee revision in 2010 and 2011. *Journal of Arthroplasty*, 28(8 Suppl), 116-119.

<https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.04.056>

Shepard, M. F., Kabo, J. M., & Lieberman, J. R. (2000). Influence of Cement Technique on the Interface Strength of Femoral Components. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 381, 26-35.

https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/2000/12000/Influence_of_Cement_Technique_on_the_Interface.4.aspx

Søballe, K., Hansen, E. S., H, B. R., Jørgensen, P. H., & Bünger, C. (1992). Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(2), 285-299. <https://doi.org/10.1002/jor.1100100216>

Statistisches Bundesamt. (2020). *Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) - Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten der Krankenhäuser (4-Steller) 2019*

https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Publikationen/Downloads-Krankenhaeuser/operationen-prozeduren-5231401197014.pdf?__blob=publicationFile

Sueyoshi, T., Small, S. R., Elliott, J. B., Gibbs, G. E., Seale, R. B., & Ritter, M. A. (2017). Mechanical Strength of the Proximal Tibia Following Total Knee Arthroplasty: A Cadaveric Study of Resection Depth and Bone Density. *Surgical Technology International*, 31, 170-176.

Todo, S., Kadoya, Y., Moilanen, T., Kobayashi, A., Yamano, Y., Iwaki, H., & Freeman, M. A. (1999). Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(362), 162-170.

Ueng, S. W. N., Hsieh, P.-H., Shih, H.-N., Chan, Y.-S., Lee, M. S., & Chang, Y.

(2012). Antibacterial activity of joint fluid in cemented total-knee arthroplasty: an in vivo comparative study of polymethylmethacrylate with and without antibiotic loading. *Antimicrobial agents and chemotherapy*, 56(11), 5541-5546. <https://doi.org/10.1128/AAC.01067-12>

- Vaishya, R., Chauhan, M., & Vaish, A. (2013). Bone cement. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 4(4), 157-163.
<https://doi.org/10.1016/j.jcot.2013.11.005>
- Vanlommel, J., Luyckx, J. P., Labey, L., Innocenti, B., De Corte, R., & Bellemans, J. (2011). Cementing the tibial component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *Journal of Arthroplasty*, 26(3), 492-496.
<https://doi.org/10.1016/j.arth.2010.01.107>
- Vertullo, C. J., & Davey, J. R. (2001). The effect of a tibial baseplate undersurface peripheral lip on cement penetration in total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 16(4), 487-492. <https://doi.org/10.1054/arth.2001.22270>
- Vince, K. G., Insall, J. N., & Kelly, M. A. (1989). The total condylar prosthesis. 10- to 12-year results of a cemented knee replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 71(5), 793-797. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.71b5.2584249>
- Waesche, R. M., Hinz, J., Bleeker, F., Sliwa, B., Popov, A., Schmidt, C. E., & Bauer, M. (2016). OR minute myth : Guidelines for calculation of DRG revenues per OR minute. *Der Anästhesist*, 65(2), 137-147.
<https://doi.org/10.1007/s00101-015-0124-5>
- Walker, P. S., Soudry, M., Ewald, F. C., & McVickar, H. (1984). Control of cement penetration in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(185), 155-164.
- Wang, Q., Goswami, K., Shohat, N., Aalirezaie, A., Manrique, J., & Parvizi, J. (2019). Longer Operative Time Results in a Higher Rate of Subsequent Periprosthetic Joint Infection in Patients Undergoing Primary Joint Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 34(5), 947-953.
<https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.01.027>
- Webb, J. C., & Spencer, R. F. (2007). The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 89(7), 851-857. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.89b7.19148>
- Werner, F. W. (2012). Erste Hilfe für das Herzstück. *Deutsches Ärzteblatt International*, 50.
- Wessinghage, D. (1991). Themistocles Gluck. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 129(05), 383-388. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1040261>

- Westrich, G. H., Laskin, R. S., Haas, S. B., & Sculco, T. P. (1994). Resection specimen analysis of tibial coverage in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(309), 163-175.
- Wirtz, D. C., Fischer, H., Zilkens, K. W., Niethard, F. U., & Marx, R. (1999). Optimizing the bone cement-implant interface by hydrolysis-resistant conditioning of the metal surface. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, 137(5), 447-451. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1037389>
- Wirtz, D. C., Lelgemann, B., Jungwirth, F., Niethard, F. U., & Marx, R. (2003). A new method to optimize the adhesion between bone cement and acetabular bone in total hip arthroplasty. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, 141(2), 209-216. <https://doi.org/10.1055/s-2003-38661>
- Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ*, 81(9), 646-656.

Danksagung

Herrn Priv.-Doz. Dr. Florian Pohlig gebührt besondere Dankbarkeit für die Vergabe des Themas, engagierte Betreuung und tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit. Er war immer zur Stelle, um mich bei meinen ersten Schritten in der Forschung zu begleiten und mir eine wissenschaftliche Sichtweise zu vermitteln. An dieser Stelle möchte ich mich auch bei Herrn Univ.-Prof. Dr. Rüdiger von Eisenhart-Rothe bedanken, der mich in seine Abteilung für Orthopädie am Klinikum rechts der Isar aufgenommen hat und mir die Möglichkeit gab, in der orthopädischen Forschung zu promovieren.

Bei dieser Gelegenheit möchte ich allen Mitarbeitern der Abteilung für experimentelle Orthopädie großen Dank aussprechen, die mich mit Erklärungen, Ideen und konstruktiven Gesprächen auf dem Weg zu einer erfolgreichen Promotion begleitet haben. Besonders bedanken möchte ich mich außerdem bei Herrn Jan Lang für seine tatkräftige Unterstützung bei den biomechanischen Messungen.

Mein herzlicher Dank gilt nicht zuletzt meiner Familie und meinen Freunden für ihre Geduld und Ermutigung während der gesamten Arbeit an dieser Dissertation.