

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wirbelsäulenchirurgie  
am RoMed Klinikum Rosenheim  
Lehrkrankenhaus der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorstand: Prof. Dr. med. Gerd Regel

**Einfluss der Art der Unterfütterung der Impressionszone nach  
lateralem Tibiakopf Impressionsspaltbruch**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von Daniel Darga  
aus Rosenheim  
2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichtersteller:

Prof. Dr. Gerd Regel

Mitberichtersteller:

Prof. Dr. Dr. Eric Hesse  
PD Dr. Christian Prall

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 02.12.2021

Gewidmet  
meinen Töchtern  
Theresa(†) und Hannah

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>.....</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>9</b>
1.1 Historische Gesichtspunkte zur Versorgung von Tibiakopffrakturen .....	9
1.1.1 Historische Entwicklung der Art der Versorgung .....	9
1.1.2 Entwicklung der operativen Versorgung bei Tibiakopffrakturen .....	12
1.1.3 Historie der Untersuchungen zur Wertigkeit von Transplantaten .....	19
1.1.4 Nomenklatur von Transplantaten .....	23
1.2 Komplexität der Tibiakopfimpressionsbrüche .....	24
1.2.1 Zerstörung des lateralen Gelenkspfeylers am Tibiakopf (Knochen) .....	24
1.2.2 Zerstörung der lateralen Gelenkfläche (Knorpel) .....	24
1.2.3 Zerstörung der Binnenstrukturen (Bänder und Menisci) .....	24
1.2.4 Achsenfehlstellung .....	24
1.2.5 Verlust der mechanischen Beinachse und dessen Folgen .....	25
1.2.6 Einteilung von Tibiakopffrakturen .....	26
1.2.6.1 Einteilung nach Schatzker .....	26
1.2.6.2 Einteilung nach AO-Klassifikation .....	27
1.3 Zur Defektauffüllung eingesetzte Materialien .....	31
1.3.1 Spongiosa - der Goldstandard .....	31
1.3.2 Kortikospongiöse Späne .....	32
1.3.3 Keramik: Granulat, Blöcke und Zylinder .....	33
1.3.4 Composite-Graft - Mischung aus Spongiosa und Keramik .....	34
1.3.5 Andere Materialien .....	35
1.3.5.1 Kalziumsulfat .....	35
1.3.5.2 Bioaktives Glas .....	35
1.3.5.3 Kalziumphosphatzemente .....	35
1.4 Einfluss der Unterfütterung auf die Erhaltung der Gelenkkonfiguration .....	37
1.4.1 Ernährung des Gelenkknorpels durch subchondrale Spongiosa .....	37
1.4.2 Integration der Unterfütterung in den metaphysären Knochen .....	38
1.4.2.1 Spongiosa .....	39
1.4.2.2 Corticospongiöse Späne .....	39
1.4.2.3 Keramische Transplantate .....	40
1.4.2.4 Composite Graft .....	40
1.5 Fragestellungen .....	41

<b>2 Methodik, Patientenkollektiv und Untersuchungsgrößen</b> .....	<b>42</b>
2.1 Anzahl der Patienten, Untersuchungszeitraum, Nachuntersuchungs-Kollektiv, Gruppenbildung .....	42
2.2 Methode der operativen Versorgung - lateraler Tibiakopf-Impressionsspaltbruch ..	45
2.3 Klinische Nachuntersuchung .....	48
2.4 Beurteilung des funktionellen Ergebnisses .....	48
2.4.1 Lysholm-Score .....	49
2.4.2 WOMAC 3.1-Score .....	49
2.4.3 Tegner-Score.....	49
2.5 Ganganalyse .....	50
2.6 Radiologische Untersuchung .....	51
2.6.1 Ganzbeinaufnahme.....	51
2.6.2 Knie in zwei Ebenen .....	54
2.7 Auswertung und Statistik .....	57
<b>3 Ergebnisse</b> .....	<b>58</b>
3.1 Gesamtkollektiv .....	58
3.1.1 Verteilung von Geschlecht und Alter .....	58
3.1.2 Zeitspanne von der Operation bis zur Untersuchung .....	60
3.1.3 BMI (Body-Mass-Index) .....	61
3.1.4 Gruppenverteilung .....	62
3.2 Klinische Ergebnisse .....	64
3.2.1 Beugung .....	64
3.2.2 Streckung .....	65
3.2.3 Kniegelenkserguss.....	65
3.2.4 Druckschmerz am Kniegelenk.....	66
3.2.5 Meniskuszeichen .....	66
3.2.6 Muskelatrophie .....	66
3.2.7 Genu valgum .....	67
3.2.8 Bänderinstabilität .....	67
3.3 Funktionelle Ergebnisse .....	67
3.3.1 Lysholm-Score .....	67
3.3.2 WOMAC 3.1-Score .....	70
3.3.3 Tegner-Aktivitätsskala.....	74
3.3.3.1 Vor Ereignis der lateralen Tibiakopffraktur .....	74
3.3.3.2 Postoperativ, nach Ereignis der lateralen Tibiakopffraktur.....	75
3.3.3.3 Differenz von prätraumatischem und postoperativem Tegner Aktivitätsniveau .....	77
3.3.4 Korrelation der funktionellen Ergebnisse.....	78

3.4	Ganganalyse .....	79
3.5	Achsendeviation .....	83
3.5.1	Mechanische Beinachse (Mikulicz-Linie).....	83
3.5.2	mTFA (mechanischer tibio-femoraler Winkel) .....	89
3.5.3	Anatomische Beinachse.....	95
3.5.4	Korrelation der Beinachsen-Vermessung .....	101
3.5.5	Einfluss auf die Entwicklung einer Gonarthrose .....	102
3.5.6	Einfluss auf das funktionelle Ergebnis.....	102
3.5.7	Einfluss auf das klinische Ergebnis .....	103
3.6	Radiologische Ergebnisse .....	104
3.6.1	Posttraumatische Arthrose.....	104
3.6.2	Knöcherne Integration der Unterfütterungsmaterialien .....	107
3.6.2.1	Einfluss auf die Beinachse .....	110
3.6.2.2	Einfluss auf die Entwicklung einer Gonarthrose .....	111
3.6.2.3	Einfluss auf das funktionelle Ergebnis.....	112
3.6.2.4	Einfluss auf das klinische Ergebnis .....	114
3.6.3	Nachsinterung des lateralen Tibiakopfplateaus .....	115
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>116</b>
4.1	Diskussion der Methodik und des Materials .....	116
4.1.1	Studienkollektiv .....	116
4.1.2	Retrospektive Analyse .....	117
4.1.3	Klinische Untersuchung .....	118
4.1.4	Funktionelle Scores .....	120
4.1.5	Ganganalyse.....	121
4.1.6	Methoden der radiologischen Evaluation .....	122
4.1.6.1	Evaluation der posttraumatischen Arthrose.....	122
4.1.6.2	Knöcherne Integration des Unterfütterungsmaterials .....	122
4.1.6.3	Nachsinterung des lateralen Tibiakopfplateaus .....	123
4.1.6.4	Ganzbeinaufnahme.....	124
4.2	Diskussion der Ergebnisse .....	125
4.2.1	Alter und Geschlecht.....	125
4.2.2	Klinische Ergebnisse.....	125
4.2.3	Funktionelle Ergebnisse.....	126
4.2.4	Ganganalyse.....	129
4.2.5	Achsendeviation .....	130
4.2.5.1	Mechanische Achse (Mikulicz-Linie) .....	132
4.2.5.2	Mechanischer tibio-femoraler Winkel .....	133
4.2.5.3	Anatomische Beinachse.....	134

4.2.6	Radiologische Ergebnisse.....	135
4.2.6.1	Posttraumatische Arthrose.....	135
4.2.6.2	Knöcherne Integration des Unterfütterungsmaterials .....	137
4.2.6.3	Nachsinterung des lateralen Tibiakopfplateaus.....	141
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>145</b>
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerung.....</b>	<b>149</b>
<b>7</b>	<b>Anlagen .....</b>	<b>151</b>
7.1	Anlage 1: Lysholm-Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist).....	151
7.2	Anlage 2: WOMAC-Score 3.1 .....	153
7.3	Anlage 3: TAS - Tegner activitiy scale (Tegner Aktivitätsstatus) .....	154
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>155</b>
<b>9</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>182</b>
<b>10</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>186</b>
<b>11</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>188</b>
<b>12</b>	<b>Eidesstattliche Versicherung.....</b>	<b>189</b>

---

## Abkürzungsverzeichnis

A/O .....	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BMI .....	Body-Mass-Index
BMP .....	Bone Morphogenetic Protein
cm .....	Zentimeter
CT .....	Computertomographie
HA .....	Hydroxylapatit
ICD .....	International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems
JAMA .....	Journal of the American Medical Association
kg .....	Kilogramm
m <sup>2</sup> .....	Quadratmeter
MAD .....	Mechanical axis deviation
Max. ....	Maximum
Min. ....	Minimum
mm .....	Millimeter
MRT .....	Magnetresonanztomographie
mTFA .....	mechanischer Tibia-Femur-Winkel
ROM .....	Range of motion
TAS .....	Tegner-Activity-Scale
TCP .....	Tricalciumphosphat
WOMAC .....	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
β-TCP .....	β-Tricalciumphosphat

# 1 Einleitung

## 1.1 Historische Gesichtspunkte zur Versorgung von Tibiakopffrakturen

Zum besseren Verständnis des aktuellen Stands der Wissenschaft, bezüglich der komplexen Versorgung von Tibiakopffrakturen und auch der weiteren Forschung darüber, ist die Kenntnis der historischen Gegebenheiten unerlässlich.

### 1.1.1 Historische Entwicklung der Art der Versorgung

Vor Einführung der Röntgendiagnostik in den Jahren 1896 und 1897 [1] wurden in der Literatur Tibiakopffrakturen noch selten beschrieben [2]. In der zweiten und dritten Dekade des 19. Jahrhunderts beschrieben 1819 Alexis Boyer [3] und 1828 Adolph Leopold Richter [4] erstmalig „Brüche am oberen Schienbeinende“. Zuvor wurde in der Literatur bis hin zu Hippokrates (etwa 400 vor Christus) nur von „Unterschenkel-, Schienbein- und Wadenbrüchen“ gesprochen [5]. Anschaulich beschreibt der Chirurg William Thomson 1884 den Stand der Forschung bezüglich der Genese und den Folgen von „Trümmerbrüchen des Tibiakopfes“ und den damit verbundenen Austausch mit Kollegen. Wissenschaftlich fundierte medizinische Kenntnisse über das Frakturgeschehen der proximalen Tibia erlangte man Ende des 19. Jahrhunderts noch weitestgehend post mortem im Rahmen von Sektionen in der Pathologie [6]. Erst mit der Zunahme des motorisierten Verkehrs, und den damit vermehrten Unfällen, gewann die Tibiakopffraktur in der operativen Versorgung von Verletzungen an Relevanz. In diesem Zuge verlor auch die klassische Ursache der Tibiakopffraktur „Sturz aus der Höhe“ im Verhältnis an Bedeutung [5,7,8,9,10,11]. In der Literatur werden Tibiakopffrühe auch bei eigentlichen Bagatelltraumen, also auch bei langsamen jedoch unphysiologischen Bewegungsabläufen, beschrieben [12].

Einen umfangreichen historischen Überblick zur Erkennung der Schienbeinkopffrühe und zur Behandlung in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts liefert Thiele 1968 [5]. Kontrovers diskutiert werden Behandlungsschemata einerseits im Bereich der konservativen Therapie und andererseits im operativen Bereich. Thiele zeigt auf, dass der rein konservativen Behandlung weitestgehend der Vorzug gegeben wurde und schildert zudem die umfangreichen, sich häufig differierenden, Behandlungsoptionen im konservativen Lager. Die Bandbreite erstreckt sich von Ganzbein-Gips für viele Wochen, also eine völlige Ruhigstellung, bis hin zu frühzeitigen Bewegungsübungen passiver und aktiver Natur, sogar mit Teilbelastung [5]. Ein operatives Vorgehen kam in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts hauptsächlich bei unzureichend verheilten Schienbeinkopffrühen zum Einsatz kam, gerade wenn sich Achsendeviationen zeigten. Thiele [5] gibt in seiner Übersichtarbeit von 1968 an, dass maximal 20% der Frakturen des Schienbeinkopfes operativ versorgt wurden. Erst nach 1930 schließen sich immer mehr

Operateure der Vorgehensweise an, gerade bei imprimierter Gelenkfläche, diese „blutig zu heben und zu unterfüttern“ [5].

1933 beschreibt der amerikanische Chirurg Forrester ein ursprünglich von Lorenz Böhler [13] in Wien erfundenes Gerät zur Einrichtung einer dislozierten Tibiakopffraktur. Der sogenannte Redresseur (wörtlich übersetzt aus dem Französischen „Gleichrichter“) wurde im Rahmen der konservativen Therapie zur Optimierung der Stellung der Bruchstücke einer mehrfragmentären Schienbeinkopffraktur verwendet [14].

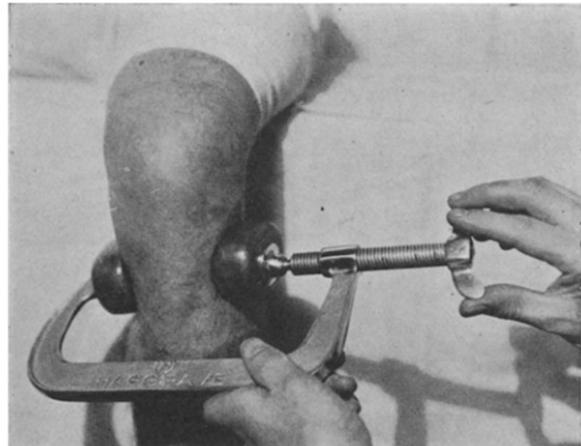
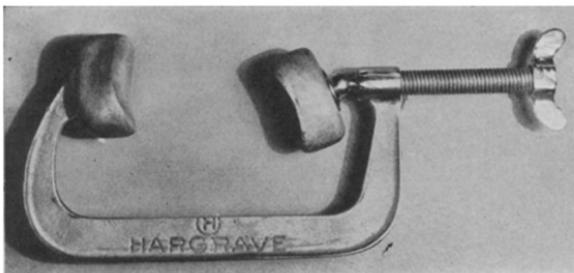


Abbildung 1: Von Forrester 1933 eingesetzt: der ursprünglich von Lorenz Böhler [13] entwickelte „Redresseur“ [14].

Keyser formuliert 1938 in einer Übersichtsarbeit zu Tibiacondylenbrüchen die Uneinigkeit über das therapeutische Vorgehen. Er hält fest, dass das konservative Vorgehen im Vordergrund steht. Eine operative Versorgung bleibt den Zuständen mit einer unzureichenden Stellung der ursprünglichen Fragmente vorbehalten. Er konstatiert zudem, die Prognose ist hauptsächlich vom Körpergewicht des Patienten und nicht von dessen Alter oder der Art der Fraktur abhängig [15].

1952 berichten Salem und Wurnig [16] über ihre guten Ergebnisse bei konservativer Therapie. Sie schlussfolgern, dass „die Indikation zur Operation wegen der guten Erfolge bei konservativer Behandlung nur eine relative sein kann“.

Im Jahre 1953 schildert Junghanns [17] auf der 70. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie wie uneins sich die verschiedenen Chirurgen über die optimale Therapie der Tibiakopffrakturen sind. Er sieht die verschiedenen Therapieformen sogar im „Wettstreit“. Neben geringen Fallzahlen moniert Junghanns die unzureichenden Erfahrungswerte einzelner Operateure. Einigkeit besteht insoweit darin, dass bei besonderen Bruchformen, gerade beim sogenannten „Eindellungsbruch“ der Gelenkfläche, diese zu heben und gegen erneutes Absinken zu sichern ist. Eindeutig zur Unterfütterung abgelehnt werden Metallteile, Elfenbeinstifte oder Metallschrauben, da sie sich nicht gut bewährt haben. Als Unterpolsterung schlägt Junghanns [17] Knochenstücke vom Patienten selbst oder aus einer Knochenbank vor.

Ebenso 1953 beschreibt Kuhlmann [18], dass bei Schienbeinkopfbrüchen so zurückhaltend wie möglich vorgegangen werden soll. Die operative Behandlung bleibt nur besonderen Bruchformen vorbehalten. Oberstes Ziel soll jedoch die weitestgehende Wiederherstellung der Gelenkfläche sein, um für eine spätere Belastung optimale statische Verhältnisse zu schaffen. Noch 1955 fasst Josef Ender [19] zusammen, dass aus der Erfahrung heraus ca. 80% aller unicondylären Schienbeinkopfbrüche bei konservativer Behandlung ohne „Achsenknickungen“ ausheilen. Im Gegenzug betont Ender [19], dass die operativ zu versorgenden anderen 20% typischerweise die Brüche mit imprimierten Gelenksflächen darstellen, die gehoben und mit einem Knochenspan unterfüttert werden müssen.

1961 schildert Aufranc et al [20] ein konservatives Behandlungsschema bei lateraler Tibiakopffraktur im Rahmen der Vorstellung der „Fraktur des Monats“. In der Fallstudie ziehen verschiedene zu Wort kommende Experten die konservative Therapie der operativen, trotz einer Impression der lateralen Gelenkfläche von bis zu 13 mm, vor.

Die schwedischen Chirurgen Rasmussen und Sørensen [21] nehmen 1973 klar von einer operativen Versorgung Abstand und einer damit verbundenen langzeitigen Immobilisation. Diese Ausrichtung treffen die Autoren trotz ihres Patientenguts von 40 Patienten mit einer Depression des lateralen Tibiakopfflateaus zwischen 5 und 20 mm. Die Untersucher stellen aber klar, dass keiner der Patienten eine initiale posttraumatische Instabilität aufwies. Bei allen Patienten bezeichnen die Autoren die frühfunktionellen Ergebnisse als exzellent. Auch bei einer Nachuntersuchung nach durchschnittlich 6 Jahren fanden sich bei 94% der nachuntersuchten Patienten akzeptable Ergebnisse.

1990 finden Jensen et al [22] beim retrospektiven Vergleich der konservativen mit der operativen Therapie heraus, dass es keine signifikanten Unterschiede in den funktionellen Ergebnissen gibt. Außerdem benennt Jensen die deutlich kürzere Liegedauer im Krankenhaus bei operativer Versorgung im Vergleich zur konservativen als zentrales Ergebnis. Trotz der gleichwertigen funktionellen Ergebnisse, egal ob konservativ oder operativ behandelt wurde, vermuten Jensen et al [22], dass die konservative Behandlung zukünftig nur Zuständen vorbehalten sein wird, bei denen die Operation vom Patienten unerwünscht ist.

Blum et al [23] hinterfragen 2000 die konservativen Behandlungsverfahren in der Unfallchirurgie und Orthopädie. Explizit legen sich die Autoren darauf fest, dass sich Tibiakopffrakturen aufgrund des Behandlungsziels, möglichst anatomische Gelenkverhältnisse zu schaffen, in der Regel nicht oder nur in Ausnahmefällen für konservative Therapien eignen.

### 1.1.2 Entwicklung der operativen Versorgung bei Tibiakopffrakturen

Einer der ersten Berichte über eine offene Einrichtung eines Schienbeinkopfbruchs stammt von Riedl aus dem Jahre 1907 [24]. Über das Anheben einer imprimierten Gelenkfläche berichtet Katzenstein im Jahre 1914 [25]. Im Jahre 1922 meldet Erich Lexer die erfolgreiche Therapie eines „Schlotterknies“ mit Valgusdeformität mittels Spanunterfütterung eines operativ angehobenen lateralen Tibiakopfplateaus [26]. 1929 schlug Hultén [27] vor, bei Impressionsbrüchen des „äußeren Schienbeinknorrens das Imprimat blutig zu heben“. Er empfahl die Defektzone mit einer sogenannten Gipsplombe auszufüllen. Im Jahre 1932 änderte Hultén seine Meinung hin zur Unterfütterung mit Knochenspänen [28,29].

Lee [30] fordert 1931 gründliche Überlegungen zur Entscheidungsfindung, ob ein fragmentierter Tibiakopf offen reponiert oder konservativ behandelt werden sollte. Er führt an, grundsätzlich sollten gelenknahe Frakturen offen reponiert werden, wodurch eine genaue Inspektion und bestmögliche Reposition der Fragmente möglich ist. Die frühzeitige Mobilisierung steht für Lee [30] an erster Stelle. Nichtsdestotrotz warnt er sehr reflektiert davor voreilig zu operieren. Ein Versuch konservativ zu reponieren wäre immer möglich. Kurios erscheint aus heutiger Sicht der Vorschlag, bei einem verschobenen lateralen Tibiakopf-Fragment, durch einen Schlag mit einem schweren Hammer einen Repositionsversuch durchzuführen. Lee [30] ergänzt, man sollte Filz als Schutz vor Gewebeschäden verwenden. Über eigene Anstrengungen, die Gelenkfläche zu heben und die entstehenden Hohlräume zu unterfüttern, spricht Lee nicht. Er erwähnt jedoch kollegiale Beobachtungen bei Lorenz Böhler [13], der die Gelenkfläche durch Einbringen von Instrumenten unterhalb des Gelenkniveaus im Ganzen anhebt. Das gewählte Vorgehen hängt laut Lee [30] letztendlich vom Grad der Fragmentierung des Schienbeinkopfes, dem Alter des Patienten und den vorhandenen arthritischen Veränderungen ab.

Becker [31] beschreibt im Jahre 1934 durchgeführte Unterfütterungen von Knochendefekten mit Elfenbeinbolzen, ebenso wie Buttermann 1937 [32]. Lichtenauer führt 1938 aus, bei Operationen einen Knochenspan aus der Tibiacorticalis desselben Beins zur Abstützung der gehobenen Gelenkfläche verwendet zu haben [33]. Lippmann [34] sieht sich 1951 als Erstbeschreiber einer autologen Corticalis-Span Implantation zur Abstützung der gehobenen Gelenkfläche, welche zuvor traumatisch imprimiert worden war.

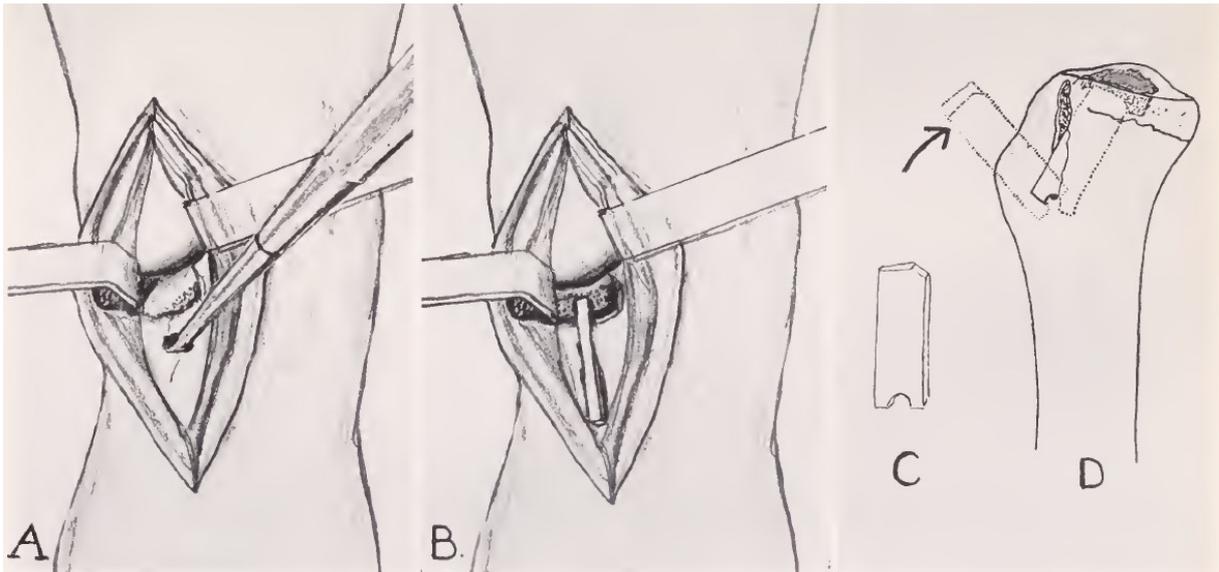


Abbildung 2: autologe Corticalis-Span Implantation nach Lippmann 1951 [34]

- a) Anhebung der gestauchten Anteile des lateralen Tibiacondylus
- b) Endgültige Position der kortikalen Strebe
- c) Form des Corticalis-Spans
- d) Eingehakte Einbringung des Spans als Stützpfiler für die gehobene Gelenkfläche

Max Lange [35] zeichnet 1951 das Bild einer Rekonstruktion des Tibiakopfes nach schlecht verheilten Tibiakopfbrüchen. Eine Stufenbildung gleicht Lange durch Unterlegen von autologen Knochenkeilen, entnommen aus der gleichseitigen Tibia, nach dem Aufbiegen der Gelenkfläche und mit Hilfe eines seitlich eingetriebenen Meißels, aus. Posttraumatisch verbreiterte Tibiaköpfe geht Lange operativ an, indem er den entsprechenden lateralen Condylus abmeißelt und mit Schrauben und Gegenmutter an höherliegender Stelle wieder befestigt. Es gilt darauf zu achten, dass die mediale und laterale Kniegelenkfläche eine einheitliche Ebene bilden. Lange fasst die Ergebnisse mit den genannten Techniken als eindrucksvoll zusammen.

Wilson und Jacobs [36] bedienen sich 1952 bei insgesamt 8 Patienten der Patella des verletzten Beins und pflanzen einen Teil dieser in die schwer deprimierte laterale Gelenkfläche ein. In Ihrem Bericht betonen Wilson und Jacobs [36], dass diese Operationsmethode nur den schwer imprimierten oder gar zerstörten Gelenkflächen vorbehalten sein sollte. Titze berichtet 1962 [37] erneut über den Gelenkflächenersatz mittels autologem Patellatransplantat. Jacobs [38] untersuchte 1965 die Patienten aus dem Jahre 1952 und stellte fest, dass die freien Patellatransplantate histologisch unauffällig eingehellt und sogar revaskularisiert waren.

Baumgartl [39] schreibt 1964 als Indikation zur Operation kämen nur Tibiakopfbrüche infrage, bei denen die Fragmente durch konservative Maßnahmen nicht reponiert oder fixiert werden können. Dabei geht er insbesondere auf Brüche mit Gelenkflächenimpressionen ein, die zum Teil mit Steinmann-Nägeln [40] wieder gehoben werden können. Gelingt dies nicht, so müsse offen reponiert werden. Zum Einsatz kommen dann Knochenspäne zur Unterfütterung, gekreuzte Bohrdrähte und Spongiosaschrauben. Selbstkritisch bezeichnet Baumgartl [39] die

Ergebnisse bei Impressionsspaltbrüchen mit erfolgter Hebung der Gelenkfläche als weniger günstige Resultate.

Erich Jonasch [41,42] benennt seine 1965 durchgeführte Operation einer Impressionsfraktur des lateralen Tibiakopfes als Erstbeschreibung. Über ein Fenster in der Corticalis der medialen Seite der Tibia gelingt unter Zuhilfenahme eines „Stopfeisens, welches einen Durchmesser von 8 bis 10 mm haben muss“, die Wiederherstellung der Kongruenz der Gelenkfläche. Der entstandene Hohlraum wird mit „Bankspongiosa“, also allogener Spongiosa, einer angelegten Knochenbank aufgefüllt.

Jörg Böhler [8] fordert 1965 bei tiefen Impressionen ebenso die Hebung der eingedrückten Gelenkfläche und die nachfolgende Auffüllung des Hohlraums, entweder mit autogenem oder mit allogenen Knochen. Ein operatives oder konservatives Vorgehen hängt wesentlich davon ab, um welche Bruchform es sich handelt.

Kuss [43] orientiert sich 1967 bei der Osteosynthese im Rahmen einer Tibiakopffraktur an den standardisierten Methoden der Schweizer Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen [44,45]. Kuss [43] setzt beim Auffüllen von Spongiosadefekten auf den sogenannten Kieler Knochenspan [46,47]. Die Fixierung der gehobenen Gelenkfläche nimmt Kuss mit mindestens 2 Spongiosaschrauben vor.

Plaue [48] bestätigt 1967 die zuvor gemachten guten Erfahrungen bei der Versorgung von Impressionsfrakturen durch eine freie Patellatransplantation. Er reüssierte bei insgesamt 4 operierten Patienten und gab an, dass das durchgeführte Verfahren sowohl für die primäre Versorgung als auch für den sekundären Ersatz der zerstörten Tibiagelenkfläche geeignet sei. Auch Brückner [49] berichtet 1967 über die erfolgreiche Operation schwerster Tibiakopfbrüche mit autologer Patella.

Im Jahre 1969 berichten Zifko und Vlasich [50] über ihre Erfahrungen bei der Behandlung von über 400 Schienbeinkopfbrüchen aus den Jahren 1956 bis 1960. In nur 12% der Fälle wurde operativ behandelt, imprimierte Gelenkflächen mit einem Flachmeißel gehoben, mit autogenem oder allogenen Knochenspan unterfüttert und mit Drähten oder Condylenschrauben fixiert. Bezogen auf ihre Ergebnisse ziehen die Autoren das Resümee, dass eine Erweiterung der Indikation zur Operation nicht gerechtfertigt sei, gerade wenn alle konservativen Behandlungsmaßnahmen ausgeschöpft werden.

Muggler et al [28] stellen in einer Übersichtarbeit den Wissensstand im Jahre 1978 dar. Muggler setzt sich umfangreich und kritisch mit den vorhandenen Therapieoptionen auseinander. Muggler selbst kommt zum Schluss, dass die operative Herangehensweise, allen voran bei Depressions- und Impressionsfrakturen, unbedingt durchgeführt werden sollte. Als Unterfütterungsmaterial empfiehlt Muggler die autogene Spongiosa, die dem vorderen Beckenkamm, dem gleichseitigen Trochanter major oder auch aus dem hinteren Beckenkamm entnommen werden kann. Alternativen Materialien, wie dem Kieler Span, erteilt der Autor eine

klare Absage. Muggler setzt regelmäßig bewegungsstabile Lösungen mit T- oder L-Platten ein. Die Argumentation bezüglich der Bevorzugung der operativen Therapie stützt Muggler vor allem auf die Zielsetzung, eine exakte und stabile Gelenkfläche und eine anatomische Tibiakopfrekonstruktion erreichen zu müssen, um bestmögliche funktionelle Ergebnisse zu erhalten.

1979 werfen Gossling und Peterson [51] eine weitere Versorgungsmethode bei lateral deprimierter Gelenkfläche des Tibiakopfes auf. Ein Knochenspan, gewonnen durch die Eröffnung eines Knochenfensters am Tibiakopf, wird direkt unterhalb der Gelenkfläche eingebracht. Der resezierte Fibulakopf dient als Unterfütterungsmaterial. Fixiert wird der Span und der Fibulakopf mittels sogenannter Knowles pins [52]. Die Ergebnisse in allen 18 Fällen werden als zufriedenstellend bezeichnet [51].

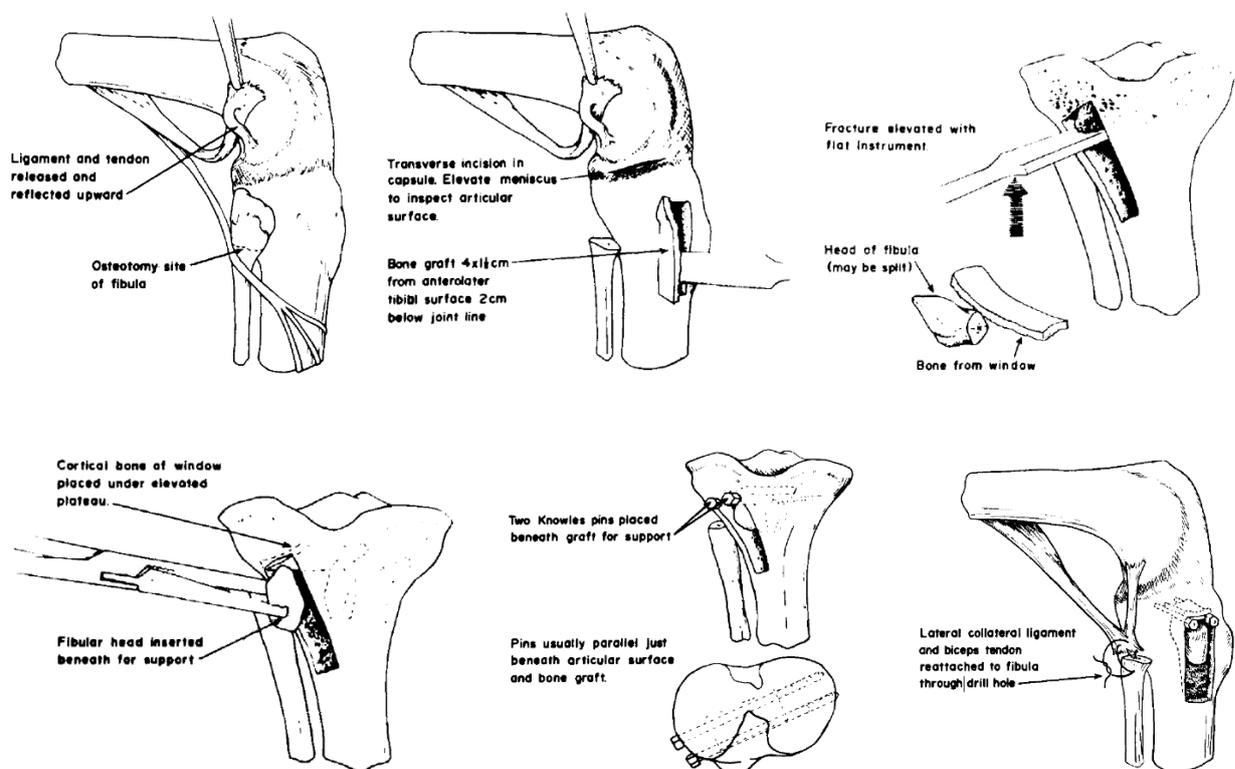


Abbildung 3: OP-Verfahren nach Gossling und Peterson 1979 [51]

Heberer und Schweiberer [53] beschreiben 1981, dass sich die operative Therapie bei der therapeutisch und prognostisch weiterhin als Problemfraktur bezeichneten Tibiakopffraktur durchgesetzt hat.

Karpinski und Botting [54] äußern sich 1983 zu drei Fällen, in denen die Patella als Gelenkflächenersatz diente. Zusammenfassend halten die Autoren fest, dass die Operationsmethode ein schmerzfreies, stabiles und weitaus normal bewegliches Kniegelenk hervorbringen kann.

Tscherne und Lobenhoffer [55] lassen 1995 die konservative Therapie nur bei nicht dislozierten Fragmenten und stabilen Bandstrukturen zu. Im Gegenzug müssen alle verschobenen Plateaufrakturen, verletzte Bandstrukturen, imprimierte Gelenkflächen und Achsabweichungen als Unfallfolge operativ angegangen werden. Ein imprimiertes Tibiaplateau sollte durch ein Corticalisfenster mit einem Instrument angehoben werden. Der entstehende Hohlraum muss mit Knochenmaterial gefüllt werden. Dabei greifen die Autoren auf die Knochenbank mit allogenen Knochenmaterial zurück und erzielen dabei nach eigener Feststellung exzellente Ergebnisse.

1995 bezeichnen Koval und Helfet [56] die spezifischen Indikationen für ein offenes oder konservatives Vorgehen weiterhin als kontrovers. Als allgemein anerkannte Übereinkunft erkennen die Autoren die Indikation zur operativen Intervention an, sofern eine Varus- oder Valgusinstabilität  $>10^\circ$  vorliegt. Zur Unterfütterung nach der Anhebung der imprimierten Gelenkfläche finden autogene Spongiosa aus dem Beckenkamm oder autogene corticospongiöse Blöcke ihre Anwendung. Erwähnt werden auch allogene und auch synthetische Transplantate, ohne jedoch näher auf diese einzugehen.

Hertel [57] akzeptiert 1997 die konservative Behandlung bei nicht verschobenen und stabilen Brüchen sowie Stufen in der Gelenkfläche bis 2 mm. Er fasst das konservative Vorgehen jedoch als Ausnahmeindikation zusammen. Hertel füllt Defekte mit autogener Spongiosa oder bei reinen Impressionsfrakturen mit allogenen Spongiosastücken auf. Bei flächenhaften Impressionen kommen kortikospongiöse Beckenkammspäne zum Einsatz.

Windolf et al [58] beurteilen 1997 bei einer einzelnen Patientin nach einer Beobachtungszeit von 16 Jahren die Patellatransplantation zum Wiederaufbau von umfangreichen Defekten des Tibiakopfplateaus als erfolgversprechende Alternative zum initialen prothetischen Gelenkersatz.

2005 beschäftigt sich Frank et al [59] mit Tibiakopffrakturen beim alten Menschen. Aufgrund der zu erwartenden osteopenischen Knochenstruktur spricht Frank von der Verwendung von Knochenersatzmaterialien ohne diese genauer zu benennen. Zur Unterfütterung der wiederhergestellten Gelenkfläche wird auch bei Frank primär autogene Spongiosa verwendet.

2006 formuliert Petersen et al [60] die wichtigsten Therapieziele mit der Wiederherstellung der Gelenkfläche, der Achsverhältnisse und der Vermeidung einer langfristigen Immobilisation. Deswegen konzentriert sich die konservative Therapie nur auf einfache Brüche ohne verschobene Fragmente. Alle anderen Konstellationen sind operativ zu behandeln. Auch Petersen favorisiert die autogene Beckenkamm Spongiosa, nennt als Alternative jedoch auch allogene Spongiosa und Knochenersatzmaterialien wie Hydroxylapatit, Tricalciumphosphat und vorbehandeltes bovines Material.

Schwarz et al [61] schildern in 2007 in drei Fallstudien die Rekonstruktion jeweils schwer geschädigter lateraler Tibiacondylen mittels autogenem Patellatransplantat. Dabei postulieren

die Autoren, dass, bei aktiven und gesunden Patienten unter 50 Jahren, mit dieser Methode gute Chancen bestehen, die Kniefunktion bis zum Erreichen des Prothesenalters zu erhalten. Insoweit reicht die Geschichte der Gelenkrekonstruktion des lateralen Tibiakopfes mittels Transplantation eines Teils der Patella bis ins 21. Jahrhundert. Die Rekonstruktion der Gelenkfläche mit Hilfe der Patella bleibt bis in die heutige Zeit ein Thema, wenn auch begrenzt auf marginale Fallzahlen.

Sehr ausführlich widmen sich Weigel et al [62] 2011 der Versorgung von Tibiakopffrakturen. Im diagnostischen Verfahren heben Weigel et al den Wert der Computertomografie hervor, fordern aber den ergänzenden Einsatz der Magnetresonanztomografie zu forcieren, um okkulte Frakturen und Begleitverletzungen zu erkennen. Die Vorgehensweise bei Weigel et al [62] schließt die Schaffung eines Corticalisfensters mit entsprechender Anhebung der Gelenkflächen mit ein. Dabei warnen die Autoren explizit vor der Durchstoßung der Gelenkfläche. Die konvexe Form des lateralen Tibiaplateaus, im Gegensatz zur konkaven Form des medialen Plateaus, muss bei der Gelenkflächenrekonstruktion unbedingt beachtet werden. Die Autoren empfehlen eine leichte Überkorrektur der Gelenkflächenanhebung, um bei möglichen Sinterungsprozessen keine erneute Depression zu erleiden. Zur Unterfütterung der entstandenen Höhlenbildung verwenden Weigel et al [62] autogene corticospongiöse Blöcke und zusätzliche autogene Spongiosachips. Weigel favorisiert den körpereigenen Knochen, im Gegenzug lehnt er Hydroxylapatitzylinder ab. Sollten größere Defekte versorgt werden müssen, so sollte man sich eines Fremdknochens aus der Knochenbank oder eines gefriergetrockneten Spenderknochens bedienen.

Auch Stannard und Martin [63] diskutieren 2011 den Mehrwert einer Kernspintomografie bei der Diagnostik einer Tibiakopffraktur. Die Anfertigung von MRT Befunden führt häufig zu einer Änderung der Klassifizierung der Fraktur und auch zu einer Anpassung des Behandlungsplans. Deshalb bezeichnen die Autoren die Kernspintomografie mindestens bei hochenergetischen Traumata des Tibiakopfes als obligat. Konservativ behandelt werden sollten nur nicht dislozierte, gegen Varus- und Valgusstress stabile und niedrigenergetische Frakturen mit minimaler Trümmerzone. Impressionen des Gelenkniveaus werden auch durch ein Fenster in der Corticalis mittels Hochstößeln angehoben, wobei hervorgehoben wird, dass die imprimierte Gelenkfläche als Ganzes eleviert werden muss. Bei der Unterfütterung bleiben die Autoren vage, sie soll nur „bei Bedarf“ durchgeführt werden. Als zu verwendendes Material wird nur verallgemeinernd Knochen oder Knochenersatzmaterial angeführt.

David et al [64] diagnostizieren 2015 die Tibiakopffraktur auch mit konventionellen Röntgenaufnahmen, Computertomografie und Magnetresonanztomografie. Die Zielsetzung ihres therapeutischen Vorgehens sind die Wiederherstellung der tibialen Gelenkflächenkongruenz, die Wiederherstellung der Achsenverhältnisse und die Vermeidung einer längerfristigen Immobilisation. Einigkeit besteht darüber, welche Form der Frakturen

konservativ behandelt werden. Dies sind nicht verschobene, stabile und nur geringfügig imprimierte Brüche. Als Unterfütterungsmaterial verwenden auch David et al [64] die autogene Spongiosaplastik vom gleichseitigen Beckenkamm, nennen als Alternative aber Hydroxylapatit oder Tricalciumphosphat.

Die Indikation zur MRT-Diagnostik bei Tibiakopffrakturen, neben der obligaten Computertomographie, stellt auch Rixen [65,66] 2015 und 2016 großzügig und hebt dabei die Vorteile der MRT zur Erkennung von Begleitverletzungen bei Bändern und Menisken hervor. Konservativ werden nur stabile und nicht verschobene Frakturen behandelt. Die operative Versorgung erfordert bei Impressionsfrakturen eine Defektauffüllung mit autogener Spongiosa oder diversen Knochenersatzmaterialien. Rixen bezeichnet die Defektauffüllung mittels autogener Spongiosa als das Standardverfahren. Als Knochenersatzmaterial bringt injizierbares kalthärtendes Kalziumphosphat Formschlüssigkeit und mechanische Belastbarkeit mit sich. Diese Eigenschaften können zur signifikant geringeren Nachsinterung des Tibiaplateaus nach Rekonstruktion führen. Alternativ steht Hydroxylapatit oder Kalziumsulfat zur Verfügung.

Ab der 2. Dekade des 21. Jahrhunderts kristallisiert sich in der Literatur sukzessive ein weitgehender Konsens bezüglich der Indikationsstellung für die priorisierte Herangehensweise zur Versorgung von Tibiakopffrakturen heraus. Die chirurgische Reposition und Fixation gelten für die meisten Verletzungen des Tibiakopfs als angezeigt. Demnach steht die konservative der operativen Behandlung in den meisten Fällen nach. Nur bei Verletzungen mit einem sogenannten niedrigenergetischen Unfallmechanismus, mit einem daraus resultierenden geringen Weichteilschaden und einer nicht dislozierten Fraktur mit keiner oder einer nur äußerst geringfügigen Gelenkstufenbildung, je nach Literatur bis zu 5 mm, kann eine konservative Behandlung angestrebt werden. Vergleichbar verhält es sich bei möglichen Gelenkflächenimpressionen, welche, je nach Literatur, ebenso bis zu 5 mm, ohne Operation toleriert werden können. Ergänzend konzentriert sich das Vorgehen bei vorhandener Stabilität des Seitenbandapparats, bei peripher außerhalb der Belastungszone gelegenen Frakturen und auch bei einer vorbestehenden unzureichenden Konstitution des Patienten, eventuell gepaart mit einer nur eingeschränkten Compliance, auf die konservative Therapie [67,68,69,70,71,72,73,74,75,76].

Einigkeit besteht außerdem bei der diagnostischen Routine. Zur Beurteilung der Bruchmorphologie, respektive zur Klassifikation der vorliegenden Fraktur, wird neben der Röntgenaufnahme des Knies in zwei Ebenen, routinemäßig die Computertomografie verwendet. Zur genauen Diagnostik bei vermuteten Begleitverletzungen, wie Verletzungen der Bänder oder auch der Knorpelstrukturen, wird die Magnetresonanztomographie (MRT) als Bildgebung der Wahl herangezogen [68,69,71,72,73,74,75,77].

Als Ziel der Versorgung spricht die gegenwärtige Literatur unisono von der korrekten Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse, insbesondere von der Wiederherstellung der Gelenkfläche und der physiologischen Beinachse unter größtmöglicher Schonung der Weichteile. Als selbstverständlich wird die Behandlung etwaiger Begleitverletzungen angesehen sowie die Erreichung von Schmerzfreiheit. Die möglichst frühzeitige erneute Mobilisation und die sukzessive Gewichtsbelastung des verletzten Beins werden als weiteres Behandlungsziel angepeilt [67,68,69,70,72,73,74,75].

### 1.1.3 Historie der Untersuchungen zur Wertigkeit von Transplantaten

Um die früher und heute eingesetzten Materialien zur Auffüllung von Defektzonen oder -höhlen besser einordnen zu können, muss auf die Historie auf die verschiedenen autologen (autogenen), homologen (allogenen) und heterologen (xenogenen) Transplante eingegangen werden:

1821 wurde die erste belegte autogene Knochentransplantation durch Philips von Walter [78] in Form einer Reimplantation eines Teils einer Schädelkalotte durchgeführt.

Forschungen Ende des 19. Jahrhunderts von Barth [79] ergeben, dass autogen implantierter Knochen initial stets nekrotisch wird mit anschließender Bindegewebsproliferation und Revaskularisierung des „toten Knochens in seinen Lücken ganz nach Art eines porösen Fremdkörpers“. Barth erkennt zudem die Knochenneubildung ohne sichtbare Zeichen einer Resorption des alten Knochens vom Transplantatlager aus und auch ausgehend von den Markräumen und Haversschen Kanälen des Transplantats. Er beschreibt schon 1893 das Eindringen von Osteoblasten in den alten Knochen. Die genannten Beobachtungen machte Barth auch bei allogenen mazerierten Transplantaten. Er schlussfolgerte, dass nach erfolgter Transplantation alle vitalen Elemente des Knochens absterben, die verbleibende Struktur jedoch für die vom Transplantatlager ausgehende Knochenneubildung als Leitschiene dient.

1908 erkennt Georg Axhausen [80] die Fähigkeit von frischem autogenem Transplantat neuen Knochen zu bilden und widerspricht damit Barths [79] Thesen von 1893. Die Aktivität, der mit dem autogenen Transplantat verpflanzten lebenden Osteoblasten, führt zur Knochenneubildung, ausgehend von der Innenschicht des Periosts, der sogenannten Kambiumschicht.

1911 bekräftigt Lexer [81] die Aussagen von Georg Axhausen [80] indem er schildert, welche Rolle das Periost und dessen Verbindung mit der Knochengrundsubstanz bei der Knochenneubildung nach einer Transplantation spielt.

1921 halten Payr und Küttner [82] fest, wie allogenes Knochenmaterial nach einer initialen Regeneration in eine degenerative Phase übergeht und es letztendlich zur Resorption des Materials kommt.

1924 verfasste Lexer [26] seine Theorien zu den verschiedenen Arten des Transplantatlagers:

- Ersatzstarkes Lager
- Ersatzschwaches Lager
- Ersatzunfähiges Lager

Das ersatzstarke Lager verfügt über eine gute Vaskularisation, im Gegensatz zum ersatzunfähigen Lager, welches ohne relevante Perfusion, im Sinne einer Durchblutung, als avital beschrieben wird. Die Konsequenz aus der Kenntnis der Qualität des Transplantatlagers ist die angepasste Auswahl des Knochenersatzes. Das Transplantat muss umso biologisch potenter sein, je schwächer das Ziellager ist.

Matti [83] konnte 1932 differenzieren, wie wichtig die biomechanische Konstellation des gewählten Transplantats, also die Vitalität, Größe und Form, für die erfolgreiche Einheilung in das neue Lager ist. Autogener Knochen unterliegt keiner immunologischen Abwehrreaktion und weist nach Übertragung in das Ziellager weiterhin Zeichen von Vitalität auf.

Im Jahre 1951 bestätigt Wolfgang Axhausen [84], der Sohn von Georg Axhausen, die sogenannte Osteoblastenlehre, mit der darin postulierten osteogenetischen Potenz von frischem autogenem Knochenmaterial. 1952 erklärte er den biphasischen Verlauf der Osteogenese bei der Transplantateinheilung. Schon nach wenigen Tagen übernehmen überlebende Osteoblasten im eigentlichen Transplantat die Osteogenese. Sekundär tritt die induzierte Knochenneubildung durch eine Differenzierung von pluripotenten Mesenchymzellen des Empfängerlagers in osteoblastische Zellen auf [85].

1953 grenzt Wolfgang Axhausen nochmals kältekonservierte allogene von den autogenen Transplantaten ab. Die allogene Quelle des Materials geht einher mit „erschwerter Einheilung, geringer osteogenetischer Potenz und verzögertem knöchernen Umbau“. Darin liegt die Unterlegenheit gegenüber autogenen Transplantaten [86].

1954 untersucht Lentz [87] den biologischen Wert homoioplastischer (allogener) Knochentransplantate. Dabei vermutet er, dass die damals vielzähligen gebräuchlichen Konservierungsmethoden für Knochengewebe ein untrügliches Zeichen für die Unsicherheit der optimalen Methode waren. Lentz führt an, dass die heteroplastische (xenogene) Transplantation in zurückliegenden Experimenten der allogenen Plastik unterlegen war. Auch frisches allogenes Transplantat wurde als biologisch geringwertig und vor allem als nicht vorhersehbar bezüglich der knöchernen Integration erkannt. Bei den Konservierungsvorgängen stellte sich die Tiefkühlung als die zielführende Methode heraus, um allogenen Knochen bestmöglich für eine Transplantation vorzubereiten. Allen anderen Methoden vorausgehend, wird die autogene Transplantation von Lentz als die biologisch wertvollste erkannt, gerade weil sich überlebende knochenbildende Zellen an der Knochenneubildung beteiligen und keinerlei Wachstumshemmnisse oder gar Abwehrreaktionen stattfinden.

Maatz [46] beurteilt 1959 den zwischen 1951 und 1954 entwickelten sogenannten Kieler Span als ausgezeichnet. Das heterologe (xenogene) Knochenmaterial, gewonnen aus Kalbsknochen, besticht laut Maatz durch die Größe seiner inneren Oberfläche, wodurch körpereigenes Knochengewebe rasch einwachsen kann. Der tierische Knochen wird von sämtlichen Antigenen durch Behandlung mit Wasserstoffperoxid und Ätherdämpfen befreit. Maatz stellt seinen Kieler Span über den Wert von allogenen Transplantaten und den autogenen Transplantaten mindestens gleichwertig gegenüber. Er weist als schlagendes Argument noch daraufhin, dass, im Gegensatz zum allogenen Tiefkühlspan, der Kieler Span direkt vom Schlachthof „fabrikatorisch“ hergestellt und unproblematisch versendet werden kann. 1961 wiederholt Maatz und Bauermeister die Bedeutung des Kieler Spans. Die Autoren sprechen dem Kieler Span „calluslockende“ Eigenschaften zu und gehen sogar soweit, die Überlegenheit gegenüber dem autoplastischen (autogenen) Span zu postulieren [47].

1965 äußerte sich Urist [88] zur Entdeckung einer Knochenneubildung durch demineralisierte Knochenmatrix *in vivo*. Im Verlauf postulierte Urist 1971 [89] die Existenz des Bone Morphogenetic Protein (BMP), einem morphogenen Protein in der Knochenmatrix mit osteoinduktiver Wirkung.

Schweiberer et al [90] versuchen 1967 den osteogenetischen Wert des heterologen Mazerationspans, also des Kieler Spans, zu differenzieren. Insbesondere bezweifeln Schweiberer et al die osteogenetische Potenz. Praktisch widerlegt die Forschergruppe die Behauptung der osteogenetischen Fähigkeiten, indem sie insgesamt 8 Patienten den industriell gefertigten Kieler Span in den Bauchmuskel implantieren und ihn nach Explantation histologisch aufarbeiten. Das Resultat zeigt keinerlei Knochenneubildung, sondern lediglich Resorptionsvorgänge und bindegewebige Veränderungen.

1968 wird die neu etablierte Knochenbank mit homologem Knochenmaterial von Ehalt [91] auf den Prüfstand gestellt. Dabei nimmt er Bezug auf die Erfahrungen aus über 1500 Fällen mit einem Beobachtungszeitraum von über 18 Jahren und kommt zu dem Schluss, dass „Bankknochen“, also allogenes Spongiosa- und Knochenmaterial, auf jeden Fall seine Berechtigung hat. Zu diesem Schluss kommt Ehalt [91] aufgrund seiner Auswertung von 1531 Fällen mit 88,2% völliger Einheilung und 7,3% teilweiser Resorption des homologen Transplantats. Infektionen traten in nur 1,3% der Fälle auf, wobei diese lokal begrenzt blieben. Eine Amputation war niemals nötig.

1976 untersuchen Köster et al [92] die Gewebeverträglichkeit von unterschiedlichen Calciumphosphatkeramiken am Hundemodell. Die histologisch aufgearbeiteten Proben zeigten eine Korrelation zwischen der mineralogischen und chemischen Zusammensetzung des Probenmaterials und dessen Verträglichkeit im Gewebe, wobei Tricalciumphosphat das Optimum darstellte. Tetra-calciumphosphat zeigte sich im Vergleich zu Tricalciumphosphat als weniger resorbierbar. Als wichtige Erkenntnis fassen Köster et al [92] zusammen, dass sich

poröses Tricalciumphosphat als Knochenersatzmaterial eignet. Es wird im Verlauf durch körpereigenen Knochen ersetzt und im Gegensatz zu allogenen oder auch xenogenem Material nie als Fremdkörper abgekapselt.

1981 fassen Schweiberer et al [93] in einer Übersichtsarbeit zur Knochentransplantation zusammen, dass sämtliche denaturierten Auto-, Allo- oder Xenotransplantate keinerlei osteogenetische Potenz aufweisen. Im Gegenteil stellen mazerierte Transplantate einen Fremdkörper im Wirtsgewebe dar, der resorbiert oder auch bindegewebig oder knöchern abgekapselt werden kann. Allogene Transplantate werden als unsicher beurteilt, denn die Gefahr einer initialen Immunreaktion und der ebenfalls knöchernen oder bindegewebigen Abkapselung besteht ebenso wie bei xenogenem Material. Schweiberer et al [93] entwickeln schlussfolgernd eine Rangfolge der Wertigkeit von Transplantaten. Frische autologe Spongiosa bezeichnen die Autoren als Methode der Wahl. Wird eine Anforderung an die biomechanische Festigkeit gestellt, sollten corticospongiöse Knochen verwendet werden. Allogene Spongiosa wird als nachrangig beurteilt.

Weit kontroverser als beim weitgehenden Konsens der Versorgungsziele beim operativen Vorgehen bei Tibiakopffrakturen, gestaltet sich auch heute noch das Bild bei der Unterfütterung von Knochendefekten nach Rekonstruktion der Gelenkflächen. Unterschiedliche Autoren legen sich bei der Frage nach dem optimalen Unterfütterungsmaterial auf autogene Spongiosa und autogene kortikospongiöse Späne als geltenden Standard fest. Als zentrale Einschränkungen nennen die Autoren einerseits die erhöhte Morbidität bei der Entnahme aus dem Beckenkamm und andererseits die begrenzte Verfügbarkeit [65,72,75,94,95,96,97,98,76,99]. Als Alternativen zur autogenen Spongiosa werden in Teilen der aktuellen Literatur oft nur verallgemeinernd Knochenersatzmaterialien genannt [59,63,67,68,69]. Regelmäßig zum Einsatz kommen heutzutage  $\beta$ -Tricalciumphosphat und Hydroxylapatit in verschiedenen Formen zum Beispiel als Blöcke oder Granulat [65,67,72,95,96]. Das Angebot an Knochenersatzstoffen mit unterschiedlicher Grundsubstanz und Zusammensetzung für die Anwendung bei diversen Osteosyntheseverfahren ist breit gefächert. Gegenstand von andauernden Forschungen sind diverse Wachstumsfaktoren, bekannt als BMP. Seit der Postulierung der Existenz von BMP durch Urist 1971 [89] fanden unzählige Untersuchungen zu Wachstumsfaktoren statt. Bis heute sind etwa 20 verschiedene BMPs bekannt, wobei die Vertreter BMP-2 und BMP-7 mit am besten erforscht sind [100]. Viele weitere Wachstumsfaktoren wurden, neben weiteren BMPs, entdeckt und stellen heute ein spannendes Forschungsfeld zur Optimierung der Einheilung von in Knochendefekte eingebrachten Materialien dar [101,102].

Die Frage nach einem optimalen Unterfütterungsmaterial bei Knochendefekten im Allgemeinen und bei Tibiakopffrakturen im Speziellen wird insgesamt betrachtet weiterhin kontrovers diskutiert. Die Vielfalt der zur Verfügung stehenden Materialien und Produkte war noch nie so groß wie heute [63,74,76,95,97,103,104,105].

#### 1.1.4 Nomenklatur von Transplantaten

Aufgrund der deutlich zunehmenden Zuwendung zur operativen Versorgung mit entsprechender Unterfütterung durch Transplantate, drängte sich ein Lösungsansatz des Problems der uneinheitlichen Nomenklatur im Rahmen des Transplantationsgeschehens auf. So kommt es 1970 zum runden Tisch im Rahmen eines Kongresses auf dem kontrovers über die klassische chirurgische Namensgebung und der Hinwendung zur modernen Benennung aus dem englischsprachigen Raum diskutiert wird [106]. Die Vereinbarungen zur „neuen“ Nomenklatur haben noch heute ihre Gültigkeit und finden Verwendung in der entsprechenden Literatur [107].

<i>Empfohlene Formen</i>		<i>Definition</i>
<b>„klassische“ Nomenklatur</b>	<b>„neue“ Nomenklatur</b>	<b>(genetische Herkunft des Transplantats)</b>
<b>autolog</b>	<b>autogen</b>	<b>vom gleichen Individuum stammend</b>
<b>isolog</b>	<b>isogen/syngen</b>	<b>von einem anderen Individuum stammend, das aber genetisch mit dem Empfänger iden- tisch ist</b>
<b>homolog</b>	<b>allogen</b>	<b>von einem genetisch verschiedenen Individuum derselben Species stammend</b>
<b>heterolog</b>	<b>xenogen</b>	<b>von einer anderen Species stammend</b>

Abbildung 4: Deutschsprachige Transplantationsnomenklatur. Entwicklung eines einheitlichen Sprachgebrauchs durch kollegialen Austausch 1970 [106]

## 1.2 Komplexität der Tibiakopfimppressionsbrüche

In dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv handelt es sich um Tibiakopfimppressionsbrüche die einem charakteristischen Unfallmechanismus unterliegen. Hierbei handelt es sich überwiegend um Valgisationstraumata, wobei der laterale Femurcondylus in den lateralen Anteil des Tibiakopfes eintaucht. Dies ist durch die besondere Anatomie des lateralen Femurcondylus vorgegeben, der in den meisten Fällen eine deutlich stärkere Trabekelstruktur als der korrespondierende Tibiakopfanteil hat. Somit kommt es häufig zum Impressionsspaltbruch oder zur reinen Impression des lateralen Tibiakopfes [108,109].

### 1.2.1 Zerstörung des lateralen Gelenkspfeylers am Tibiakopf (Knochen)

Die Folge ist eine zum Teil tiefe Kompression der Gelenkfläche in die Metaphyse des Tibiakopfes, teilweise mit einer Abkipfung der Gelenkfläche um bis zu 90 Grad. Es ist daher keine Seltenheit diese Gelenkflächendislokation bis tief in den metaphysären Anteil nachzuweisen. Vergesellschaftet ist damit die Zerstörung der Kongruenz der lateralen Gelenkfläche [108,109].

### 1.2.2 Zerstörung der lateralen Gelenkfläche (Knorpel)

Da es bei diesem Mechanismus initial zu einem traumatisierenden Kontakt zwischen dem Femurcondylus und dem Gelenkknorpel des Tibiakopfes kommt, geht diese einher mit einer Zerstörung der Gelenkfläche, die nicht immer optisch, jedoch histologisch regelmäßig nachzuweisen ist [110,111,112]. Dies bedeutet, dass auch nach Rekonstruktion der knöchernen Gelenkfläche, eine Restitutio ad integrum nicht zu erwarten ist und eine fortschreitende Arthrose auch bei anatomischer Wiederherstellung nicht ausgeschlossen ist [68,112,113].

### 1.2.3 Zerstörung der Binnenstrukturen (Bänder und Menisci)

Als weitere typische Pathologie finden sich bei diesem Unfallmechanismus auch Verletzungen der Bänder und insbesondere der Menisci. Eine Quetschung bzw. auch Abscherung gehen in den überwiegenden Fällen mit einer Verletzung des Meniskus, welche sich sowohl als radiärer, aber auch als horizontaler Riss abbilden kann, einher. Am häufigsten kommt jedoch der sogenannte „Korbhenkelriss“ zur Darstellung. Dies bedeutet, dass der Meniskus aufgrund der Scherbewegung basisnah ausreißt und sich zum Teil tief in die Impressionszone disloziert [114].

### 1.2.4 Achsenfehlstellung

Zu einer axialen Stauchung kommen bei einer Tibiakopffraktur meist ein Valgus- oder Varusstress, oder gar beide Komponenten hinzu. Zusätzlich treten bei direkter

Gewalteinwirkung auch Rotationsscherkräfte auf. Daraus resultieren dann häufig die Begleitverletzungen im Bereich der Bänder, Meniskus, Gefäße und auch Nerven [108]. Die Impaktion einer der Gelenkflächen mit der konsekutiven kontralateralen Distraction der ligamentären Strukturen führt unweigerlich zur Achsenfehlstellung [115]. Durch das zuvor genannte Valgisationstrauma kommt es in der Folge oft zur Valgus-Achsenfehlstellung des betroffenen Beines. Eine radiologische Kontrolle der mechanischen Beinachse vor einer definitiven Osteosynthese ist ratsam [108].

#### 1.2.5 Verlust der mechanischen Beinachse und dessen Folgen

Eine Fehlstellung der Beinachse, egal ob Varus oder Valgus, gilt als sogenannte präarthrotische Deformität, zählt also zu den Risikofaktoren für die Entwicklung einer Gonarthrose [116]. Zudem führt eine residuale Beinachsenabweichung zu pathologisch veränderten Kräfte- und Belastungsverhältnissen im Kniegelenk [117]. Zur Wiederherstellung bzw. Sicherung der physiologischen Beinachse ist eine operative Versorgung in den allermeisten Fällen einer Tibiakopffraktur angezeigt [68,72,73,108].

## 1.2.6 Einteilung von Tibiakopffrakturen

### 1.2.6.1 Einteilung nach Schatzker

Die Einteilung nach Schatzker ist vor allem im angloamerikanischen Sprachraum geläufig. Insgesamt werden 6 Frakturtypen unterschieden, wobei Impressionen, Frakturlinien und die Beteiligung des lateralen und medialen Plateaus berücksichtigt werden. Die posterioren Anteile der Tibiagelenkfläche finden bei der Schatzker-Einteilung der Tibiakopffrakturen keine Beachtung [108,118].

Schematische Darstellung der Einteilung von Tibiakopffröchen nach Schatzker:

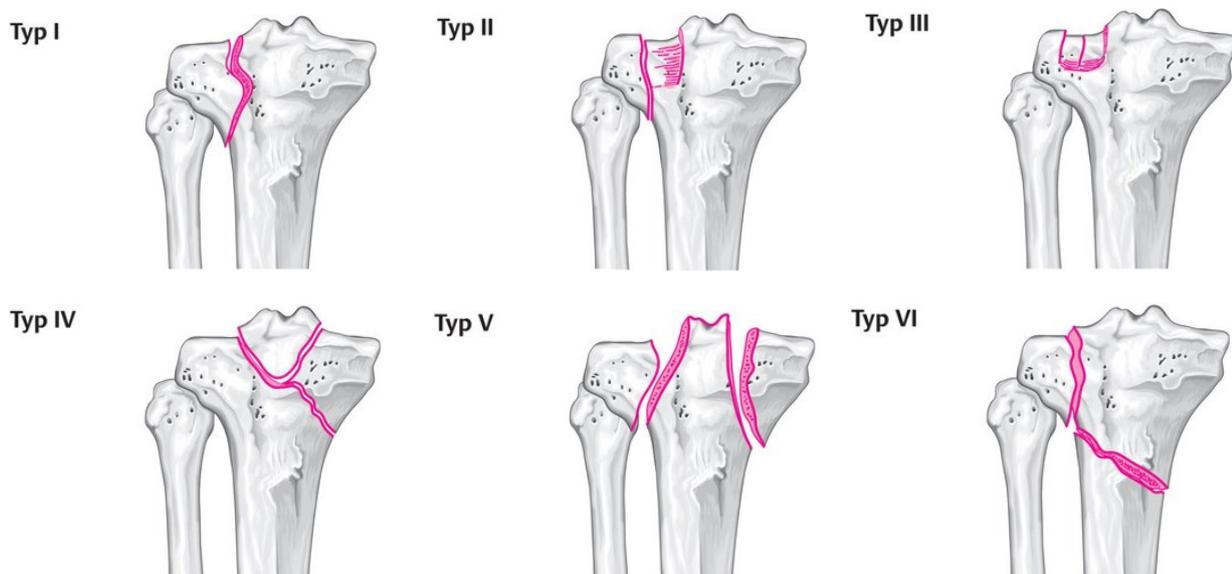


Abbildung 5: Einteilung nach Schatzker [119,120]

### 1.2.6.2 Einteilung nach AO-Klassifikation

Die AO-Klassifikation [44,45,108,121,122,123] dient der genauen Beschreibung von Frakturen hinsichtlich der Lokalität am menschlichen Körper und der jeweiligen Bruchform mit etwaigen Begleitverletzungen. Als Ziel der Normierung gibt die zuständige Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen eine weltweit eindeutige und gleichförmige Klassifikation von Frakturen an. Die AO-Klassifikation besteht für die Beschreibung der Bruchlokalisierung und Bruchform aus einem 4-stelligen numerischen Code aus Nummern und Buchstaben. Die erste Ziffer beschreibt die Körperregion, die zweite Ziffer die genauere Lage. Die Buchstaben A bis C bezeichnen bei Röhrenknochen die Art der Fraktur und bei Gelenken die jeweilige Gelenkbeteiligung des Bruchs. Nach dem Buchstaben A, B oder C folgen die Ziffern 1 bis 3 je nach Morphologie und Lage der Verletzung. Die weitere Nummerierung von 1 bis 3 ist der zusätzlichen jeweiligen Untergliederung in drei Gruppen geschuldet. Die AO-Klassifikations-Nomenklatur von Tibiakopffrakturen gestaltet sich folgendermaßen:

- 4 steht für die Region Unterschenkel
- 41 steht für proximaler Unterschenkel
- A steht für extraartikulär
  - A1 Ausriss der Eminentia intercondylaris (Untergruppierung in A1.1 bis A1.3)
  - A2 metaphysär einfach (Untergruppierung in A2.1 bis A2.3)
  - A3 metaphysär mehrfragmentär (Untergruppierung in A3.1 bis A3.3)
- B steht für partiell artikulär
  - B1 Reiner Spaltbruch (Untergruppierung in B1.1 bis B1.3)
  - B2 Impressionsbrüche (Untergruppierung in B2.1 bis B2.3)
  - B3 Spalt- und Impressionsbrüche (Untergruppierung in B3.1 bis B3.3)
- C steht für komplett artikulär
  - C1 artikulär einfach, metaphysär einfach (Untergruppierung in C1.1 bis C1.3)
  - C2 artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär (Untergruppierung in B1.1 bis B3.3)
  - C3 artikulär und metaphysär mehrfragmentär (Untergruppierung in C3.1 bis C3.3)

Nachfolgend die schematische Darstellung der AO-Klassifikation von Tibiakopffrakturen nach Maurice E. Müller [44]:

41-A1...Avulsion



41-A

41-A.1.1...Fibulaköpfchen

41-A.1.2...Tuberositas tibiae

41-A.1.3...Eminentia intercondylaris, Kreuzbandinsertion



41-A1.1



41-A1.2



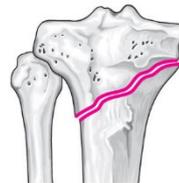
41-A1.3

41-A.2...metaphysär einfach

41-A.2.1...schräg in Frontalebene

41-A.2.2...schräg in Sagittalebene

41-A.2.3...quer



41-A2.1



41-A2.2



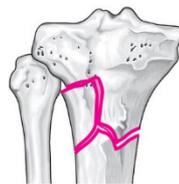
41-A2.3

41-A.3...metaphysär mehrfragmentär

41-A.3.1...intakter Keil

41-A.3.2...fragmentierter Keil

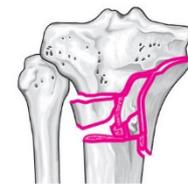
41-A.3.3...komplex



41-A3.1



41-A3.2



41-A3.3

Abbildung 6: extraartikuläre proximale Tibiafrakturen [119,120]

41-B.1...partiell artikulär,  
Spaltfraktur

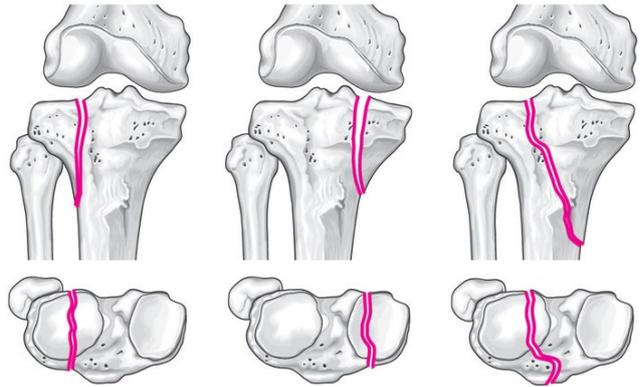


41-B

41-B.1.1...lateral

41-B.1.2...medial

41-B.1.3...schräg unter Einbeziehung der  
Eminentia intercondylaris und eines Tibiaplateaus

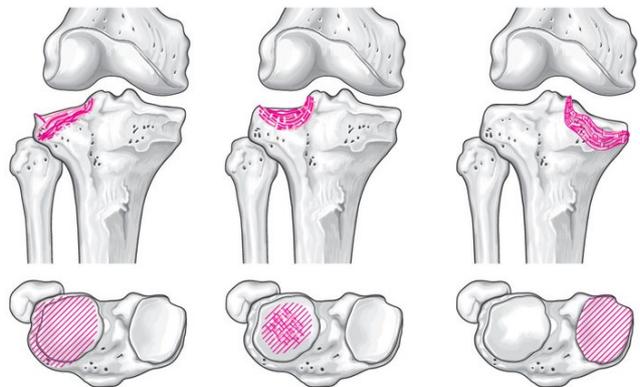


41-B.1.1

41-B.1.2

41-B.1.3

41-B.2...partiell artikulär, Impressionsfraktur



41-B.2.1

41-B.2.2

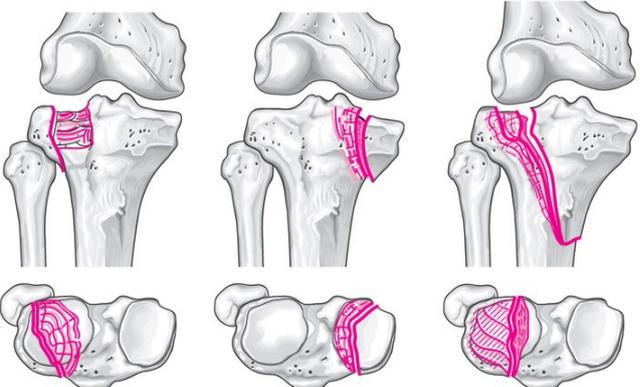
41-B.2.3

41-B.2.1...lateral vollständig

41-B.2.2...lateral umschrieben

41-B.2.3...medial

41-B.3...partiell artikulär, Impressionsspaltfraktur



41-B.3.1

41-B.3.2

41-B.3.3

41-B.3.1...lateral

41-B.3.2...medial

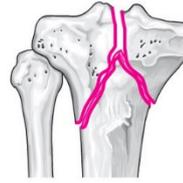
41-B.3.3...schräg unter Einbeziehung der  
Eminentia intercondylaris und eines Tibiaplateaus

Abbildung 7: partiell artikuläre proximale Tibiafrakturen [119,120]

41-C.1...artikulär einfach,  
metaphysär einfach



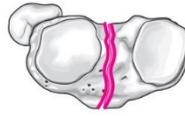
41-C



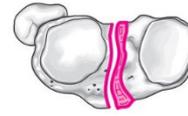
41-C.1.1...gering disloziert

41-C.1.2...1 Kondylus disloziert

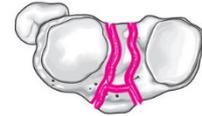
41-C.1.3...beide Kondylen disloziert



41-C1.1



41-C1.2



41-C1.3

41-C.2...artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär

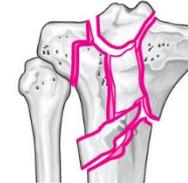
41-C.2.1...intakter Keil

41-C.2.2...fragmentierter Keil

41-C.2.3...komplex



41-C2.1

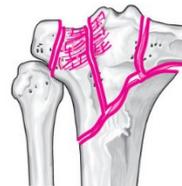


41-C2.2



41-C2.3

41-C.3...artikulär mehrfragmentär



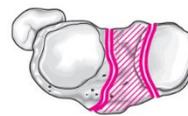
41-C.3.1...lateral

41-C.3.2...medial

41-C.3.3...lateral und medial



41-C3.1



41-C3.2



41-C3.3

Abbildung 8: vollständig artikuläre proximale Tibiafrakturen [119,120]

## 1.3 Zur Defektauffüllung eingesetzte Materialien

### 1.3.1 Spongiosa - der Goldstandard

Die Spongiosa (Substantia spongiosa) ist die sogenannte innere Knochenstruktur umgeben von der Substantia corticalis. Spongiosa ist ein schwammartiges Geflecht aus Trabekeln, feinen Knochenbälkchen. In den Hohlräumen dieser Struktur befindet sich das Knochenmark. Die besondere Bauform der Spongiosa bestimmt die Tragfähigkeit der Knochen. Der gerüstartige Aufbau orientiert sich an den Belastungen der jeweiligen Knochen mit Druckbelastung, Biege- oder auch Torsionskräften. Die Balken der Spongiosa sind gitterartig zueinander angeordnet. Als Auffüllmaterial bei Knochendefekten kommt autogenes oder homogenes Material zum Einsatz. Überwiegend wird auf autogene Spongiosa des ipsilateralen Beckenkamms zurückgegriffen, denn nur bei Verwendung von körpereigenem Material zur Unterfütterung von Knochendefekten kommen die wichtigen Eigenschaften der Spongiosa zum Tragen [95,96,105]:

- Osteoinduktive Eigenschaften: Spongiosa enthält osteoinduktive Proteine, die undifferenzierte pluripotente Zellen zur Ausdifferenzierung in knochenbildende Zellen anregen. Die im Lagerknochen gebundenen Wachstumsfaktoren führen damit zur echten Osteoneogenese.
- Osteogene Eigenschaften: Frisch entnommene Spongiosa enthält knochenbildende Zellen, also Osteoblasten, oder deren Vorläuferformen.
- Osteokonduktive Eigenschaften: Durch das Vorhandensein der natürlichen Knochenmatrix liefert autologe Spongiosa die osteokonduktive Eigenschaft als Leitgerüst für den einwachsenden Knochen.
- Immunologische Unbedenklichkeit: Autogenes Material besitzt keine antigenen Eigenschaften, eine immunologische Abwehrreaktion ist ausgeschlossen.

Eine häufig verwendete Methode zur Entnahme von Spongiosa ist die Durchführung einer Deckelosteotomie der Crista iliaca unter Zuhilfenahme eines scharfen Löffels. Dabei belässt man den Deckel am Periost. Die Entnahmestelle wird gespült, durch eine Periostnaht der Kortikalisdeckel wieder fixiert und im Anschluss der Wundverschluss mit zwischenzeitlicher Einlage einer Drainage durch eine Faszien-, Subkutan- und Hautnaht abgeschlossen. Als entscheidende Nachteile formuliert die Literatur zum einen die begrenzte Verfügbarkeit und eine nur kurzfristige Lagerbarkeit und zum anderen die erhöhte Morbidität an der Entnahmestelle [124,125]. Aufgrund der angeführten biologischen Eigenschaften, trotz der genannten Nachteile, stellt die autogene Spongiosa weiterhin den Goldstandard in der Frage nach dem geeigneten Transplantat dar [73,94,95,96,103,126,127].

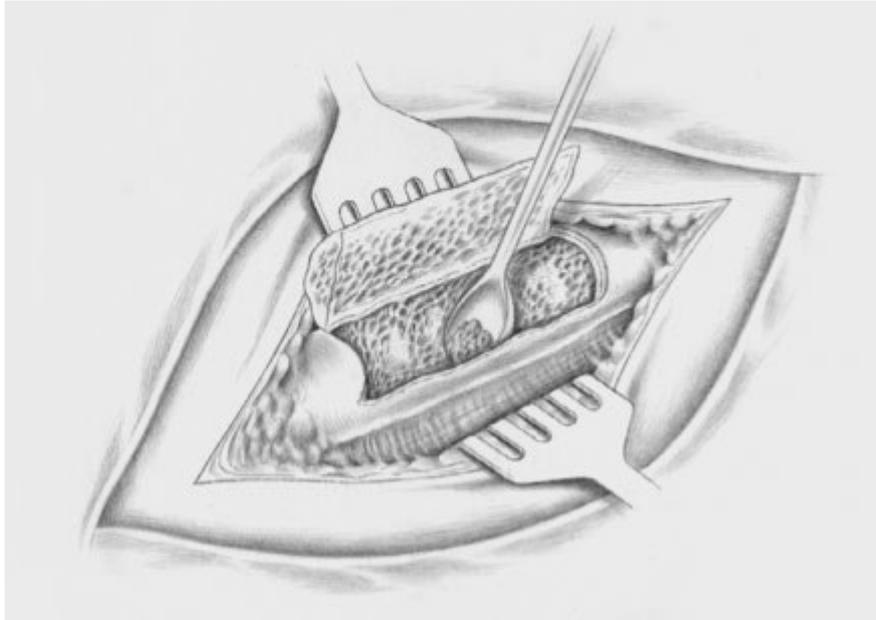


Abbildung 9: Spongiosaentnahme am Beckenkamm mit hochgeklapptem Kortikalisdeckel [125]

### 1.3.2 Kortikospongiöse Späne

Der kortikale Anteil eines kortikospongiösen Spans weist aufgrund seiner dichten Struktur und geringeren Zellzahl verminderte osteogene Eigenschaften im Vergleich zur reinen Spongiosa auf. Dafür gelten die osteokonduktiven und osteoinduktiven Fähigkeiten ebenso für die kortikospongiösen Späne. Die Späne, egal ob mono-, bi- oder trikortikal, bringen eine deutlich stärkere mechanische Stabilität als die reine Spongiosa mit sich. Deshalb kommen die kortikospongiösen Späne auch dann zum Einsatz, wenn mechanische Stabilität, z.B. bei ausgedehnteren Knochendefekten, gefordert ist [95,96,128,129]. Bei einer monokortikalen Entnahme wird nur einseitig Kortikalis entnommen, das heißt von der Innen- oder von der Außenseite des Os ilium. Bikortikale Späne bedeuten eine Entnahme von der äußeren und inneren Knochenwand. Beim trikortikalen Transplantat wurde zusätzlich die Beckenkammoberseite mit entnommen. Die Entnahme von kortikospongiösen Spänen kann sowohl an der Innenseite der ventralen als auch an der Außenseite der dorsalen Beckenschaukel stattfinden, wobei die primäre Entnahmestelle die Innenseite des ventralen Os ilium ist [130,131]. Für kortikospongiöse Späne gelten die hauptsächlichen Nachteile analog zur reinen Spongiosa. Die Morbidität an der Entnahmestelle ist noch höher als bei einer reinen Spongiosaentnahme. Sie liegt bei bis zu 39% [129,132].

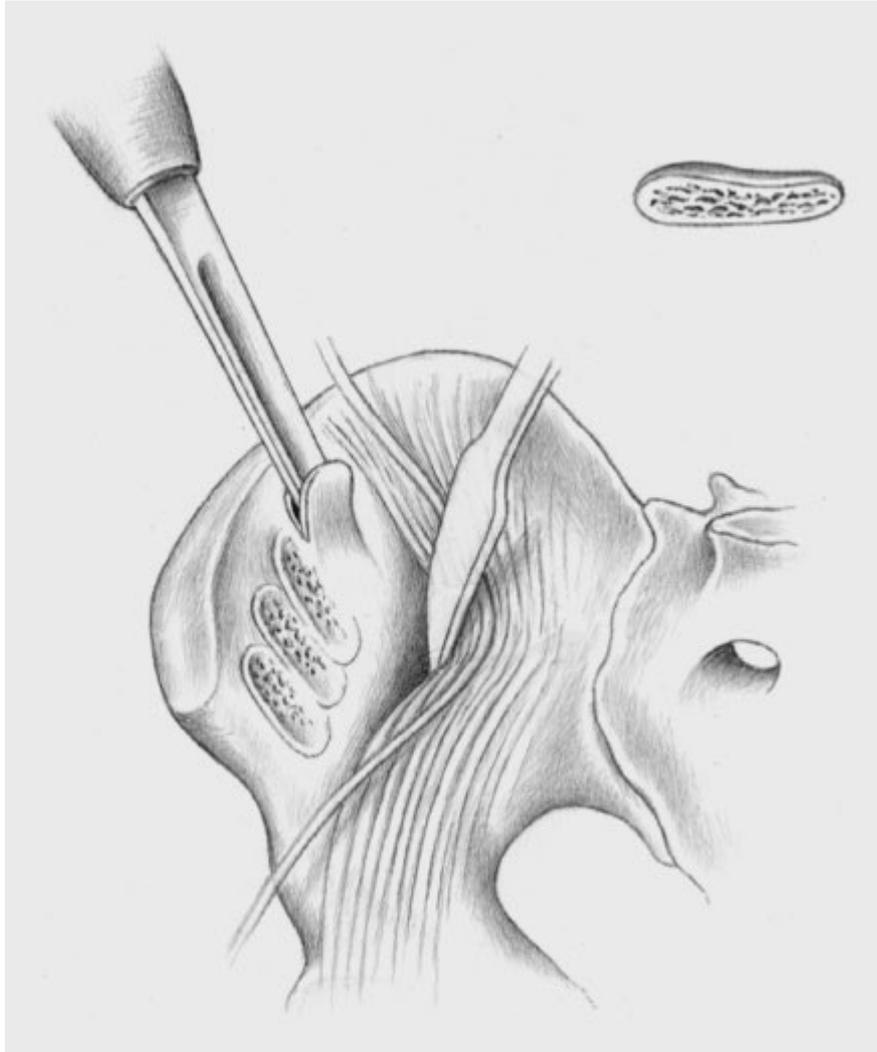


Abbildung 10: Entnahme kortiko-spongiöser Späne an der Innenschaufel des Beckens [125]

### 1.3.3 Keramik: Granulat, Blöcke und Zylinder

Keramische Knochenersatzprodukte basieren auf den chemischen Elementen Kalzium und Phosphat. Die Grundsubstanz Kalziumphosphat wird unter hohen Temperaturen bis zu 1500 Grad Celsius gesintert. Dabei entsteht eine Matrix mit osteokonduktiven Eigenschaften ohne Immunogenität. Transplantate aus Keramik gelten als grundsätzlich avitale Materialien. Es fehlen lebende Zellen. Damit erklären sich die nicht vorhandenen osteogenen und osteoinduktiven Eigenschaften. Je nach Porosität, die Bandbreite reicht von grobporig bis weitgehend kompakt, kommen keramische Transplantate in unterschiedlichen Disziplinen zum Einsatz. Porösere Materialien eher in der Knochenchirurgie, die dichteren Transplantate eher in der Zahn- und Kieferchirurgie.

Die Knochenersatzmaterialien aus Keramik bestehen aus Kalziumphosphat, Hydroxylapatit (HA), monokristallinem  $\alpha$ - und  $\beta$ -Tricalciumphosphat (TCP), Kalziumsulfat oder aus Kompositen der genannten Stoffe. HA mit seiner chemischen Formel  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  ist die kristalline Form von TCP mit seiner chemischen Formel  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ . Es stellt die primäre mineralische

Komponente von Knochen und Zähnen dar. Im Vergleich zu TCP zeigt HA eine bessere mechanische Stabilität. Die biomechanische Belastbarkeit liegt aber nur in der axialen Kompression vor, einer der Nachteile von keramischen Transplantaten. Die Löslichkeit von TCP gegenüber HA ist höher, daraus resultiert auch die schnellere Resorbierbarkeit von TCP im Vergleich zu HA. Transplantate aus HA verbleiben jahrelang im Gewebe aufgrund der langsamen Integration, werden also nur langsam ab- oder umgebaut. Sie dienen in der initialen Phase nach Transplantation vorrangig mit ihren osteokonduktiven Eigenschaften. Auch TCP wird durch osteoklastisch aktive Zellen und durch Phagozytose abgebaut, jedoch auch oft nicht vollständig resorbiert. Die Resorptionsgeschwindigkeit ist zudem kaum vorhersagbar, hängt aber nachgewiesenermaßen von der jeweiligen Porosität des Materials ab [76,95,97,99,104,105,128,133,134,135].

Damit künstlich synthetisierte Transplantate zur Verwendung in Frage kommen, müssen grundsätzliche Eigenschaften erfüllt werden [135]:

- Biokompatibilität, Verträglichkeit mit umgebendem Gewebe ohne Immunogenität
- Sicherheit durch Sterilität, fehlender Toxizität und Kanzerogenität
- Fähigkeit zur Osteoinduktion mit entsprechender Porosität des Materials
- Mechanische Belastungsstabilität
- Resorbierbarkeit durch Transplantatempfänger
- Formbarkeit zur einfachen Verarbeitung
- Ständige Verfügbarkeit in unterschiedlichen Zuständen, Formen und Größen

Zur Verfügung stehen die verschiedenen keramischen Knochenersatzmaterialien als Blöcke, Zylinder oder auch als reines Granulat [105]. Die Verfügbarkeit ist im Vergleich zu autogenen Quellen für Transplantate quasi unbegrenzt. Ein Risiko für eine sekundäre Morbidität liegt nicht vor, es fehlt an der entsprechenden operativen Intervention. Als weiterer positiver Aspekt zählt die einfache und dauerhafte Lagerfähigkeit [99].

#### 1.3.4 Composite-Graft - Mischung aus Spongiosa und Keramik

Als Komposite oder auch Composite-Graft bezeichnet man die Mischung aus keramischen Knochenersatzstoffen, der Trägersubstanz, mit osteogenen Zellen oder Wachstumsfaktoren. In der vorliegenden Studie wurde autogene Spongiosa als Beimengung verwendet. Durch die Vermischung der rein osteokonduktiven Keramik mit seiner Leitschienenfunktion für einwachsenden Knochen mit frischer Spongiosa erhofft man sich den Effekt, dass die osteogenetischen und osteoinduktiven Fähigkeiten der Spongiosa im Gemisch zum Tragen kommen [95,133,134,135].

### 1.3.5 Andere Materialien

Die Vielzahl der erhältlichen Knochenersatzmaterialien macht eine komplette Auflistung unmöglich. Als aktuell noch wichtige Materialien und Produkte, weil in praktischer Anwendung, sollen an dieser Stelle folgende genannt werden.

#### 1.3.5.1 Kalziumsulfat

Kalziumsulfat kommt auch zur Füllung von Knochendefekten in Frage. Auch als Gips oder Pflaster von Paris bekannt, ist Kalziumsulfat als anzumischende und formbare Masse, als fester Formkörper oder auch als Granulat verfügbar. Seine Besonderheit ist die rasche Resorption innerhalb von ca. 6 bis 8 Wochen nach Einbringung in eine Knochenhöhle. Kalziumsulfat fehlt es an Porosität, damit entfällt die osteokonduktive Eigenschaft. Auch an einer osteogenetischen und osteoinduktiven Funktion mangelt es dem Kalziumsulfat. Es kommt nur in geringerem Umfang zum Einsatz, zum Beispiel als Füllmaterial bei Entnahme von autogenen Transplantatmaterial. Insgesamt ist die klinische Bedeutung aktuell als eher gering einzustufen [95,99,104,105,133,136].

#### 1.3.5.2 Bioaktives Glas

Bei Temperaturen von etwa 1500 Grad Celsius wird eine Mischung von sauren Oxiden wie Siliziumdioxid, Aluminiumoxid und Phosphorpentoxid mit basischen Oxiden wie Kalzium-, Magnesium- oder Zinkoxid geschmolzen. Als weiterer Bestandteil kommt Kalziumfluorid in Frage. Die Mischverhältnisse können variiert werden, so können dreidimensionale Phosphoroxid-Siliziumoxid-Netzwerke mit unterschiedlichen Eigenschaften, zum Beispiel von komplett löslich bis nicht resorbierbar, hergestellt werden. Bioaktives Glas besitzt osteokonduktive Eigenschaften, jedoch, aufgrund fehlender lebender Zellen, keine osteogenetischen und -induktiven Fähigkeiten [95,104,135,137,138].

#### 1.3.5.3 Kalziumphosphatzemente

Initial besteht Kalziumphosphatzement aus einer Pulverkomponente und einer wässrigen Lösung. Durch Vermischung dieser beiden entsteht eine Paste, formbar und mittels Spritze applizierbar. Die Aushärtung findet isotherm statt, eine Erwärmung des Füllstoffs tritt nicht auf. Das dabei entstehende Hydroxylapatit besitzt osteokonduktive Eigenschaften, verfügt aber über eine nur geringe Resorptionsfähigkeit [139]. Untersuchungen zeigen einen Zeitraum bis zu 5 Jahren für den Ab- und Umbau von Kalziumphosphatzement [140], wobei der Zement allmählich von Osteoklasten abgebaut wird. Der Umbauprozess findet durch eine entsprechende Knochenneubildung seinen Abschluss [135]. Der injizierbare Kalziumphosphatzement passt sich der Defektsituation optimal an. Der vorhandene Hohlraum kann vollends mit Kalziumphosphatzement unter bestmöglichem Kontakt zum umgebenden Gewebe gefüllt werden [141]. Bei Nutzung dieses Materials spricht die gängige Literatur von einer verkürzten Wartezeit bis zur erneuten Belastung des verletzten Beines aufgrund der guten Kompressionsstabilität. Als vorteilhaft gilt die Möglichkeit zur vollständigen Auffüllung der

Defektzone. Kalziumphosphatzement wird außerdem mit einer reduzierten Rate an sekundärer Sinterung des Tibiaplateaus in Verbindung gebracht [142,143,144,145].

## 1.4 Einfluss der Unterfütterung auf die Erhaltung der Gelenkkonfiguration

### 1.4.1 Ernährung des Gelenkknorpels durch subchondrale Spongiosa

Der adulte Gelenkknorpel ist ein bradytrophes Gewebe ohne Nerven- oder Blutgefäßversorgung. Gelenkknorpel besteht hauptsächlich aus Wasser, aus Chondrozyten und der Extrazellulärmatrix, die wiederum von den Chondrozyten produziert wird [146]. Gelenkknorpel weist, im Gegensatz zum hyalinen Knorpel der Nasenscheidewand, kein Perichondrium auf. Der anatomische Aufbau ist geschichtet. Auf die äußere hyaline Knorpelschicht folgt die kalzifizierte Zone, getrennt durch die sogenannte Tidemark, histologisch als kalzifizierte Linie beschrieben. Sie ist der Übergang vom hyalinen Knorpel zum subchondralen Knochen [147]. Die zentralen Eigenschaften von Knorpelgewebe sind die hohe Elastizität bei Druckbelastung und Scherkräften. Damit verbunden ist die Dämpfung von Stößen und die gleichmäßige Druckverteilung auf die gesamte Fläche des Gelenkknorpels [148]. Die Ernährung erfolgt über die Synovialflüssigkeit durch Diffusion und von der subchondralen Spongiosa aus [149]. Der Wechsel zwischen Druckbelastung und -entlastung bedingt das Auspressen und Wiedereinströmen von Wasser und fördert damit die Ernährung der Knorpelschicht [150]. Die Synovia, die Gelenkflüssigkeit, setzt die Reibung bei Bewegung der sich artikulierenden Gelenkflächen auf ein Minimum herab [151].

In der Literatur wird die Frage, welcher der beiden Wege den Knorpel zu ernähren wichtiger ist, kontrovers diskutiert [152]. Das genauere Verständnis der Versorgung des Gelenkknorpels mit Nährstoffen, ausgehend vom subchondralen Knochen, setzt detaillierte anatomische Kenntnisse voraus. Die Tidemark grenzt die oberflächennahe von der kalzifizierten Zone im Gelenkknorpel ab. Diese wird jedoch von Kollagenfibrillen durchkreuzt, die sich vom Gelenkknorpel bis zum kalzifizierten Knorpel ausdehnen, ohne aber den subchondralen Knochen zu erreichen. Blutgefäße aus der subchondralen Spongiosa dringen über Knochenkanäle bis in die Zone des kalzifizierten Knochens vor. Aus diesem Grund können Nährstoffe über die Blutbahn bis in die kalzifizierte Zone mit den dort liegenden Chondrozyten gelangen [153]. Die Anordnung der Knochenkanäle mit den darin vorkommenden Blutgefäßen ist im medialen und lateralen Tibiakopfanteil nicht gleich. Je größer die Druckbelastung im Gelenk, maximal vorhanden in zentralen Regionen des Tibiakopfs, desto mehr der Knochenkanäle lassen sich finden [154]. Diese Feststellung korreliert mit der Stärke der subchondralen Knochenplatte des Tibiakopfs. Peripher liegt die Dicke bei 100-300 µm, zentral bei 1500 µm [155]. Daraus lässt sich schließen, dass in stark beanspruchten Gebieten des Gelenkknorpels die subchondrale Versorgung mit Nährstoffen über die Blutbahn am intensivsten ist [153].

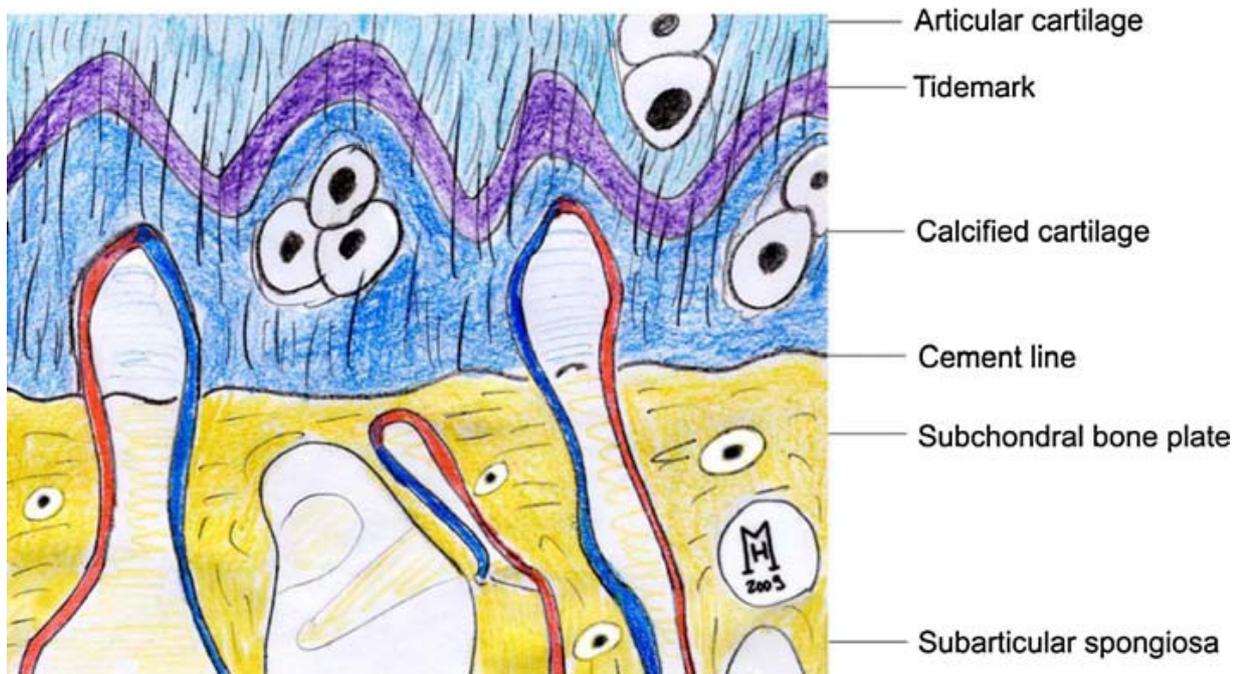


Abbildung 11: Detaillierte schematische Zeichnung der kalzifizierten Knorpelschicht und der subchondralen Knochenplatte mit dazugehörigem Gefäßplexus [153]

Dieses detaillierte Wissen über die subchondrale Ernährung des Gelenkknorpels spielt bei der operativen Versorgung von osteochondralen Defekten, wie sie regelmäßig bei Tibiakopffrakturen vorkommen, eine entscheidende Rolle. In metaphysäre Knochendefekte eingebrachte Unterfütterungsmaterialien beeinflussen den physiologischen Reparaturmechanismus der Gelenkoberfläche mit dem dortigen Gelenkknorpel. Durch komprimierte autogene Spongiosatransplantate kann die lokale Blutzirkulation gestört oder gänzlich unterbrochen sein. Möglicherweise ist der Umbau des eingebrachten autogenen Knochen-Transplantats nicht schnell genug, um das sich neu bildende Knorpelgewebe nutritiv unterstützen zu können. Ebenso stellt sich die Frage, inwieweit resorbierbare Materialien wie  $\beta$ -Tricalciumphosphat, Hydroxylapatit oder auch injizierbarer Kalziumphosphatzement, die Regeneration des zerstörten Gelenkknorpels beeinflussen. Beim Abbau von resorbierbaren Materialien ändert sich deren mechanische Stabilität, dies wiederum kann die subchondrale Versorgung des Gelenkknorpels negativ beeinträchtigen [153,156].

#### 1.4.2 Integration der Unterfütterung in den metaphysären Knochen

Das in den Tibiakopf zur Auffüllung der Defekthöhle eingebrachte Material wird, bedingt durch seine jeweiligen biologischen Eigenschaften, unterschiedlich schnell durch körpereigenen Knochen ersetzt oder verbleibt sogar ohne substantielle Veränderung in der Metaphyse des Knochens. Unter optimalen Bedingungen decken sich die biologischen, chemischen und physikalischen Eigenschaften des Transplantats mit denen des Empfängergewebes.

#### 1.4.2.1 Spongiosa

Praktisch bringt nur autogener Knochen die zuvor genannten Anforderungen mit sich. Es stellt sich keine Immunreaktion ein, eine Integration in das Ziellager des Transplantats findet vollständig statt. Die Zeitdauer bis zur vollständigen Resorption unterscheidet sich je nachdem, ob reine Spongiosa oder corticospongiöse Späne zur Anwendung kommen und nach der Beschaffenheit des Ziellagers [157]. Die Integration von eingesetzter Spongiosa beginnt nach wenigen Tagen mit der Differenzierung von mesenchymalen Stammzellen zu knochenbildenden Zellen und mit der Aktivität der überlebenden Osteoblasten. Durch die temporäre Ischämie zwischen Entnahme und eigentlicher Transplantation gehen viele Zellen zugrunde. Die osteogenetische Potenz stützt sich deshalb auch auf die erhalten gebliebene Fähigkeit von mesenchymalen Stammzellen, sich zu Zellen mit osteoblastischer Aktivität zu differenzieren [158]. Es besteht ein frühes dynamisches Gleichgewicht zwischen minimaler entzündlicher Reaktion, einer einsetzenden Revaskularisation mit einwachsenden Kapillaren, Osteoinduktion und Osteokonduktion. Die Trabekel der eingesetzten Spongiosa werden von Osteoblasten umsäumt und beginnen neue Knochensubstanz zu bilden. Hämatopoetische Stammzellen aggregieren innerhalb des Transplantats und bilden neues Knochenmark. Osteoklasten resorbieren das nekrotische Knochenmaterial, Makrophagen restliches nekrotisches Gewebe. Nach etwa 6 Monaten ist der Prozess der Resorption weitestgehend abgeschlossen. Die vollständige Integration findet nach ca. 12 Monaten seinen Abschluss, sodass makro- und auch mikroskopisch zwischen eingesetztem und Lagergewebe keine Unterscheidung mehr möglich ist [157,159,160].

#### 1.4.2.2 Corticospongiöse Späne

Bei der Integration von corticospongiösen Spänen zeigen sich Unterschiede im Vergleich zur reinen Spongiosa hinsichtlich der Revaskularisierung, des Resorptionsvorgangs und der Resorptionsdauer [161]. Durch die deutliche höhere Dichte des kortikalen Anteils läuft die Angiogenese mit verringerter Dynamik verglichen mit reiner Spongiosa ab, jedoch prinzipiell nach dem gleichen biologischen Muster. Der Abbau des dichten Knochens übernehmen Osteoklasten mit einer höheren Geschwindigkeit als Osteoblasten neues Knochengewebe aufbauen können [157]. Aus diesem Grund verringert sich die Stabilität des corticospongiösen Spans im Verlauf, abhängig von der Größe des Spans und der Qualität des Empfängerlagers, teils über Monate oder sogar Jahre hinweg. Eine zusätzliche mechanische Stabilisierung mittels Osteosynthese und eine fein dosierte Gewichtsbelastung während der Rekonvaleszenz sind deshalb obligat [162]. Im Gegensatz zu spongiösen Transplantaten vollzieht sich die Integration von kortikalen Transplantaten durch appositionelles Knochenwachstum über einem nekrotischen Kern [163]. Vergleichbar zur reinen Spongiosa verläuft die Entzündungsreaktion geringfügiger. Die Vaskularisation jedoch, gehemmt durch die hohe Knochendichte der

Corticalis, läuft bedeutend langsamer ab. Insgesamt kann es bis zur vollständigen Integration von corticospongiösen Spänen Jahre dauern, je nach Größe, Zusammensetzung und Stärke des Transplantatlagers. Bis zum Abschluss der Resorption liegen bei corticospongiösen Spänen nekrotisches und neu gebildetes Knochengewebe nebeneinander vor [157,164].

#### 1.4.2.3 Keramische Transplantate

Relevante Knochenersatzmaterialien sind in der vorliegenden Studie Hydroxylapatit (HA) und  $\beta$ -Tricalciumphosphat (TCP). HA ist die primäre Mineralkomponente von Zähnen und Knochen, daher zeigt HA höchste Biokompatibilität ohne inflammatorische Reaktionen [165]. Die Makroporosität von HA mit einer Porengröße von über 100  $\mu\text{m}$  und die durchgängige Kontinuität der Porengänge sichern die osteokonduktive Eigenschaft und ermöglichen eine Adhäsion und Proliferation von mesenchymalen Stammzellen. Diese wiederum können zu knochenbildenden Osteoblasten differenzieren. Außerdem sprießen kapilläre Gefäße in das poröse Material ein [166]. Die Resorption des kristallinen Materials übernehmen osteoklastisch aktive Zellen [167], welche über Jahre hinweg, unter stetig weiterer Zunahme der Resorption und Integration, andauert [168].

TCP ist ebenso vollständig biokompatibel und ruft keine Abwehrreaktionen nach Implantation hervor. Die chemische Zusammensetzung und die Kristallinität sind den anorganischen Bestandteilen des menschlichen Knochens sehr ähnlich [138]. Der Resorptionsprozess ist mit dem von HA vergleichbar, nur geht dieser deutlich schneller von statten. Das liegt an der höheren Porosität und der leichteren Löslichkeit [166]. Auch die intensiveren osteokonduktiven Eigenschaften im Vergleich zu HA hängen von der höheren Porosität von TCP ab [169]. Die Struktur von TCP, mit seiner gröberen Porosität und der Interkonnektivität der Poren, ermöglicht eine rasche Vaskularisation und erleichtert die Resorption durch Osteoklasten [158]. Die schnellere Resorptionsgeschwindigkeit geht zu Lasten der mechanischen Stabilität, diese ist im Vergleich zu HA geringer ausgeprägt [170]. Die genaue Zeit, bis es zur vollständigen Resorption und zum Ersatz durch neuen Knochen kommt, ist jedoch nicht vorhersagbar [171].

#### 1.4.2.4 Composite Graft

Bei der knöchernen Integration der in dieser Studie verwendeten Komposite aus keramischen Transplantaten mit autogener Spongiosa vermengen sich die zuvor genannten Prozesse und Eigenschaften der einzelnen Bestandteile der Transplantatmischung. Die osteoblastische Aktivität durch überlebende Stammzellen in der hinzugefügten Spongiosa trifft auf die vermehrte osteokonduktive Wirkung der porösen Strukturen der Keramiken. Ergänzend kommen die osteoklastische Resorption von keramischer Substanz und der Abbau von nekrotischer biologischer Substanz durch Makrophagen hinzu. Die osteoinduktiven Eigenschaften von autogener Spongiosa führen zu einer beschleunigten Revaskularisation als mit keramischem Material alleine.

## 1.5 Fragestellungen

In der vorliegenden Arbeit wird untersucht, ob und inwieweit sich die verschiedenen in den metaphysären Knochen eingebrachten Unterfütterungsmaterialien auf das radiologische, klinische und funktionelle Ergebnis auswirken.

Es soll das radiologische Ausheilungsergebnis bezüglich der Resorption und Integration des Transplantatmaterials sowie eine mögliche Nachsinterung des rekonstruierten, durch die Verletzung zuvor imprimierten, lateralen Tibiakopfplateaus überprüft werden. Als weiteres Vorhaben analysiert die Studie den Zusammenhang zwischen den verschiedenen Transplantatmaterialien und einer postoperativ aufgetretenen Achsendeviation. Aufgrund der Tatsache, dass eine Achsendeviation der unteren Extremität eine präarthrotische Deformität darstellt [116], soll herausgefunden werden, ob sich bei den verwendeten unterschiedlichen Unterfütterungsmaterialien ein Zusammenhang zur Entwicklung einer posttraumatischen Gonarthrose feststellen lässt.

Um den Einfluss der verwendeten Unterfütterung auf das klinische Ergebnis zu erfassen, wurden entsprechende körperliche Befunde erhoben. Es wird geprüft, ob die jeweilige Unterfütterung einen direkten Einfluss auf folgende Parameter, erhoben an der betroffenen Extremität, hat:

- Passive Streck- und Beugefähigkeit nach der Neutral-Null-Methode
- Klinisch feststellbarer Kniegelenkserguss
- palpatorischer Druckschmerz am Kniegelenk
- positive Meniskuszeichen [172,173,174,114]
- jeweils inspektorisch: Muskelatrophie und Genu valgum
- klinisch feststellbare Bänderinstabilität

Aufgrund der Schwere der Verletzung einer Tibiakopffraktur interessiert das funktionelle Ergebnis erheblich. Es soll untersucht werden, ob die Verwendung verschiedener Transplantate zur Auffüllung des Knochendefekts in der Metaphyse der Tibia unterschiedliche funktionelle Ergebnisse mit sich bringt. Dazu werden Selbsteinschätzungsfragebögen des Typs WOMAC 3.1 [175,176], Lysholm [177,178] und Tegner [179,180] verwendet.

Ziel dieser Studie ist es auch herauszufinden, inwieweit eine postoperative Nachsinterung des lateralen Gelenkflächenniveaus einen Einfluss auf das klinische und funktionelle Ergebnis hat. Zusätzlich wird eruiert, ob sich eine sekundäre Depression des Tibiakopfplateaus auf die posttraumatische Beinachsenstellung auswirkt. Es soll weiterhin aufgeklärt werden, ob die knöcherne Integration des Transplantats für das funktionelle Ergebnis von Belang ist. Als weitere Frage soll geprüft werden, welche Auswirkungen eine pathologische Achsendeviation auf das klinische, funktionelle und radiologische Ergebnis hat, wobei sich die radiologische Befunderhebung auf das Vorhandensein einer Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence Grad 0 bis 4 [181] beschränkt.

## 2 Methodik, Patientenkollektiv und Untersuchungsgrößen

Die Analyse der Behandlungsergebnisse nach operativer Versorgung wurde als retrospektive Auswertung durchgeführt. Die monozentrische Studie, die Untersuchungen fanden ausschließlich in den Räumlichkeiten des RoMed Klinikums in Rosenheim statt, beinhaltet zudem Befunderhebungen zur aktuellen Klinik und Funktion. Somit wurde die retrospektive Betrachtung durch Untersuchungen im Rahmen einer klinischen und funktionellen Fall-Kontrollstudie ergänzt.

### 2.1 Anzahl der Patienten, Untersuchungszeitraum, Nachuntersuchungs-Kollektiv, Gruppenbildung

Die in dieser Studie betrachteten Patienten mit lateraler Tibiakopffraktur wurden im Zeitraum Januar 2012 bis Dezember 2017 in den RoMed Kliniken Rosenheim und Prien mit einer operativen Versorgung der Verletzung behandelt. Der Beobachtungszeitraum umfasst somit 6 Jahre. Die durchgeführte Nachuntersuchung und Befragung der Patienten fand vom 14.11.2018 bis zum 27.02.2019 in den Räumlichkeiten der RoMed Klinik Rosenheim statt. Der früheste Zeitpunkt einer Nachuntersuchung lag bei 12 Monaten postoperativ. Der zeitliche Abstand zur Operation wurde gewählt, da zu erwartende arthrotische Veränderungen, Beinachsenabweichungen und Einschränkungen in der Beweglichkeit sich erst ab diesem Zeitraum abzeichnen [10]. Die maximale Zeitspanne von der Operation bis zur Untersuchung erstreckte sich auf 6 Jahre und 2 Monate.

#### Einschlusskriterien:

- lateraler Tibiakopf Impressionsspaltbruch mit operativer Versorgung
- Einteilung nach Schatzker: II und III [118,108]
- Einteilung nach A/O Klassifikation: B2.1, B2.2 und B3.1 [44,45,108]
- Mindestalter 18 Jahre
- Untersuchungszeitpunkt erfolgte mindestens 12 Monate postoperativ

### Ausschlusskriterien:

- Einteilung nach Schatzker: I, IV, V und VI [118,108]
- Einteilung nach A/O Klassifikation: alle anderen Einteilungen als die unter den Einschlusskriterien genannten [44,45,108]
- Entire Condyle Verletzung
- Beteiligung der medialen Gelenkfläche
- Komplexverletzung, zusätzliche Knie-Verletzungen über den lateralen Tibiakopf Impressionsspaltbruch hinausgehend
  - Kreuzbandrupturen
  - Läsionen der Seitenbänder
  - Verletzungen benachbarter Gelenke (Sprunggelenk, Hüftgelenk)
  - Verletzungen benachbarter Knochenstrukturen (Frakturen von Tibiaschaft, Femur, distale Fibula, Talus, Kalkaneus, knöcherner Ausriss der Tuberositas tibiae)
- nicht mobilisierbare Patienten aufgrund von zusätzlichen Diagnosen, z.B. Pflegefälle mit entsprechendem Pflegegrad
- Zwischenzeitliche Versorgung mit einer Endoprothese nach der initialen operativen Versorgung
- aktive Schwangerschaft

Die initiale Auswahl der in Frage kommenden Patienten erfolgte mittels Datenexport anhand der entsprechenden ICD Kodierungen durch die EDV-Abteilung des RoMed Klinikums Rosenheim. Die Gesamtheit der Patienten mit Tibiakopffrakturen umfasste zu Beginn 114 Patienten. Durch die strikte Anwendung der angeführten Ein- und Ausschlusskriterien reduzierte sich die Anzahl der zu untersuchenden Patienten auf 66. Folgerichtig schieden 48 Patienten als mögliche Studienteilnehmer aus. Die entsprechenden Gründe für einen Ausschluss aus der Studie gliederten sich wie folgt auf:

- 22 Patienten hatten Frakturen die nach Ihrer Bruchmorphologie nicht Schatzker II oder III angehörten oder nach der AO-Klassifikation nicht einer B2.1, B2.2 und B3.1 Fraktur zugeordnet werden konnten
- 6 Patienten wiesen eine Entire condyle Verletzung auf
- 4 Patienten boten zusätzlich eine ipsilaterale Ruptur des vorderen Kreuzbands
- 4 Patienten hatten neben einer Tibiakopffraktur zusätzliche Frakturen im Bereich des Sprunggelenks
- 2 Patienten zeigten Frakturen am ipsilateralen Kalkaneus
- 1 Patient litt an einer zusätzlichen ipsilateralen Tibiaschaftfraktur
- 1 Patient zeigte einen ipsilateralen knöcherner Ausriss der Tuberositas tibiae neben seiner Tibiakopffraktur

- 4 Patienten waren zum Zeitpunkt der anstehenden Untersuchungen bereits nicht mehr mobilisierbar
- 3 Patienten erhielten nach der operativen Versorgung der Tibiakopffraktur im Verlauf eine Totalendoprothese des ursprünglich verletzten Knies

Nach dem positiven Votum der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München vom 21.12.2018, unter Einhaltung des Datenschutzes und unter der Berücksichtigung der stets gebotenen ärztlichen Schweigepflicht, wurden die Patienten telefonisch kontaktiert, über die Studie umfassend informiert und zur Qualitätskontrolle des Behandlungsergebnisses mit der entsprechenden Terminvereinbarung eingeladen. Im Anschluss erhielten die Patienten auf dem Postweg ein Anschreiben mit der entsprechenden Terminbestätigung und einer Anfahrts- und Wegbeschreibung. Ebenso wurden die standardisierten Selbsteinschätzungsfragebögen WOMAC 3.1 [175,176], Lysholm [177,178] und Tegner [179,180] zugesandt, welche zum Termin vom Patienten bereits ausgefüllt wieder mitgebracht werden sollten. An dieser Stelle muss darauf hingewiesen werden, dass die zu vergebenden Punkte auf den Fragebögen für die Patienten jeweils nicht dargestellt wurden. Zur Berechnung der jeweiligen Gesamtpunktzahl aus den angekreuzten Aussagen wurde die entsprechende Zuordnung der Punkte berücksichtigt. Zusätzlich enthält das Anschreiben die Patientenaufklärung inklusive der Einwilligung zur Teilnahme an der Studie. Diese Aufklärung wurde beim Termin nochmal besprochen, etwaige offene Fragen geklärt und sodann vom Patienten angenommen oder abgelehnt. Insgesamt konnten so 34 Patienten untersucht und befragt werden. Zur genaueren Differenzierung der intraoperativ verwendeten Unterfütterungsmaterialien fand das Studium aller Operationsberichte statt. Daraus ergab sich folgende Gruppierung der angewandten Unterfütterung:

- keine Unterfütterung (ohne)
- TCP/Hydroxylapatit
- Composite Graft
- Spongiosa

## 2.2 Methode der operativen Versorgung - lateraler Tibiakopf- Impressionsspaltbruch

Die operative Versorgung des lateralen Tibiakopf-Impressionsspaltbruchs unterliegt einem klassischen Standard, welcher die Wiederherstellung der korrespondierenden Gelenkflächen zum Ziel hat [71,108,182,183,184,185]. Im untersuchten Kollektiv wurde durch die Operateure nach diesem Standard verfahren. Bei der Operation unterscheidet man, je nach Lokalisation der Impression, auch den erforderlichen Zugang. Liegt die Impression vorwiegend im vorderen Anteil des lateralen Pfeilers, erfolgt die Präparation nach dem folgenden Prinzip:

Orientierung an der Tibiakante proximal, dem Tuberculum Gerdy im weiteren Verlauf nach kranial und bogenförmig ziehend weiter nach proximal zur Darstellung des vorderen Gelenkanteils. Die tiefe Präparation setzt den Ursprung des M. tibialis anterior im proximalen Anteil ab, gleichzeitig wird der Ansatz der Patellarsehne dargestellt. Der Außenmeniskus wird in seiner Verankerung an der Tibia mittels Durchtrennung des menisco-tibialen Bandes dargestellt und gleichzeitig mit U-Nähten armiert. Liegt ein Korbhenkelriss vor, dann wird der Meniskus basisnah in die Armierung einbezogen. Die Rekonstruktion und erneute Verankerung des Außenmeniskus sind somit möglich. Die Armierungsnähte werden später transossär oder über dem Implantat geknüpft und finden somit ihre Verankerung an der Tibia. Zur Darstellung des Gelenks wird diese Armierung mit nach proximal gezogen, sodass man unter dem Außenmeniskus auf die Gelenkfläche des Tibiakopfes stößt und somit das Gelenk einsehen kann. Diese Einsicht kann durch eine Varisierung des Kniegelenkes optimiert werden. Nach entsprechender Darstellung des lateralen Gelenkanteils kann mit der Rekonstruktion der Gelenkfläche begonnen werden. Hierbei gibt es zwei alternative Möglichkeiten:

- Es wird über ein gesondertes Fenster in der Cortikalis des lateralen metaphysären Tibiakopfs mit einem Stößel unter Bildwandlerkontrolle die Gelenkfläche schrittweise aufgerichtet und auf das ursprüngliche Niveau gebracht. Dies setzt voraus, dass der laterale Rand der Tibiakopfgelenkfläche posttraumatisch erhalten geblieben ist.
- Liegt zusätzlich zur Impression auch ein Spaltbruch vor, kann dann ggfs. der laterale Tibiakopf über den Spalt aufgeklappt werden und somit die Impression unmittelbar eingesehen und aufgerichtet werden.

Liegt hingegen die Impression im Wesentlichen im hinteren Anteil des lateralen Pfeilers, so ergeben sich wiederum mehrere Möglichkeiten zur Darstellung der imprimierten Gelenkfläche:

- Eine Möglichkeit zur besseren Darstellung der hinteren Kontur ist die Freilegung durch Absetzen der Bizepssehne am knöchernen Ansatz an der Fibula. Hierzu wird, nach vorheriger Präparation des N. peroneus, die Bizepssehne und das laterale Seitenband dargestellt und knochernah an der Fibula in Form eines Medaillons abgesetzt. Hierdurch gelangt man an die hintere Kapsel und an den sogenannten „Arcuatum-Komplex“. Die Präparation in diesem Abschnitt ermöglicht die Einsicht auf den hinteren Tibiakopfanteil, der

dann einer Reposition, bzw. einer Stabilisierung mit dem geeigneten Implantat, zugänglich ist [186].

- Eine weitere Möglichkeit ist der sog. Zugang nach Frosch, der eine Präparation posterolateral zwischen lateralem M. gastrocnemius und M. soleus vorsieht [187]. Wichtig hierbei ist eine ausreichende Einsicht auf die Gelenkfläche, die den gesamten Pfeiler bis hin zur Eminentia intercondylaris einschließen sollte. Nur so kann eine adäquate Reposition durchgeführt werden. Zur Verbesserung der Einsicht ist meist, wie bereits genannt, eine Varisierung des Kniegelenkes, bis hin zur sogenannten „Viererposition“ erforderlich. Dies muss durch eine adäquate Assistenz erreicht werden [188].

Je nach Größe der Gelenkflächenfragmente muss eine temporäre Stabilisierung mit Kirschner-Drähten oder Schrauben vorgenommen werden. Nach temporärer Aufrichtung erfolgt eine erneute Bildwandlerkontrolle zur Sicherung der Wiederherstellung der ursprünglichen Anatomie des lateralen Pfeilers.

Ist die Impression der Gelenkfläche wieder egalisiert, so muss man sich im zweiten Schritt mit der Unterfütterung der Gelenkebene und des metaphysären Defektes beschäftigen. Es ist von großer Bedeutung, dass möglichst viel Spongiosaanteil an dem Gelenkknorpel verbleibt, um eine spätere adäquate Ernährung des bereits traumatisierten Gelenkknorpels zu gewährleisten [153,156].

Die Unterfütterung muss im Wesentlichen eine mechanisch stabile Auffüllung des Defektes gewährleisten. Hierbei sind, neben den biomechanischen Aspekten, auch biologische zu berücksichtigen. Es muss nämlich gesichert sein, dass die eingebrachten Materialien zur Unterfütterung eine spätere Einheilung in den metaphysären Knochen ermöglichen.

Das eingebrachte Material wird entweder, wie oben genannt, über das Fenster oder über den abgeklappten lateralen Tibiakopfanteil eingebracht und zur Erhöhung der Stabilität meist auch verdichtet. Das eingebrachte Material sollte primär autogenen Ursprungs sein, denn die bisherige Lehrmeinung sieht autogene Spongiosa oder corticospongiöse Späne als Goldstandard zur Auffüllung von Knochendefekten an [73,94,95,96,103,126,127]. Alternative Unterfütterungsmaterialien stehen aber zur Verfügung, deren Vor- und Nachteile werden kontrovers diskutiert [76,104].

Nach Reposition der Gelenkfläche, temporärer Fixierung und Unterfütterung bzw. Auffüllung des entstandenen Defektes in der Metaphyse, wird zur endgültigen Stabilisierung ein winkelstabiles Implantat eingebracht. Die Winkelstabilität ist eine wichtige Voraussetzung damit die Gelenkfläche gehalten werden kann. Bisherige Untersuchungen konnten den Vorteil des winkelstabilen Implantats gegenüber einem konventionellen, nicht-winkelstabilen Implantats beweisen [189,190]. Je nach Ausdehnung der Fraktur und unter Berücksichtigung auch der Beteiligung des proximalen Tibiaschaftes, werden die Implantate entweder über den offenen

Situs direkt angelegt oder „eingeschoben“. Das bedeutet, dass, nach epi-periostaler Freilegung der lateralen Tibiafläche, das Implantat knochennah eingebracht wird. Hierzu haben sich in der Vergangenheit anatomisch geformte Implantate bewährt. Reicht das Implantat bis weit distal an den Tibiaschaft, so kann die maximal distal gelegene Schraube perkutan unter Bildwandlerkontrolle eingebracht werden. Dies ist bedeutend, da das minimalinvasive Vorgehen, welches eine nur bedingte Freilegung erfordert, erhebliche Vorteile gebracht hat [190,191].

Beim Wundverschluss steht die sichere Verankerung des Außenmeniskus durch transossäre Nähte oder durch eine entsprechende Fixierung am Implantat an erster Stelle. Anschließend erfolgt die Re-Insertion des M. tibialis anterior und ggfs., bei ausgedehnter Präparation im posterioren Anteil des lateralen Pfeilers, die Re-Insertion des Bizepssehnen-Ansatzes an der Fibula.

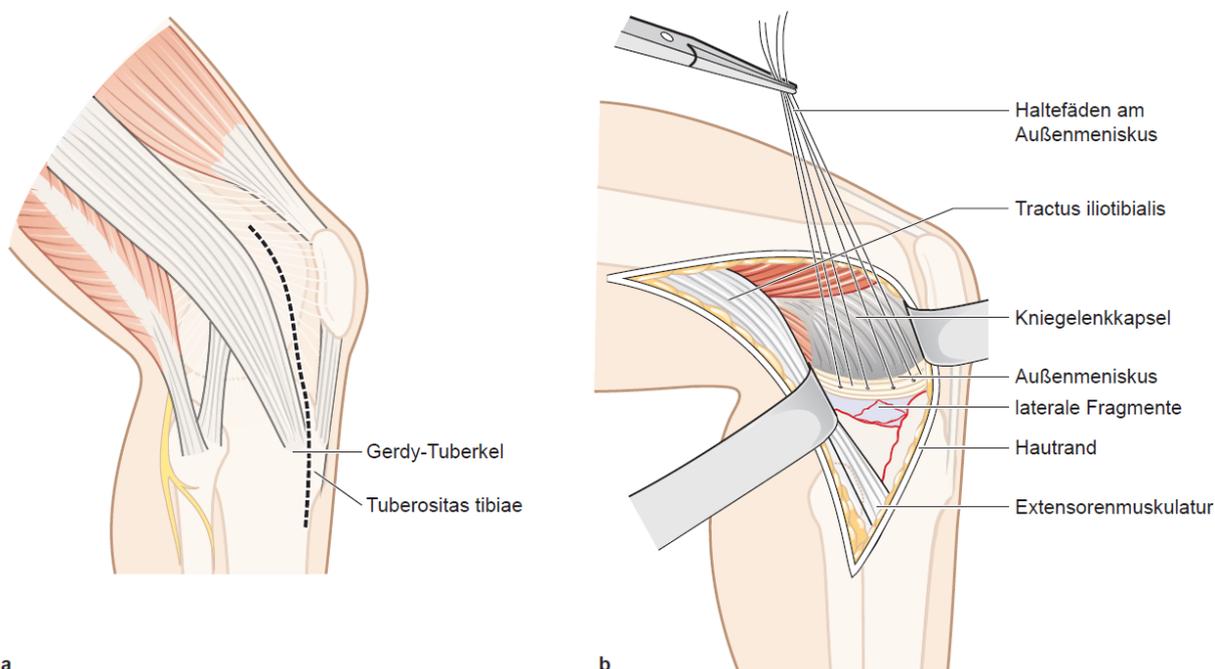


Abbildung 12: Anterolateraler Zugang [66]

a) Hautschnitt bei 30° gebeugtem Knie

b) Sicht ins Gelenk mit angehobenem Außenmeniskus

### 2.3 Klinische Nachuntersuchung

Die Untersuchung des operativ versorgten Knies lief als kontrollierte und systematisierte klinische Untersuchung unter Verwendung üblicher und vor allem standardisierter orthopädischer Untersuchungstechniken ab [172,173,192,174,114]. Bei der in Augenscheinnahme der entkleideten Beine achtete der Untersucher auf eine mögliche Muskelatrophie. Ebenso erfolgte eine visuelle Inspektion der vorliegenden Beinachsen mit der möglichen Diagnose eines Genu varum oder eines Genu valgum. Ein weiteres Augenmerk wurde darauf gerichtet, ob eine Schwellung des Knies oder auch ein Genu recurvatum vorliegt. Die manuelle Untersuchung des Kniegelenks hinsichtlich des Bewegungsumfangs wurde nach der Neutral-Null-Methode [193] unter Zuhilfenahme eines Winkelmessers, auch Goniometer genannt, durchgeführt. Für die Beugefähigkeit im Kniegelenk liegt der physiologische Bereich bei 120°-150°, darunter liegt eine Beugehemmung vor. Eine Überstreckbarkeit von 5-10° gilt als physiologisch [193,194]. Ist diese nicht möglich, so spricht man von einer Streckhemmung. Bei dem flach auf dem Rücken liegenden Patienten wurde die Patella unter entsprechendem Anpressdruck dahingehend untersucht, ob ein Kniegelenkserguss mit dem klinischen Bild einer tanzenden Patella festzustellen ist. Ebenso am liegenden Patienten folgte die Überprüfung, ob sich bei der Palpation der Gelenkspalte ein Druckschmerz auf der medialen oder lateralen Seite feststellen ließ. Um eine mögliche Läsion der Menisken zu erheben, kamen mehrere Meniskustests [172,173,174,114,195] zur Anwendung. Die Examination nach Steinmann I schloss jeweils eine Testung in Außen- und Innenrotation mit ein, gefolgt von der Überprüfung des Steinmann II Zeichens. Die Untersuchung eines möglichen Payr-Zeichens rundeten die Meniskustests ab. In die Auswertung floss nur die qualitative Aussage mit ein, ob klinische Meniskuszeichen vorliegen oder nicht. Zusätzlich testete der Untersucher die Stabilität der Bänder im Bereich des Kniegelenks. Hierzu zählen der vordere und hintere Lachman-Test [174,196,197,198], der Schubladentest und der dorsale Durchhang [174]. Die Stabilitätsprüfung der Seitenbänder fand durch die Herbeiführung von Valgus- und Varusstress bei 0° Kniestreckung und bei 30° Kniebeugung [172,173,174,114] statt.

### 2.4 Beurteilung des funktionellen Ergebnisses

Im Rahmen des Nachuntersuchungstermins kam es auch zur Besprechung der Selbsteinschätzungsfragebögen nach WOMAC 3.1 [175,176], Lysholm [177,178] und Tegner [179,180]. Eine Korrektur bzw. Anpassung wäre nur bei fehlerhaft ausgefüllten Testbögen erforderlich gewesen.

### 2.4.1 Lysholm-Score

Der Lysholm-Score wurde 1982 [177] eingeführt und 1985 [179] zum sogenannten modifizierten Lysholm Knee Score abgeändert. Mit der modifizierten Form entwickelte sich der Score zu einem von den Patienten selbst auszufüllenden Selbsteinschätzungsfragebogen für die Beurteilung der posttraumatischen oder postoperativen Kniefunktion weiter. Die Originalversion des modifizierten Lysholm-Scores übersetzte 2011 Brigitte Wirth et al [178] ins Deutsche und veröffentlichte gleichsam seine Validierung. Diese Version kam in dieser Studie zur Anwendung (Anlage 1). Der Lysholm-Score besteht aus insgesamt 8 Fragen, die jeweils einer unterschiedlichen Gewichtung unterliegen. Folgende Bereiche der Kniefunktion decken die Fragen des Lysholm-Scores ab: Hinken (maximal 5 Punkte), Belastung (maximal 5 Punkte), Blockierung (maximal 15 Punkte), Instabilität (maximal 25 Punkte), Schmerzen (maximal 25 Punkte), Schwellung (maximal 10 Punkte), Treppensteigen (maximal 10 Punkte) und Hocken (maximal 5 Punkte). So ergibt sich eine maximale Punktzahl von 100 Punkten wobei Mitsou et al schon 1990 [199] eine erste und Briggs et al 2006 [200] eine bis heute gebräuchliche Bewertung bzw. Interpretation vornahmen: 95 bis 100 Punkte „ausgezeichnet“, „gut“ für 84 bis 94 Punkte, „ausreichend“ für 65 bis 83 Punkte und „schlecht“ für weniger als 65 Punkte.

### 2.4.2 WOMAC 3.1-Score

Der WOMAC-Score wird zur Bewertung der Lebensqualität mittels Selbsteinschätzungsfragebogen vor und nach operativen Eingriffen, vorrangig an der Hüfte und am Knie, verwendet [173,201]. Bereits 1982 an der Western Ontario und der McMaster Universität entwickelt [202], wurde der Score mehrfach weiterentwickelt und in dieser Studie als Version 3.1 angewandt [203]. Stucki et al [176] übersetzten den WOMAC-Score 1996 ins Deutsche. Er besteht aus 5 Fragen bezüglich der Schmerzsituation, zwei Fragen hinsichtlich einer Bewegungseinschränkung und insgesamt noch 17 Fragen zur Funktion des Gelenks (Anlage 2). Jede Frage hat einen Punktwert von 0 bis 4, bei insgesamt 24 Fragen ergibt sich eine maximale Gesamtpunktzahl von 96. Im Ergebnis bedeuten höhere Werte stärkere Schmerzen, mehr Steifigkeit und mehr funktionelle Einschränkungen und im Umkehrschluss niedrigere Werte eine geringere Beschwerdesymptomatik. Validiert wurde der Score von Bellamy et al [204] bereits 1988.

### 2.4.3 Tegner-Score

Der Tegner-Score ergänzte 1985 [179] den bereits existierenden Lysholm-Score aus dem Jahre 1982 [177]. Die beiden Professoren Tegner und Lysholm optimierten den Score dahingehend, dass auch das Aktivitätsniveau des Probanden mit in die Beurteilung einfließen konnte. Die deutsche Version von 2013 veröffentlichte Wirth et al [180], die auch die Validierung des

deutschsprachigen Tegner-Scores vornahmen. Diese Version kam in dieser Studie zum Ansatz (Anlage 3). Der Tegner-Score besteht aus insgesamt 11 Aktivitätsstufen, skaliert von 0 für die geringste Aktivität, bis hin zu 10 für die intensivste Aktivität. Die Einschätzung der Partizipation an sportlicher Aktivität, beruflichen Tätigkeiten und alltäglichen Bewegungsformen erbrachten die Patienten in Eigenregie. Um das am Patienten orientierte Outcome beurteilen zu können, mussten die Patienten ihr Aktivitätsniveau vor dem Unfallgeschehen und postoperativ angeben, wobei der frühestmögliche Zeitpunkt der postoperativen Aktivitätsbeurteilung 12 Monate nach der Operation lag. Ergänzend erhob der Fragebogen die Körpergröße in cm und das Gewicht in kg, woraus sich der BMI, der sogenannte Body-Mass-Index, nach der Formel Körpergewicht in kg dividiert durch das Quadrat der Körpergröße in Metern errechnen ließ. Daraus ergibt sich für den BMI die Maßeinheit  $\text{kg/m}^2$ .

## 2.5 Ganganalyse

Im hauseigenen Bewegungslabor der RoMed Klinik Rosenheim fand die Untersuchung des Gangbildes durch eine instrumentelle Ganganalyse unter Zuhilfenahme des Noraxon MyoMotion Inertialsensor Systems für 3D Bewegungsanalysen [205] statt. Die per Funk agierenden Sensoren wurden jeweils temporär, entsprechend den Vorgaben des verwendeten Systems mit der entsprechenden Zielsetzung, am Patienten an der unteren Extremität angebracht. Als Referenzsensor diente der Beckensensor. Dieser wurde mit dem Gurt dorsal auf Höhe des kranialen Rands des Kreuzbeins fixiert. Die Sensoren am Oberschenkel wurden nach dem Standard des Hauses lateral mittig am Femur über dem Tractus iliotibialis mittels elastischer Binde montiert, analog die Unterschenkelsensoren mittig auf der Tibiavorderkante. Die Fußsensoren folgten dorsal über der zentralen Fußwurzel, ebenso mit einer elastischen Binde gesichert. Zur Kalibrierung der Software wurde eine distorsionsfreie Stelle im Raum gesucht. Dort fand die Kalibration der Sensoren am jeweiligen Probanden in der „Standing straight Position“ statt. Im Falle einer vorliegenden Streckhemmung folgte der Rückgriff auf das Kalibrationsprotokoll in sitzender Position. Die Patienten wurden aufgefordert, barfuß eine standardisierte Wegstrecke von 15 m in subjektiv als angenehm empfundenem Schrittempo geradeaus zu gehen. Unter visueller Beobachtung des Untersuchers erfolgten bei wiederholten Durchläufen der Gehstrecke jeweils durch die Noraxon MyoMotion Software gesteuerte Messungen, wodurch sich u.a. der für diese Studie relevante Parameter ROM des Kniegelenks als Durchschnittswert erheben ließ. Als Normalwert des Bewegungsumfangs wurde  $56,7^\circ$  bis  $70^\circ$  analog der vorherrschenden Literatur festgelegt [206,207,208,209]. Bestimmt wurden prinzipiell alle aktiv genutzten Gelenkwinkel in den entsprechenden Freiheitsgraden des jeweiligen Gelenks.

## 2.6 Radiologische Untersuchung

Die Patienten wurden einer klassischen Röntgendiagnostik zugeführt, wobei es zu einer Ganzbeinaufnahme des betroffenen Beines und zu einer Aufnahme des operierten Knies in zwei Ebenen kam.

### 2.6.1 Ganzbeinaufnahme

Zur Detektion von Achsenfehlstellungen der unteren Extremität dient die Ganzbeinaufnahme als Goldstandard [210]. Die Ganzbeinaufnahme fertigte entsprechend geschultes Personal der RoMed Klinik Rosenheim als konventionelle Röntgenaufnahme mittels digitaler Aufnahmetechnik im anterioren-posterioren Strahlengang an. Dabei achteten die medizinisch-technischen Assistenten insbesondere auf die korrekte Ausrichtung des Beines hinsichtlich der Zentrierung der Patella zwischen den Femurcondylen. Die durch eine justierende Innen- oder Außenrotation des Fußes genau zentrierte Patella stellt das wichtigste Qualitätskriterium der Ganzbeinaufnahme dar (Abbildung 13). Die Aussagekraft der zu messenden Winkel und Strecken hängt maßgeblich von der Qualität der Anfertigung der Ganzbeinaufnahme ab [172,211].

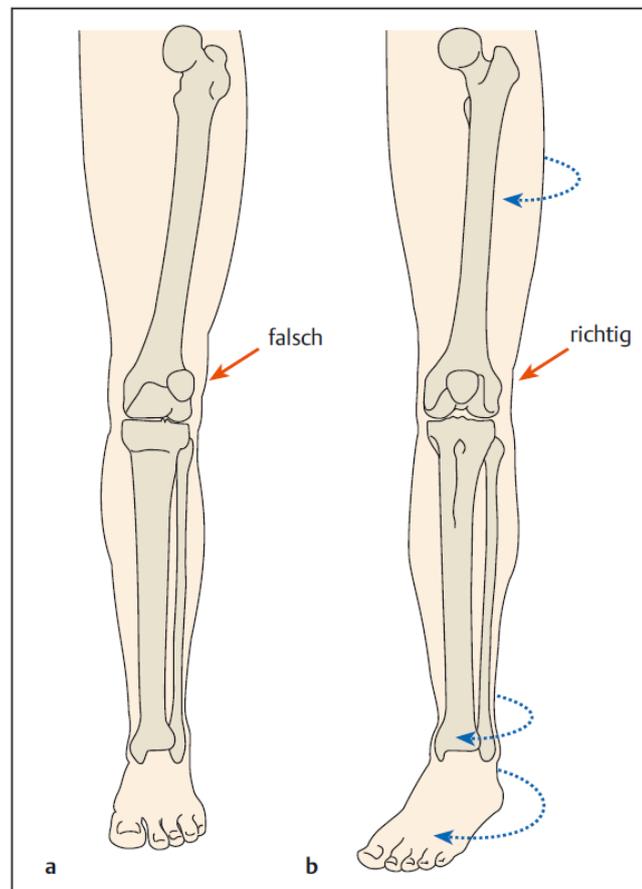


Abbildung 13: Korrektur einer Ganzbeinaufnahme [211]

a) falsch ausgerichtete Patella durch Torsionsfehler des Unterschenkels

b) richtig ausgerichtete Patella, Korrektur durch Rotation des Unterschenkels

Die Ganzbeinaufnahme ließ die manuelle digitale Ausmessung der anatomischen und mechanischen Achsen der unteren Extremitäten zu. Die anatomische Beinachse (Abbildung 14) ergibt sich stets aus dem Winkel der anatomischen Achse des Femurs zur anatomischen Achse der Tibia, die sich wiederum jeweils in der Mittschafftslinie von Femur und Tibia wiederfinden [172,211,116,212,213,214]. Als Normalbereich wurde für diese Studie die Spanne zwischen  $5^\circ$  und  $9^\circ$  ( $7^\circ \pm 2^\circ$ ) definiert [212,215].

Zusätzlich wurde der mechanische tibio-femorale Winkel (mTFA) erhoben. Dieser Winkel ergibt sich definitionsgemäß aus der mechanischen Femurachse und der mechanischen Tibiaachse [172,214,216,217,218] (Abbildung 14). Bereits 1990 zeigten Hsu et al [219] und 1994 Chao et al [214], dass die mechanische tibio-femorale Achse eine Bandbreite von  $-1^\circ$  bis  $+3,4^\circ$  aufweist. Diese Spanne diente in dieser Arbeit als Normalbereich.

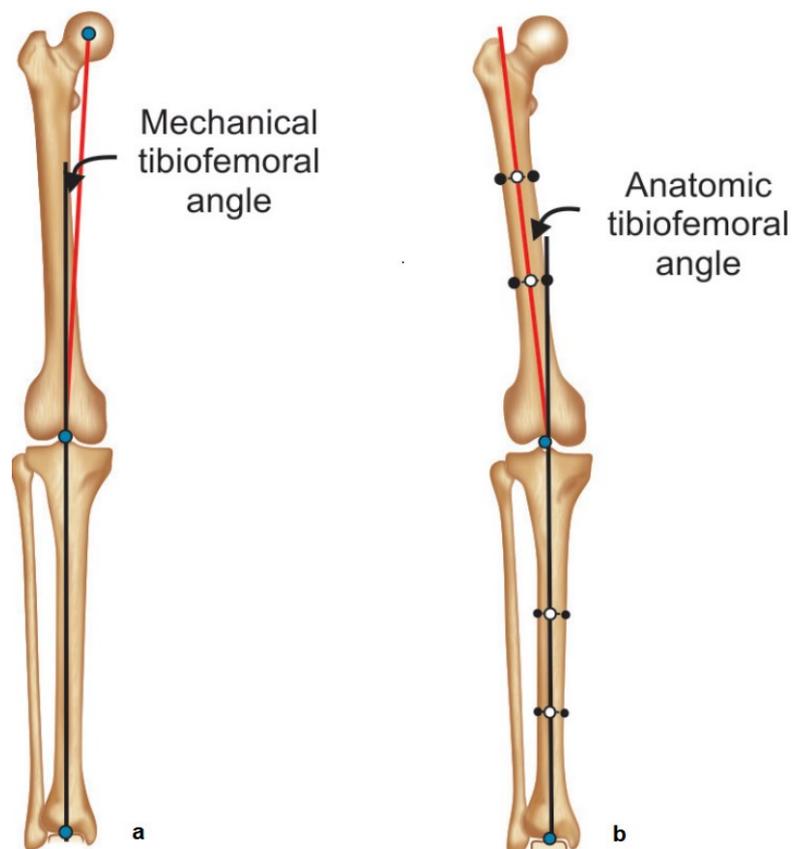


Abbildung 14: mechanischer (a) und anatomischer (b) tibio-femoraler Winkel der unteren Extremität [212]

Die mechanische Beinachse, auch Mikulicz-Linie oder Traglinie genannt, ergibt sich aus der Verbindungslinie des Hüftkopfzentrums mit dem Zentrum des oberen Sprunggelenks. Die Mikulicz-Linie [220] läuft physiologisch medial der Kniegelenksmitte (Abbildung 15). Der Abstand der Traglinie (Mikulicz-Linie) zur Kniemitte wird in Millimetern gemessen. Die Ergebnisse ermöglichten die Ermittlung einer Varus- oder Valgusabweichung der Beinachse.

Der hier bestimmte Abstand der Kniemitte zur mechanischen Beinachse wird als MAD [116,212,213,221] bezeichnet.

Die normale mechanische Achse verläuft 8 mm medial der Kniegelenksmitte. Die Spannweite des physiologischen Abstands der Mikulicz-Linie von der Kniegelenksmitte liegt bei  $8 \pm 8$  mm medial gelegen. Abweichungen weiter nach medial oder lateral sind als pathologisch zu werten [212]. In dieser Arbeit zeigten positive Werte einen medialen Abstand der Mikulicz-Linie vom Kniezentrum an, negative Werte einen lateral gelegenen Abstand.

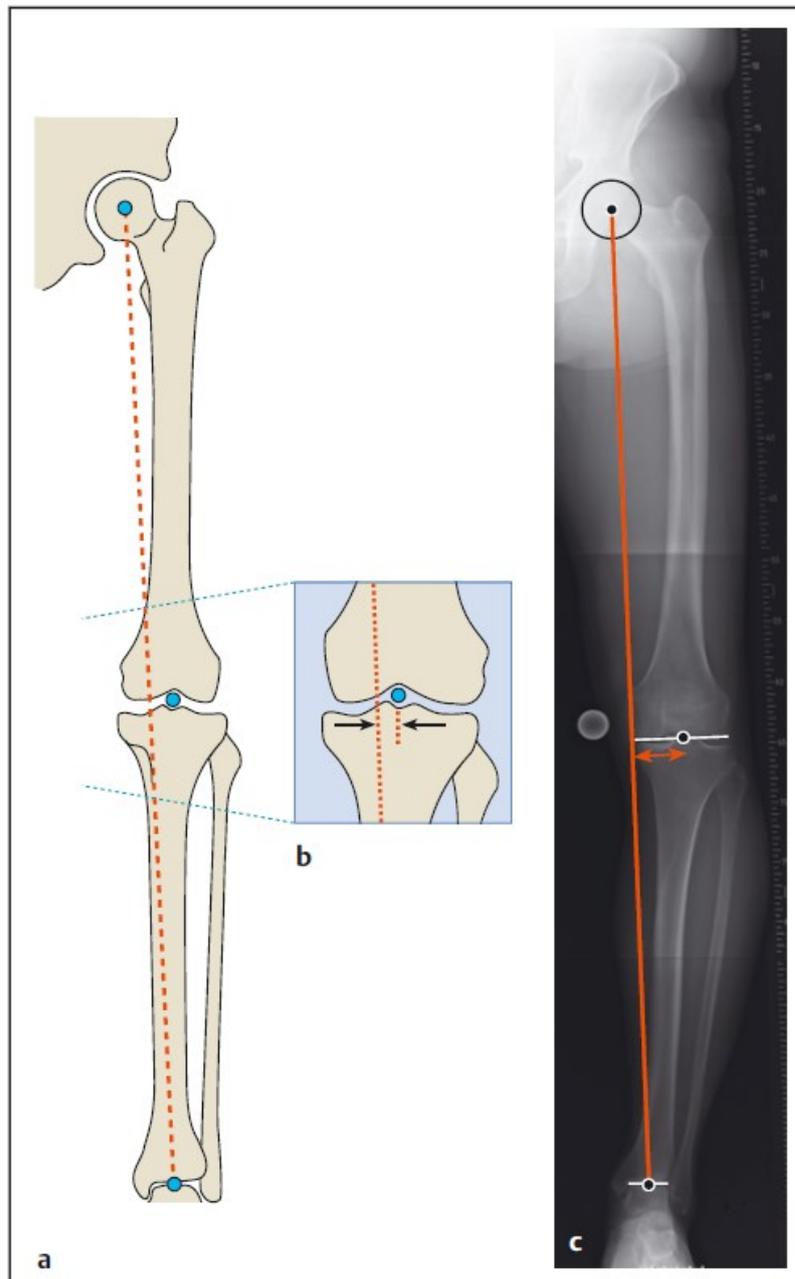


Abbildung 15: Mechanische Beinachse - Mikulicz-Linie [211]

- a) Schematische Darstellung
- b) Detailansicht Kniegelenksmitte, Darstellung MAD (siehe Pfeile)
- c) Darstellung der Mikulicz-Linie in einer Röntgen-Ganzbeinaufnahme

Die Ausmessung aller Strecken und Winkel erfolgte mittels der Software RVC Clinical PACS der Firma RVC Medical IT GmbH [222]

### 2.6.2 Knie in zwei Ebenen

Zusätzlich zur Beinachsen Diagnostik wurde auch ein konventionelles Röntgenbild vom Knie in zwei Ebenen angefertigt, jeweils im Stehen als seitliche und als anteriore-posteriore Aufnahme. Als Grundlage der Aufnahmen fungierten die Leitlinien zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik in der Version vom 20.11.2007 [223]. Die Aufnahmen des Knies dienten zur Beurteilung einer möglichen Gonarthrose, der knöchernen Integration des Unterfütterungsmaterials und einer möglichen Nachsinterung der lateralen Tibiakopf-Gelenkfläche [224,225]. Die Gonarthrose, beziehungsweise der Grad der Arthrose, wurde nach den Kriterien von Kellgren und Lawrence [181] beurteilt. Die Einteilung erfolgt in Grad 0 bis 4, basierend auf einem Punktesystem. In dieser Studie kamen die addierten Punkte zur Anwendung, nicht die entsprechende Gradeinteilung. Nachfolgende Tabelle zeigt die detaillierte Aufstellung der radiologischen Befunde und der dazugehörigen Punktevergabe nach Kellgren und Lawrence.

Tabelle 1: Punktesystem nach Kellgren und Lawrence

Osteophyten	Gelenkspalt	Sklerosierung	Deformierung	Punkte
keine / fraglich	nicht/fraglich verschmälert	keine	keine	0
eindeutig	deutlich verschmälert	leicht	leicht	1
multiple / groß	stark verschmälert	leicht mit Zystenbildung	deutlich	2
	aufgehoben	stark mit Zystenbildung		3

Als maximale Punktzahl sind 10 Punkte zu erreichen. Somit ergibt sich die Einteilung in Grad 0 bei 0 Punkten, in Grad 1 bei 1 bis 2 Punkten, in Grad 2 bei 3 bis 4 Punkten, in Grad 3 bei 5 bis 9 Punkten und als maximale Ausprägung der Arthrose Grad 4 bei 10 Punkten. Die folgenden konventionellen Röntgenaufnahmen in der Frontalebene demonstrieren anschaulich die Befunderhebung von typischen Arthrosezeichen und die entsprechende Gesamteinteilung nach Kellgren und Lawrence.

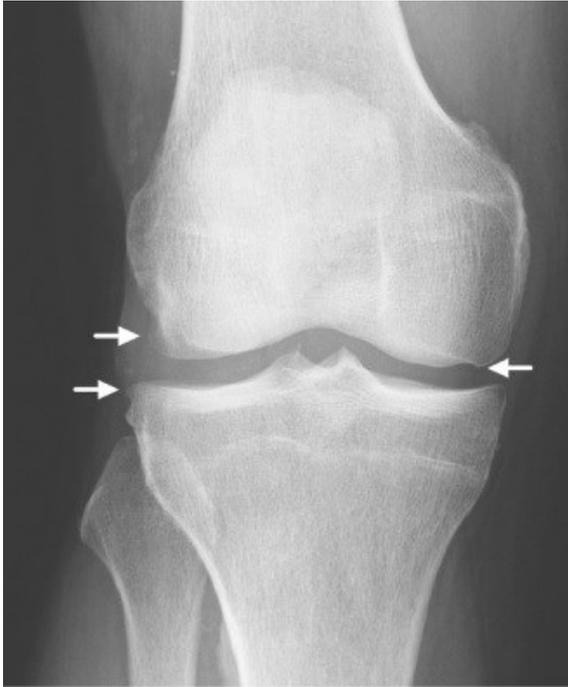


Abbildung 16: Kellgren-Lawrence Grad 1  
Mögliche Osteophyten medial am Femur  
sowie lateral am Femur und Tibia (weiße  
Pfeile) [226]

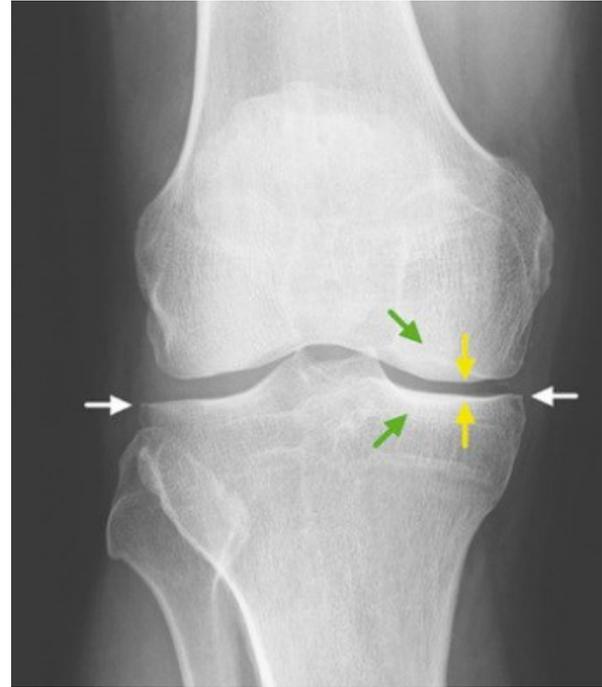


Abbildung 17: Kellgren-Lawrence Grad 2  
Minimale Osteophyten medial und lateral an  
der Tibia (weiße Pfeile), leichte mediale  
Gelenkspaltverschmälerung (gelbe Pfeile)  
und moderate subchondrale Sklerose des  
medialen femorotibialen Kompartiments  
(grüne Pfeile) [226]

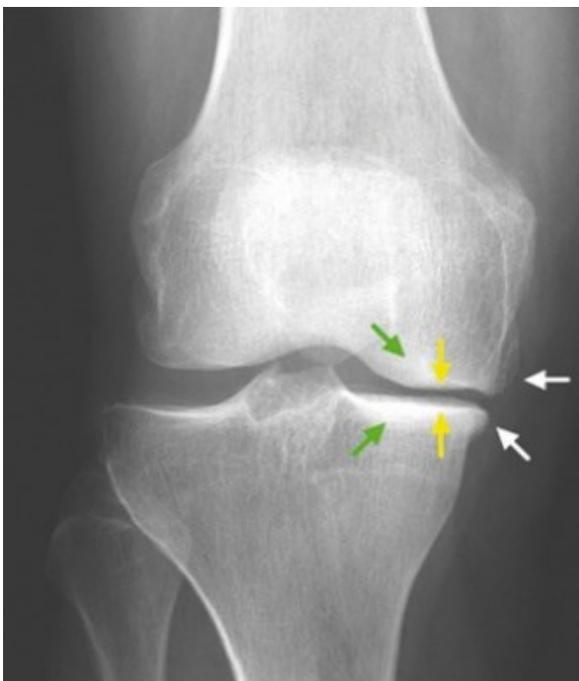


Abbildung 18: Kellgren-Lawrence Grad 3  
Multiple Osteophyten (weiße Pfeile) mit  
definitiver Gelenkspaltverschmälerung (gelbe  
Pfeile) und subchondraler Sklerose des  
medialen femorotibialen Kompartimentes  
(grüne Pfeile). Beginnende Verformung des  
medialen Femurs und der Tibia [226]

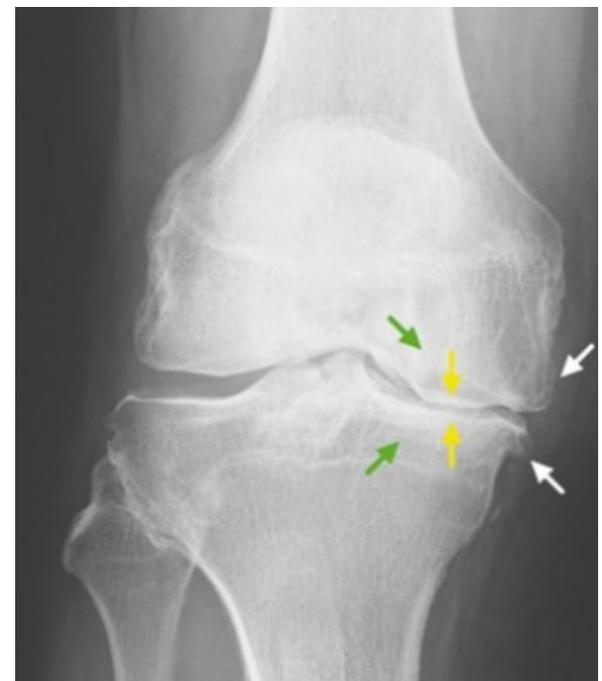


Abbildung 19: Kellgren-Lawrence Grad 4  
Ausgeprägte Osteophyten (weiße Pfeile),  
Gelenkspaltverschmälerung (gelbe Pfeile)  
und subchondrale Sklerose (grüne Pfeile).  
Deformation des medialen femorotibialen  
Kompartimentes [226]

Für die knöcherne Integration gibt es keine allgemein gültigen Kriterien. Ein international verwendeter Score liegt bis heute nicht vor. Aus diesem Grund wurde auf die Dissertation von Felix Brüning genannt Wolter aus dem Jahre 2016 [227] zurückgegriffen. Darin beschrieb Brüning den Versuch einen neuen Score für die knöcherne Integration von Knochenersatzstoffen zu etablieren. Folgende 4 Abstufungen traf Brüning:

1. Knochenersatzstoff nicht mehr sichtbar
2. Knochenersatzstoff als leichte Wolke sichtbar
3. Knochenersatzstoff deutlich sichtbar, flau Abgrenzung
4. Knochenersatzstoff deutlich sichtbar, scharfe Abgrenzung/Kante

Zur Beurteilung der Nachsinterung des lateralen Tibiaplateaus nach Impression durch ein traumatisches Geschehen wurde ebenso die konventionelle Röntgenaufnahme des Knies herangezogen. Als Grenzwert für eine vorliegende Nachsinterung wurden 2 mm, ausgehend vom postoperativen Niveau des lateralen Tibiaplateaus, angenommen [76,228,229]. Eine Computertomographie des Knies kam in diesem Zuge nicht zum Einsatz. Die Gründe hierfür liegen in der ethisch nicht vertretbaren zusätzlichen Strahlenbelastung im Vergleich zum konventionellen Röntgen, im vergleichsweise hohen Untersuchungsaufwand und nicht zuletzt auch im relativ hohen Kostenfaktor.

## 2.7 Auswertung und Statistik

Die erhobenen Daten wurden mit der Unterstützung der Firma evidat, Dr. Friedrich Pahlke [230] ausgewertet und statistisch aufgearbeitet.

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe von deskriptiver Statistik, kontinuierlichen Parametern, metrisch oder ordinal skaliert, und kategorialen Parametern. Unter die kontinuierlichen Parameter fallen das arithmetische Mittel und die Standardabweichungen. Ebenso der Median, begleitet von Minimum und Maximum. Als bildhafte Darstellung wurden Boxplots und Histogramme genutzt. Im Bereich der kategorialen Parameter kamen Häufigkeitstabellen, Balkendiagramme und Säulendiagramme zur Anwendung. Zur Überprüfung, ob in der vorliegenden Studie Daten im Bereich der kontinuierlichen Parameter normalverteilt sind oder nicht, wurde der Shapiro Wilk-Test [231] verwendet. Sofern eine Normalverteilung angenommen wurde, kam es zum Vergleich von zwei unabhängigen Gruppen mittels t-Test für unabhängige Stichproben. Lag keine Normalverteilung vor, das heißt es waren signifikante Abweichungen von der Normalverteilung sichtbar oder nachweisbar und damit war der Fall einer Verletzung der Normalverteilungsannahme gegeben, so fand der Vergleich von zwei unabhängigen Gruppen unter Zuhilfenahme des Mann-Whitney-U-Tests (auch Wilcoxon-Mann-Whitney-Test oder Wilcoxon-Rangsummentest genannt) statt. Zum Test auf Unterschiede zwischen Häufigkeiten wurde der Chi-Quadrat Test nach Pearson ( $\chi^2$ -Test) und der exakte Test nach Fisher (nur für 2x2 Häufigkeitstabellen) herangezogen. Bei der Korrelationsanalyse kamen bei intervallskalierten normalverteilten oder dichotomen Parametern der Korrelationskoeffizient nach Pearson ( $r_s$ ) und bei allen anderen Parametern der Spearman'sche Rangkorrelationskoeffizient, auch Spearmans Rho genannt [232], zum Einsatz. Für die Darstellung des linearen Zusammenhangs für jeweils zwei kontinuierliche Parameter wurde die einfach lineare Regression verwendet. Zur Korrektur der Alpha-Fehler-Kumulierung (Multiples Testproblem), oft auch  $\alpha$ -Fehler-Inflation genannt, wurde die Methode nach Benjamini und Hochberg benutzt. Bei drei oder mehr Vergleichen ist es notwendig, die p-Werte zu korrigieren. Das Signifikanzniveau lag bei  $\alpha = 5\%$ , das heißt p-Werte kleiner 0,05 wurden als signifikant angesehen. Als Software fand SPSS Statistics Version 26 [233] und R Version 3.6.3 [234] Verwendung.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Gesamtkollektiv

Insgesamt wurden 34 Patienten untersucht. Die Nachuntersuchung fand durchschnittlich nach 42 Monaten postoperativ statt, frühestens jedoch nach 13 Monaten und 6 Tagen und spätestens nach 74 Monaten und 12 Tagen.

#### 3.1.1 Verteilung von Geschlecht und Alter

Die Patienten teilten sich in 11 männliche (32,35%) und 23 weibliche (67,65%) Studienteilnehmer auf. Das Alter zum Zeitpunkt der jeweiligen Untersuchung lag im Schnitt bei  $59,11 \pm 13,54$  Jahren (37,84 bis 83,97 Jahre, Median 56,49 Jahre).

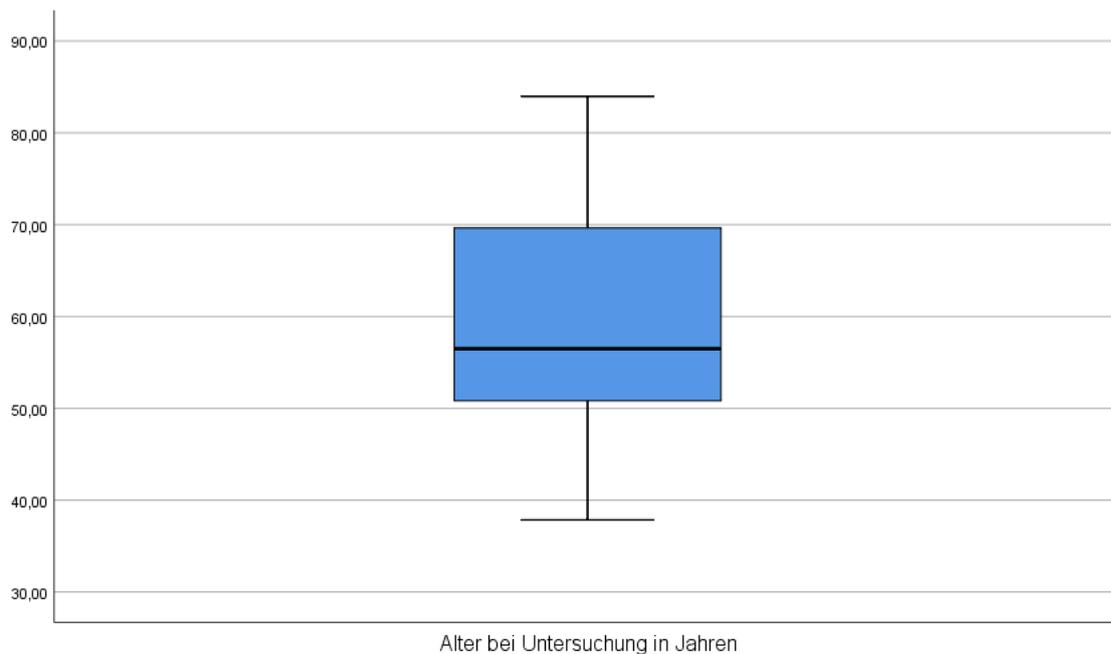


Abbildung 20: Alter bei Untersuchung in Jahren des Gesamtkollektivs (n=34)

Die männlichen Patienten waren im Mittel  $56,85 \pm 13,10$  (Min. 38,80, Max. 77,50, Median 55,54) und die weiblichen Patienten  $60,19 \pm 13,90$  (Min. 37,84, Max. 83,97, Median 56,78) Jahre alt. Für das Alter zum Zeitpunkt der Untersuchung konnte mittels t-Test kein signifikanter Unterschied zwischen dem männlichen Geschlecht ( $m=56,85 \pm 13,10$  Jahre;  $n=11$ ) und dem weiblichen Geschlecht ( $w=60,19 \pm 13,90$  Jahre;  $n=23$ ) nachgewiesen werden ( $p=0,5102$ ).

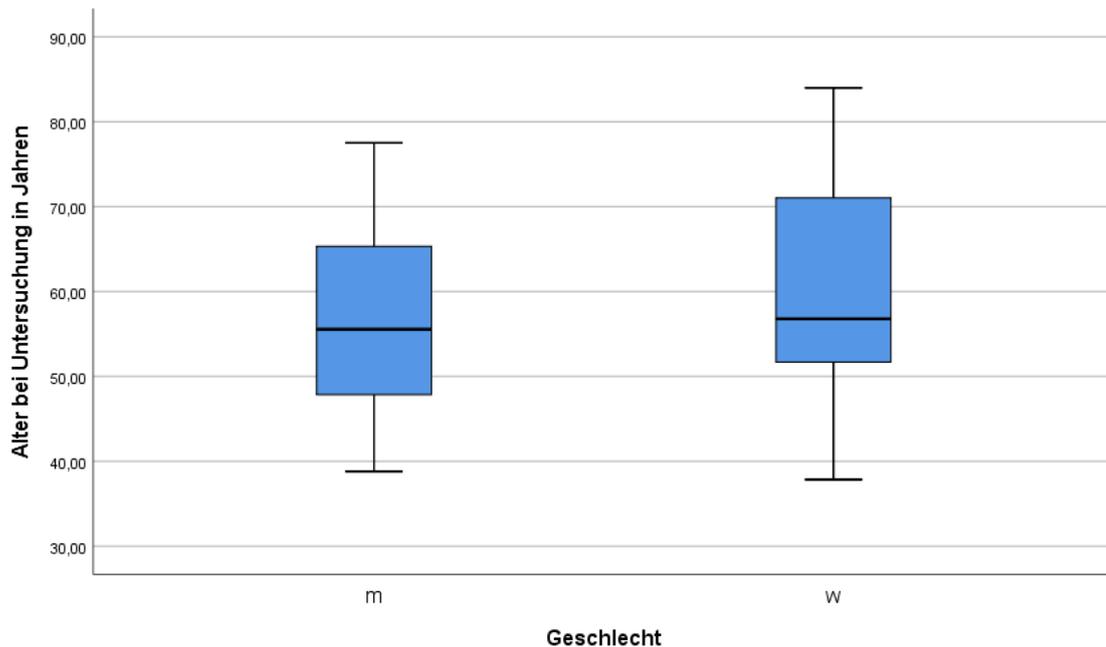


Abbildung 21: Geschlechter- und Altersverteilung bei Untersuchung in Jahren ( $n=34$ )

4 Patienten waren unter 40 Jahren, 3 zwischen 40 und 50 Jahren, 13 zwischen 50 und 60 Jahren, 6 zwischen 60 und 70 Jahren, 7 zwischen 70 und 80 und ein Patient war über 80 Jahre alt.

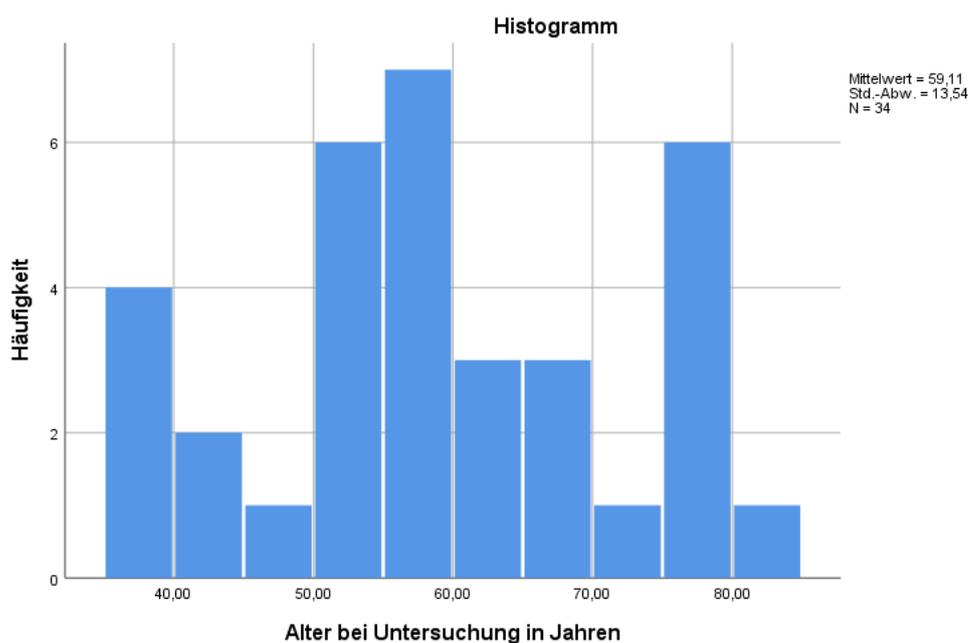


Abbildung 22: Altersverteilung bei Untersuchung in Lebensdekaden ( $n=34$ )

### 3.1.2 Zeitspanne von der Operation bis zur Untersuchung

Erhoben wurde auch der Zeitraum zwischen der Operation und der jeweiligen Untersuchung, der im Mittel bei  $3,48 \pm 1,45$  Jahren lag. Der kürzeste Abstand war 1,13 Jahre und der längste 6,22 Jahre.

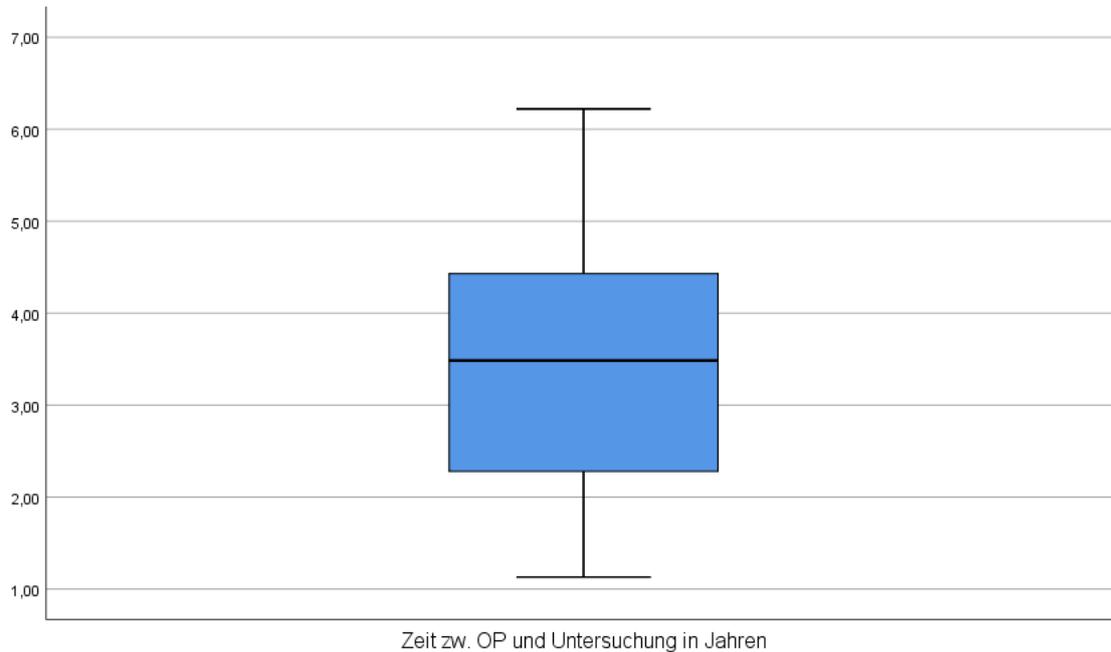


Abbildung 23: Zeitspanne in Jahren zwischen Operation und Nachuntersuchung (n=34)

Dabei stellte sich beim durchgeführten t-Test kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern heraus ( $m=3,77 \pm 1,29$  Jahre;  $n=11$  und  $w=3,35 \pm 1,52$  Jahre;  $n=23$ ;  $p=0,4420$ ).

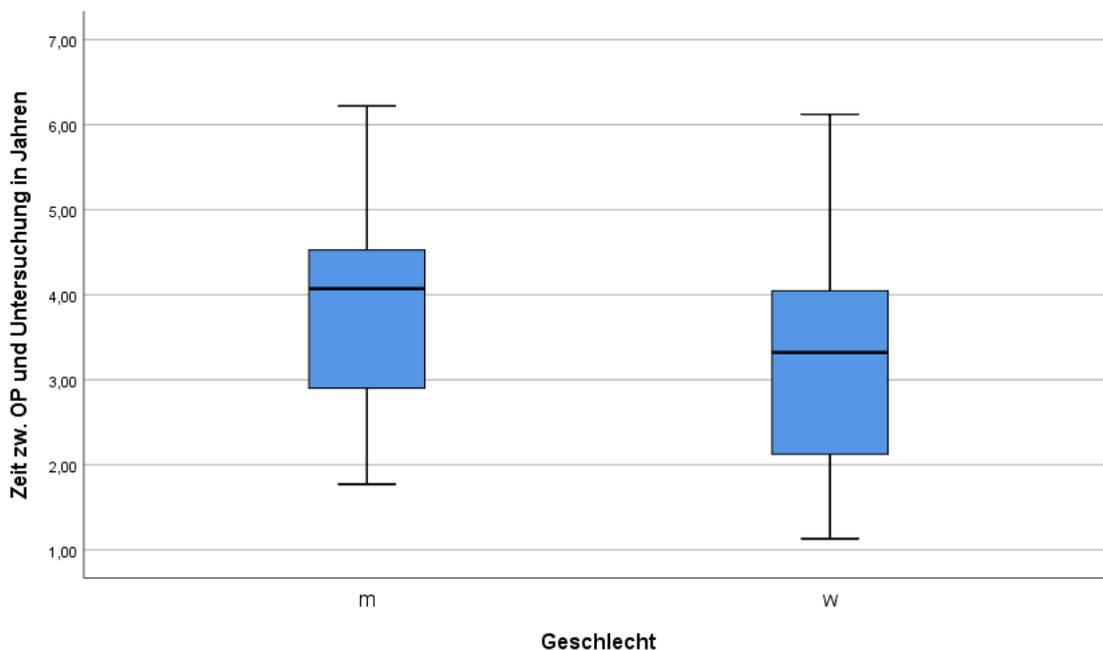


Abbildung 24: Zeitspanne zwischen Operation und Untersuchung in Jahren getrennt nach Geschlecht (n=34)

### 3.1.3 BMI (Body-Mass-Index)

Der mittlere BMI des Gesamtkollektivs (n=34) betrug  $26,98 \pm 5,54$ . Der minimale BMI wurde mit 20,18 verzeichnet, der maximale BMI mit 44,92. Der Median lag bei 25,60.

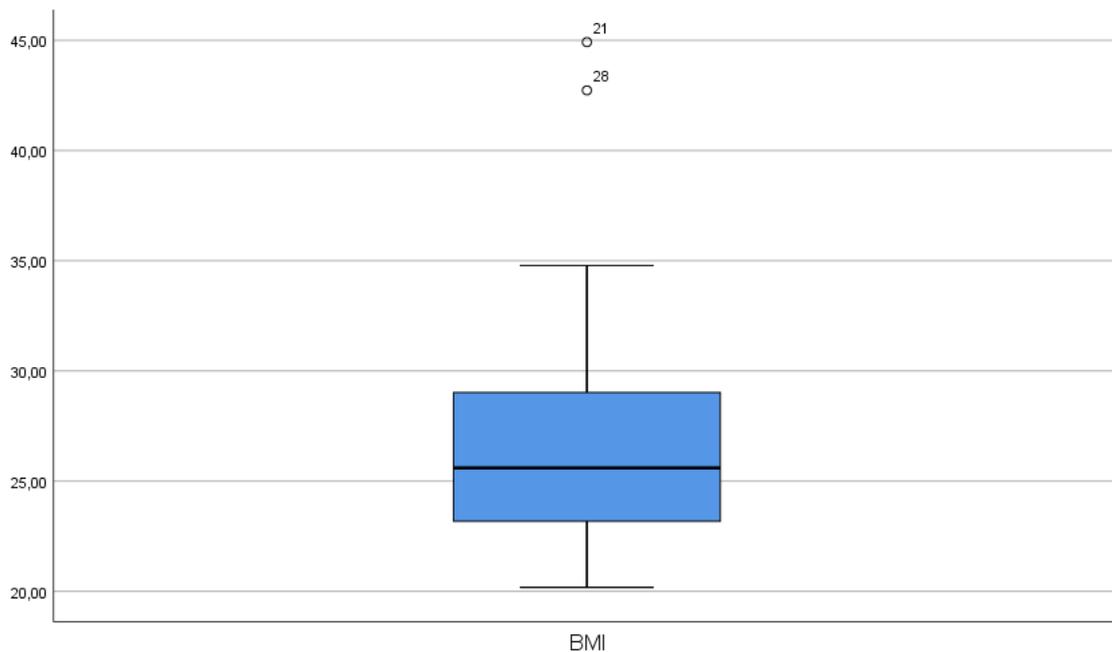


Abbildung 25: BMI des Gesamtkollektivs (n=34)

Die Verteilung des BMI war nicht geschlechterspezifisch. Der verwendete Mann-Whitney-U-Test ergab für den BMI keinen signifikanten Unterschied zwischen männlichen (m=28,34; 23,04-42,73;  $29,09 \pm 5,71$ ; n=11) und weiblichen (w=24,39; 20,18-44,92;  $25,973 \pm 5,28$ ; n=23) Studienteilnehmern ( $p=0,0597$ ). Das Alter bei Untersuchung in Jahren und BMI waren schwach miteinander korreliert ( $p=0,0333$ ).

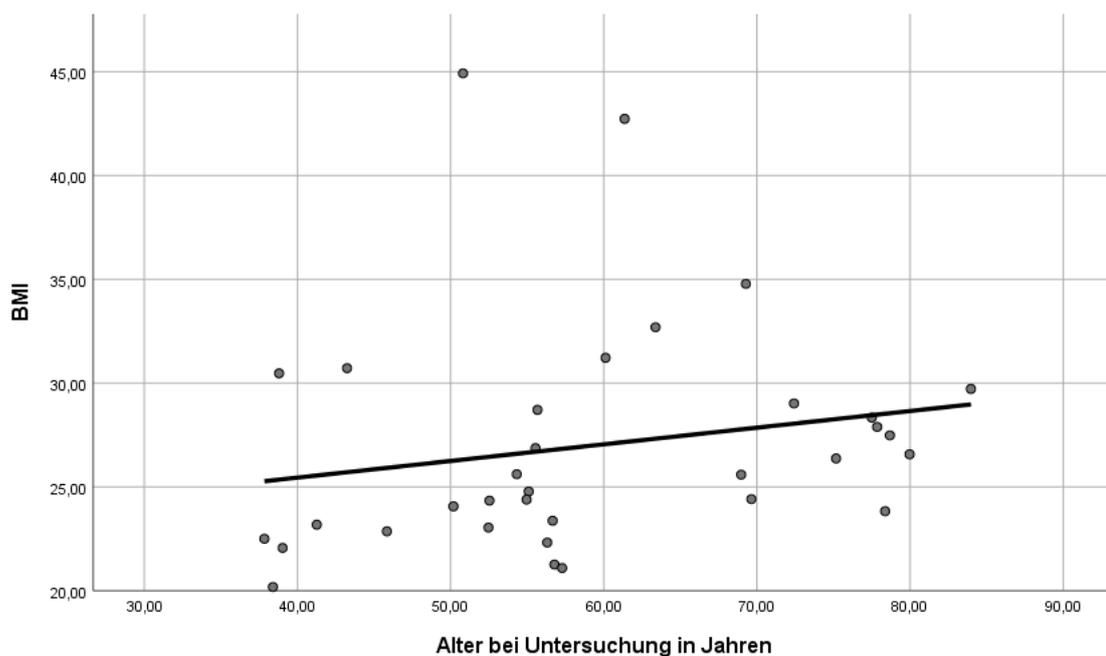


Abbildung 26: Verteilung des BMI nach Alter bei Untersuchung in Jahren (n=34)

### 3.1.4 Gruppenverteilung

Die nachstehende Tabelle zeigt die Verteilung der verwendeten Unterfütterung beim jeweiligen Geschlecht. Auf eine Einbeziehung der Seitenangabe des betroffenen Beines wurde bewusst verzichtet. Auch eine Unterscheidung hinsichtlich der Klassifikation erfolgte nicht. Die in die Studie eingeschlossenen Patienten erlitten alle Tibiakopffrakturen in Form von Spalt-Impressionsbrüchen nach Schatzker II oder III [118,108] oder nach A/O Klassifikation B2.1, B2.2 oder B3.1 [44,45,108]. Die Entscheidung, ob und welche Art von Unterfütterung verwendet wurde, nahm der jeweilige Operateur vor. Vordefinierte Entscheidungskriterien lagen nicht vor.

Tabelle 2: Geschlecht und Art der Unterfütterung: Kreuztabelle (n=34)

	Composite Graft	Spongiosa	TCP/Hydroxylapatit	ohne Unterfütterung	Gesamt
männlich	1	0	6	4	11
weiblich	3	2	14	4	23
Gesamt	4	2	20	8	34

Die 4 unterschiedlichen Gruppen teilen sich wie folgt auf: Composite Graft kam viermal (11,77%) zum Einsatz, Spongiosa wurde insgesamt zweimal (5,88%) verwendet und TCP oder Hydroxylapatit wurde insgesamt bei 20 (58,82%) Patienten als Unterfütterung in die Defektzone eingebracht. Gänzlich ohne Unterfütterung kamen 8 (23,53%) Patienten aus.

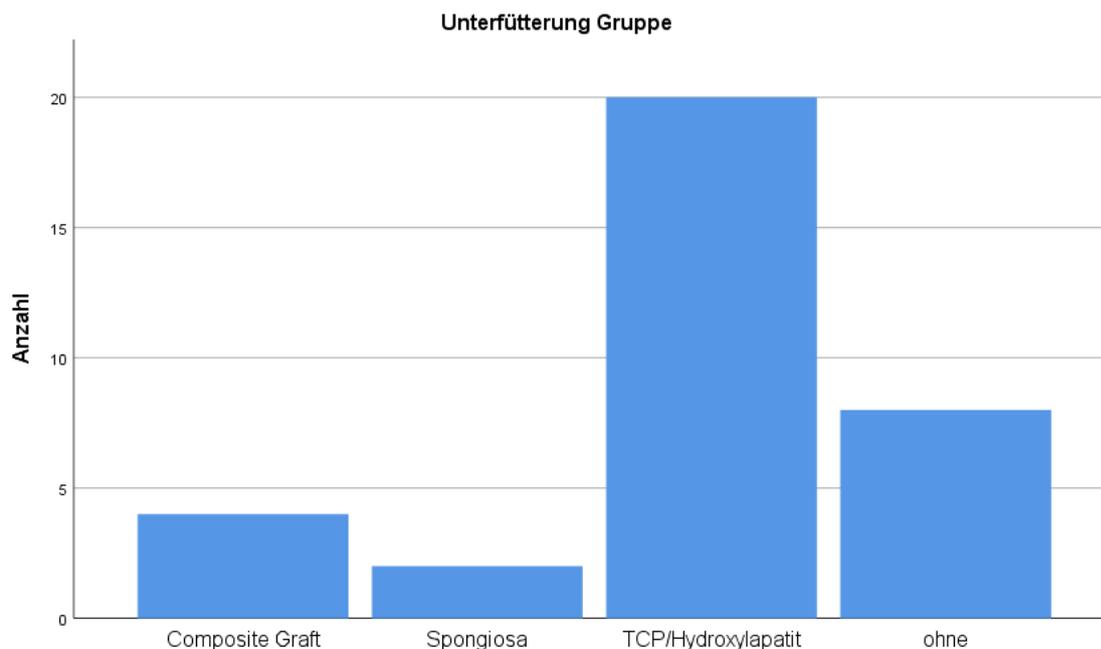


Abbildung 27: Häufigkeit des verwendeten Unterfütterungsmaterials (Unterfütterungsgruppe) des Gesamtkollektivs (n=34)

Die detaillierte Verteilung der verwendeten Unterfütterungsmaterialien je nach Geschlecht zeigt nachfolgende Grafik. Einen signifikanten Häufigkeitsunterschied der Unterfütterungsgruppen bei den Geschlechtern gab es nicht. Durch den Chi-Quadrat Test mit Yates Korrektur wurde ein p-Wert von 0,5233 ermittelt.

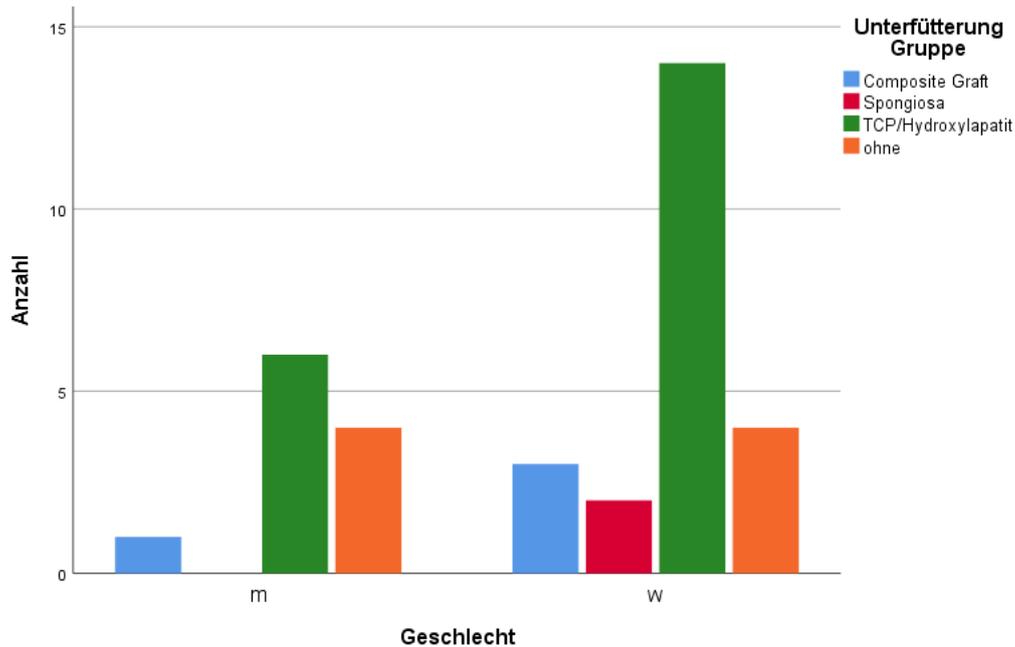


Abbildung 28: Häufigkeit des verwendeten Unterfütterungsmaterials (Unterfütterungsgruppe) je nach Geschlecht (n=34)

Bezogen auf das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation wurde bei den jüngeren eher mit Spongiosa unterfüttert ( $42,67 \pm 14,19$  Jahr, Min. 32,63 Jahre, Max. 52,70 Jahre, Median 42,67 Jahre, n=2). Das mittlere Alter der Patienten, die ein Composite Graft zur Unterfütterung erhielten, lag bei  $66,58 \pm 14,18$  Jahren (Min. 52,03 Jahre, Max. 82,42 Jahre, Median 65,94 Jahre, n=4). Bei einer Unterfütterung auf keramischer Basis (TCP/Hydroxylapatit) waren die Patienten im Mittel  $56,48 \pm 13,32$  Jahre alt (Min. 34,73 Jahre, Max. 78,00 Jahre, Median 54,54 Jahre, n=20). Eine reine Osteosynthese ohne jegliche Unterfütterung fand im Mittel bei  $51,26 \pm 12,64$  Jahre alten Patienten statt (Min. 35,07 Jahre, Max. 74,03 Jahre, Median 49,30 Jahre, n=8).

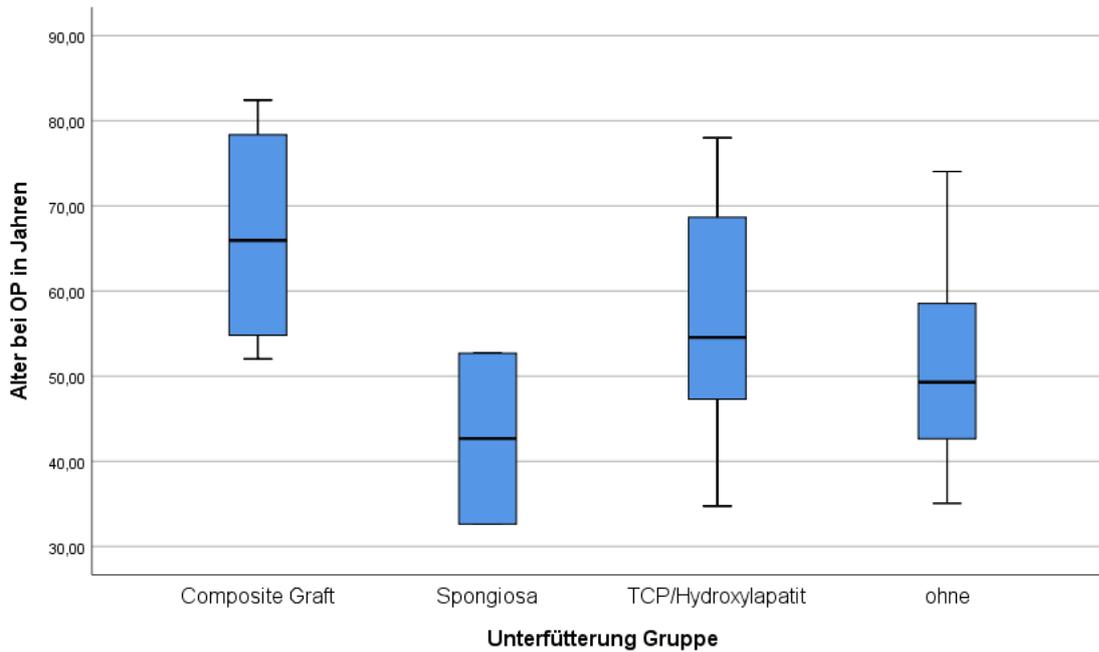


Abbildung 29: Unterfütterungsmaterialien in Bezug zum Alter in Jahren bei Operation (n=34)

Statistisch wurde kein signifikanter Unterschied beim Zusammenhang zwischen dem Alter zum Zeitpunkt der Operation und der eingesetzten Knochenersatzstoffe festgestellt. T-Test und Mann-Whitney-U-Test ergaben als minimalen p-Wert 0,400 und damit keine Signifikanz.

## 3.2 Klinische Ergebnisse

### 3.2.1 Beugung

Die Beugefähigkeit des betroffenen Kniegelenks wurde nach der Neutral-Null-Methode [193] untersucht. Unterhalb des Grenzwerts von 120° lag nur ein (2,94%) Patient, die anderen 33 (97,06%) hatten somit eine normale Beugefähigkeit. Als Mittelwert ergab sich  $137,44^\circ \pm 10,51^\circ$  (Min. 110°, Max. 160°, Median 140°, n=34).

Auffällig bei der Betrachtung der maximal möglichen Beugung bei beiden Geschlechtern ist zum einen der fast identische Mittelwert, zum anderen die größere Spannweite bei den Frauen von 110° bis 160° im Vergleich zu 125° bis 145° bei den Männern. Ein signifikanter Unterschied bezüglich der maximalen Beugefähigkeit zwischen den Geschlechtern konnte mittels t-Test insgesamt jedoch nicht festgestellt werden ( $m=138,182^\circ \pm 6,431^\circ$ ;  $n=11$  und  $w=137,087^\circ \pm 12,105^\circ$ ;  $n=23$ ,  $p=0,7332$ ).

Die Fähigkeit, wie weit das verletzte Knie postoperativ gebeugt werden konnte, hing nicht von den verwendeten Knochenersatzmaterialien ab. Diese Feststellung wurde mittels Mann-Whitney-U-Test und t-Test getroffen. Die statistische Aufarbeitung ergab als niedrigsten p-Wert

0,336. Damit liegt kein signifikanter Unterschied der Unterfütterungsgruppen bezüglich der postoperativen Beugefähigkeit vor.

Die Beugung wurde signifikant vom BMI beeinflusst ( $p=0,0207$ ). Der gemessene BMI war mit der Beugefähigkeit damit jedoch nur schwach negativ korreliert, d.h. je größer der BMI berechnet wurde, desto eingeschränkter war die Beugefähigkeit. Als weiterer Faktor, der die Beugung signifikant berührte, konnte der Kellgren und Lawrence Score [181], also der Grad der Arthrose, identifiziert werden. Mit einem p-Wert von 0,0006 waren Arthrosegrad und Beugung mittelstark negativ miteinander korreliert. Das Alter des Teilnehmers spielte bei der Beugefähigkeit keine Rolle ( $p=0,4420$ ).

### 3.2.2 Streckung

Ebenso unter Einsatz der Neutral-Null-Methode wurde die Streckfähigkeit des traumatisierten Kniegelenks erhoben. Bei 2 (5,88%) Patienten wurde eine deutliche Streckhemmung von  $-15^\circ$  bzw.  $-5^\circ$  festgestellt, bei weiteren 5 (14,71%) untersuchten Probanden zeigte sich zumindest ein Streckdefizit bis  $0^\circ$ . Ein solitärer Patient (2,94%) wies mit  $3^\circ$  eine gering ausgeprägte Streckhemmung auf, die anderen 26 (76,47%) erreichten  $5^\circ$  bis  $10^\circ$  Streckfähigkeit des operierten Knies. Damit erzielte das Kollektiv einen Mittelwert der maximalen Streckung im Kniegelenk von  $3,47^\circ \pm 4,17^\circ$  (Min.  $-15^\circ$ , Max.  $10^\circ$ , Median  $5^\circ$ ,  $n=34$ ).

Wie schon bei der maximalen Beugung, kann auch für die Streckung postuliert werden, dass sich die Geschlechter hinsichtlich der Ergebnisse zur Streckfähigkeit im verletzten Kniegelenk nicht unterscheiden (Mann-Whitney-U-Test). Mit einem p-Wert von 0,5210 fand sich keine signifikante Differenz ( $m=5,0$ ;  $-15,0-5,0$ ;  $2,273 \pm 6,068$ ;  $n=11$  und  $w=5,0$ ;  $-5,0-10,0$ ;  $4,043 \pm 2,884$ ;  $n=23$ ). Der Gruppenvergleich der eingesetzten Unterfütterungsmaterialien ergab keinen p-Wert unter 1,000, damit fehlte auch hier ein signifikanter Unterschied zwischen den Materialien in Bezug auf die maximale Streckbarkeit im Kniegelenk. Weder das Alter ( $p=0,7946$ ) noch der BMI ( $p=0,9144$ ) hatten einen signifikanten Einfluss auf die Streckfähigkeit im Kniegelenk.

### 3.2.3 Kniegelenkserguss

Von allen 34 Teilnehmern der Studie wurde nur in einem Fall (2,94%) zum Untersuchungszeitpunkt ein Kniegelenkserguss des ursprünglich verletzten Knies erfasst. Die Geschlechter unterschieden sich laut Mann-Whitney-U-Test nicht ( $p=0,4892$ ). Der Gruppenvergleich der Unterfütterungsmaterialien blieb ohne Signifikanz (niedrigster p-Wert bei 0,752). Auch das Alter ( $p=0,1154$ ) und der BMI ( $p=0,8033$ ) waren nicht von statistischer Relevanz für die Diagnose eines Kniegelenksergusses.

### 3.2.4 Druckschmerz am Kniegelenk

8 (23,53%) von 34 Patienten meldeten bei der klinischen Untersuchung einen Druckschmerz am lateralen Gelenkspalt des operierten Kniegelenks zurück. Alle anderen (76,47%) waren bei der Palpation des Knies schmerzfrei. Zwischen Männern und Frauen zeigte sich kein signifikanter Unterschied ( $p=0,1763$ ), das ergab diesbezüglich der Mann-Whitney-U-Test. Bei der Prüfung auf einen Zusammenhang zwischen verwendetem Auffüllmaterial für den Knochendefekt im traumatisierten Tibiakopf und der Detektion von Druckschmerz am Kniegelenk fiel keine Signifikanz auf. Der niedrigste p-Wert lautete 0,720. Festgestellte Druckschmerzen hingen nicht vom Alter ( $p=0,6912$ ) und auch nicht vom BMI ( $p=0,0965$ ) ab, eine Korrelation konnte nicht festgestellt werden.

### 3.2.5 Meniskuszeichen

Eines oder mehrere der unterschiedlichen klinischen Meniskuszeichen am verletzten Knie brachte die Untersuchung nur eines einzelnen (2,94%) Studienteilnehmers mit sich. Alle anderen (97,06%) waren ohne Auffälligkeiten hinsichtlich der untersuchten Meniskuszeichen. Statistisch, durch den Mann-Whitney-U-Test geprüft, stellte sich kein signifikanter Unterschied bezüglich der Geschlechter ein ( $p=0,148$ ). Mit einem niedrigsten p-Wert von 0,752 hatten auch im Falle der Meniskuszeichen die Unterfütterungsmaterialien keinen signifikanten Einfluss auf deren Expression. Ohne signifikanten Zusammenhang blieben auch das Alter ( $p=0,8812$ ) und der BMI ( $p=0,4531$ ) des Patienten.

### 3.2.6 Muskelatrophie

Von allen Teilnehmern konnte bei 8 (23,53%) eine visuell erfasste Muskelatrophie durch Inaugenscheinnahme der Muskelpartien an den Beinen diagnostiziert werden. Demgegenüber fiel bei den anderen 26 (76,47%) Patienten keine muskuläre Differenz der unteren Extremität auf. Hinsichtlich der Häufigkeit der muskulären Beinunterschiede gab es zwischen den Geschlechtern, kontrolliert mittels Mann-Whitney-U-Test, keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,8521$ ). Die Verwendung der unterschiedlichen Unterfütterungsmaterialien brachte wiederum keinen signifikanten Unterschied der Ausprägung einer Muskelatrophie nach lateraler Tibiakopffraktur hervor. Der niedrigste p-Wert im Feld der Paarungen der einzelnen Auffüllmaterialien in Beziehung gesetzt zum Auftreten einer Muskelatrophie ergab 0,408. Das Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Untersuchung ( $p=0,6571$ ) und der BMI ( $p=0,4141$ ) hatten keinen statistischen Zusammenhang mit der Diagnose einer Muskelatrophie.

### 3.2.7 Genu valgum

Eine X-Beinstellung des verunglückten Beins im Vergleich zum gesunden Bein hatten insgesamt 11 (32,35%) untersuchte Studienteilnehmer, die anderen 23 (67,65%) zeigten per inspectionem keine Achsabweichung der Beine. Frauen waren, mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests identifiziert, signifikant häufiger von einem Genu valgum betroffen als Männer ( $p=0,0482$ ). Bei der Betrachtung der unterschiedlichen Unterfütterungsgruppen und deren paarweise Vergleiche unter Zuhilfenahme des Mann-Whitney-U-Tests, fiel ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe „Composite Graft“ und der Gruppe „ohne Unterfütterung“ auf. Beim Einsatz von Composite Graft Material zeigte sich signifikant häufiger ein Genu valgum als bei einer Osteosynthese ohne jegliche Unterfütterung ( $p=0,0338$ ). Alle anderen Paarungen der Material-Gruppen brachten keinen signifikanten Unterschied mit dem niedrigsten p-Wert von 0,094 hervor. Die visuelle Diagnose eines Genu valgum korrelierte bei allen Messarten der Beinachse, also mechanische und anatomische Beinachse sowie mTFA, jeweils recht stark miteinander (jeweils  $p<0,0001$ ). Eine schwache Korrelation zeigte die Ausprägung eines Genu valgum mit dem Alter des Patienten ( $p=0,0235$ ). Der BMI jedoch hatte keinen signifikanten Einfluss ( $p=0,7596$ ).

### 3.2.8 Bänderinstabilität

Instabile Verhältnisse des betroffenen Kniegelenks waren bei 2 (5,88%) Patienten diagnostizierbar. Die anderen 32 (94,12%) Patienten blieben von einer Diagnose der chronischen Instabilität aufgrund der soliden Stabilitätsverhältnisse am Kniegelenk verschont. Frauen und Männer waren nicht signifikant unterschiedlich von laxen Bändern betroffen, das lieferte der Mann-Whitney-U-Test als Ergebnis im Vergleich der Geschlechter ( $p=0,3206$ ). Das gleiche statistische Testverfahren zeigte zudem auf, dass zwischen den Unterfütterungen bei einem niedrigsten p-Wert von 0,490 kein signifikanter Unterschied zu bestimmen war. Auch das Alter ( $p=0,1678$ ) und der BMI ( $p=0,6674$ ) lieferten keinen Zusammenhang mit der Diagnostik der Stabilität des Bandapparats am Kniegelenk.

## 3.3 Funktionelle Ergebnisse

### 3.3.1 Lysholm-Score

Der Lysholm-Score [177,178] diente in dieser Studie zur Einschätzung der postoperativen Funktionsfähigkeit des Knies (Anlage 1). Durch Beantwortung aller Elemente des Selbsteinschätzungsfragebogens ergab sich eine Gesamtpunktzahl, die wiederum das Level der Funktionalität widerspiegelte. Im Mittel lag der Lysholm-Score bei  $77,82\pm 17,43$  (Min. 31, Max. 100, Median 82,50,  $n=34$ ). Diese Ergebnisse veranschaulicht der folgende Boxplot.

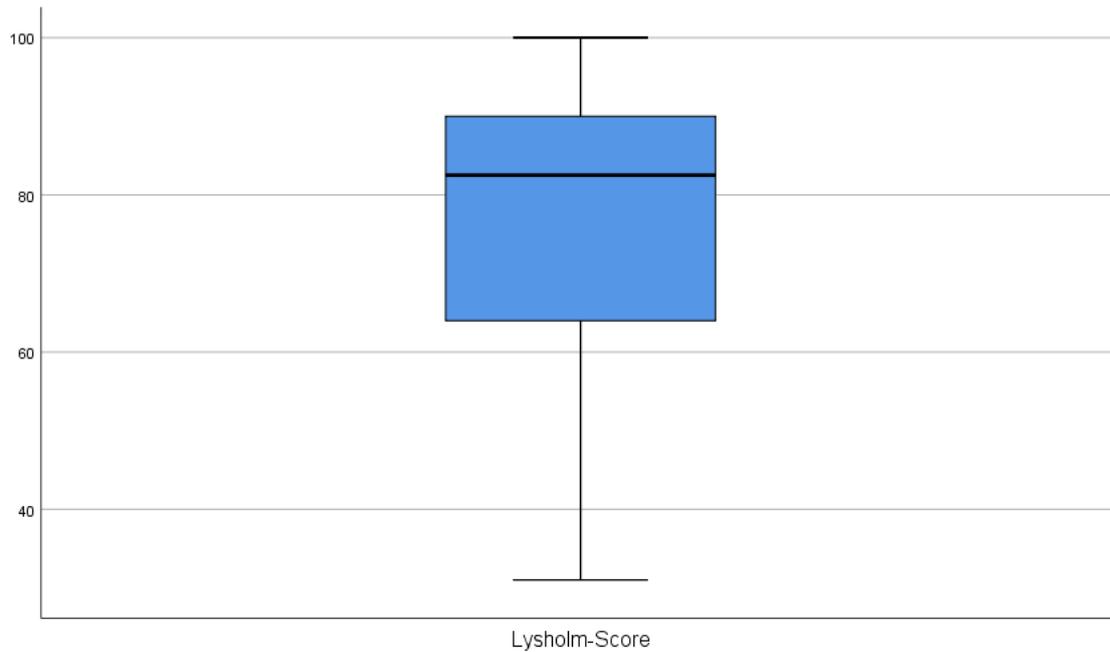


Abbildung 30: Lysholm-Score des Gesamtkollektivs (n=34)

Den „ausgezeichneten“ Bereich von 95 bis 100 Punkten erreichten 8 (23,53%) Studienteilnehmer, was wiederum fast ein Viertel aller Patienten war. Im Abschnitt für „gut“ von 84 bis 94 Punkten fanden sich ebenso 8 (23,53%) Teilnehmer wieder. Zum als „ausreichend“ deklarierten Sektor von 65 bis 83 Punkten konnten 9 (26,47%) Patienten gezählt werden. Folgerichtig zählten die übrigen 9 (26,47%) Teilnehmer zur Gruppe derer, die mit der Klassifizierung „schlecht“ mit den meisten Einschränkungen bzw. Beschwerden leben mussten. Die Häufigkeitsverteilung zeigt nachfolgendes Balkendiagramm.

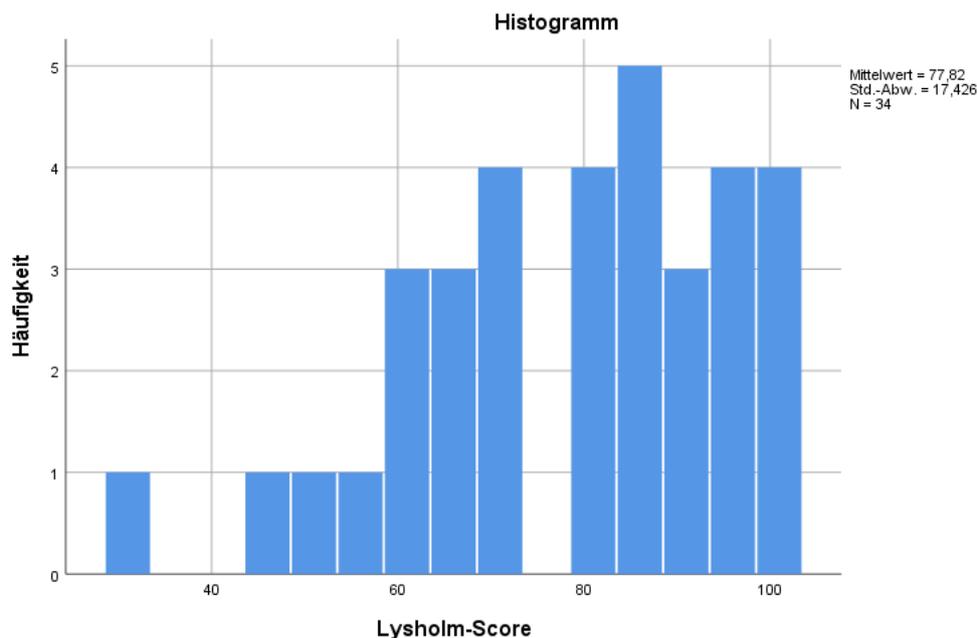


Abbildung 31: Häufigkeitsverteilung der erreichten Lysholm Punkte (n=34)

Bei der Betrachtung der geschlechterspezifischen Ergebnisse des Lysholm-Scores [177,178] fiel der höhere Mittelwert des männlichen Geschlechts mit 83,64 Punkten im Vergleich zum weiblichen Geschlecht mit 75,04 Punkten auf. Nichtsdestotrotz ließ sich unter Verwendung des Mann-Whitney-U-Tests kein signifikanter Unterschied in der erreichten Punktzahl zwischen den Geschlechtern ( $m=90,0; 31,0-100,0; 83,636\pm 21,073; n=11$  und  $w=79,0; 44,0-100,0; 75,043\pm 15,122; n=23$ ) festhalten ( $p=0,0529$ ).

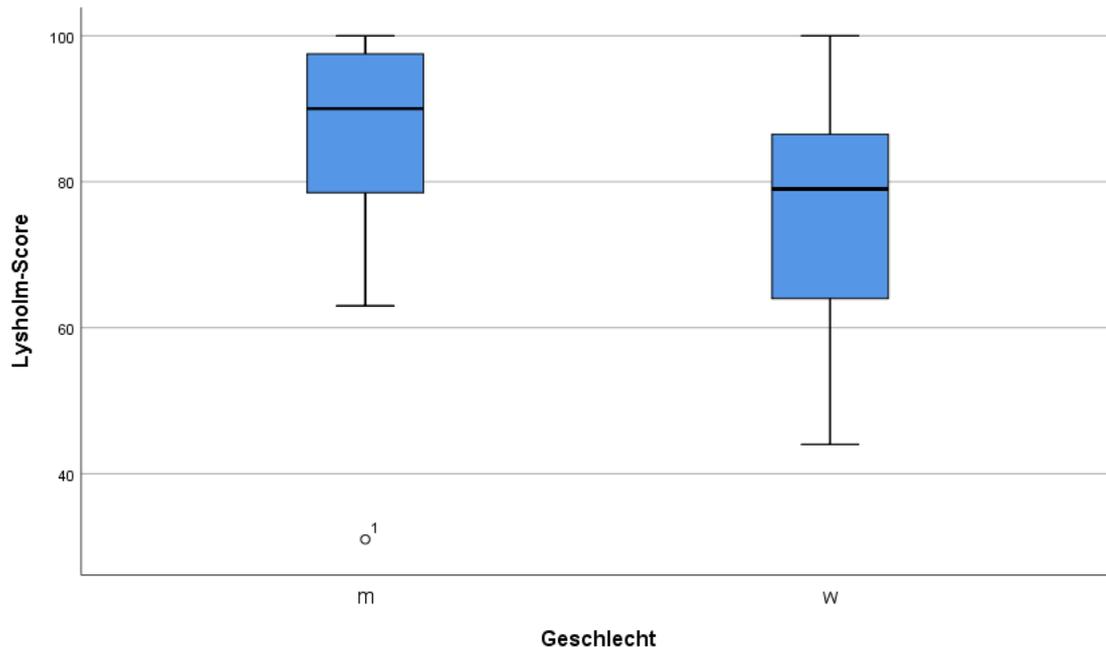


Abbildung 32: Lysholm-Score untergliedert nach Geschlecht (n=34)

Die einzelnen Gruppen der Unterfütterung hatten auf die erreichte Punktzahl beim Lysholm-Score [177,178] keinen wesentlichen Einfluss. Es stellten sich keine signifikanten Unterschiede ein, egal welche Gruppen der Unterfütterungsmaterialien miteinander verglichen wurden. Der minimale p-Wert, berechnet durch Mann-Whitney-U- und t-Test, belief sich auf 0,849. Die Ergebnisse stellen sich wie folgt tabellarisch dar.

Tabelle 3: Erreichte Punkte Lysholm-Score Fragebogen

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	77,50	86,50	75,70	81,13
Standardabweichung	16,60	2,12	19,65	14,75
Minimum	64	85	31	63
Maximum	100	88	100	100
Median	73	86,50	82,50	81,50
Anzahl (n)	4	2	20	8

Zur Visualisierung nachfolgend die entsprechende Boxplot-Darstellung.

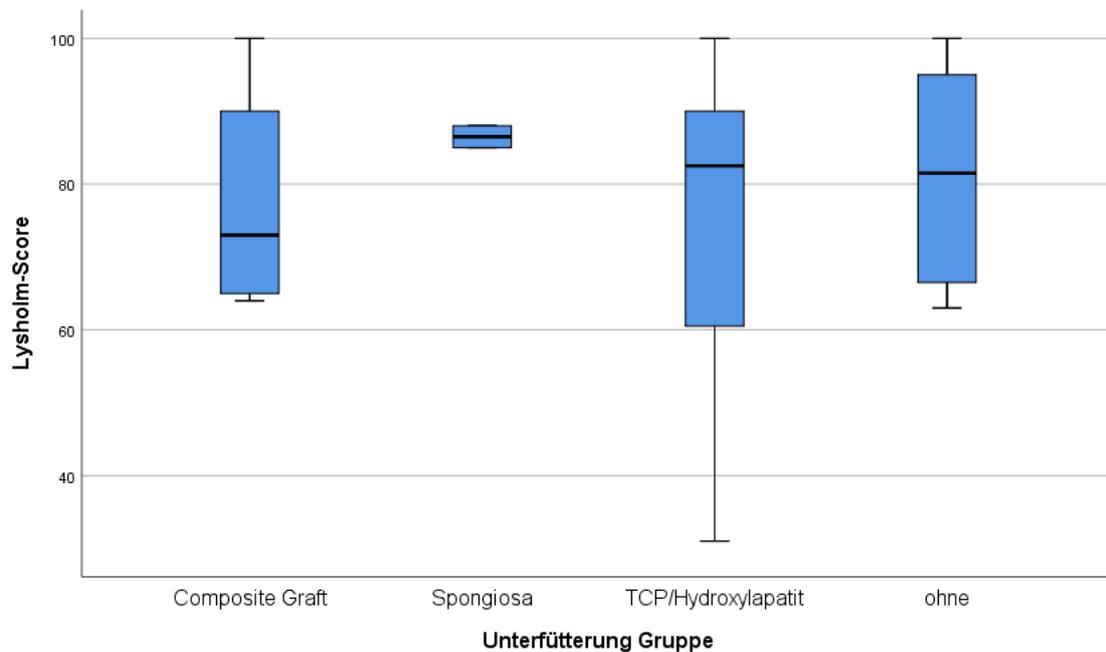


Abbildung 33: Lysholm-Score untergliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Als Einflussfaktor von statistisch signifikanter Relevanz stellte sich der Arthrosegrad heraus. Die Parameter Kellgren und Lawrence Score und Lysholm-Score [177,178] waren mittelstark negativ miteinander korreliert ( $p=0,0098$ ). Die Körperfülle, gemessen als BMI, spielte statistisch, bei der jeweiligen Beurteilung der Kniefunktion durch den Patienten selbst, keine Rolle. Ein statistischer Zusammenhang zwischen BMI und Lysholm-Score [177,178] konnte nicht erhoben werden ( $p=0,4919$ ). Gleichsam beeinflusste auch das Alter des Studienteilnehmers die Ergebnisse des Lysholm-Scores [177,178] nicht maßgeblich ( $p=0,0943$ ).

### 3.3.2 WOMAC 3.1-Score

In dieser Studie wurde der WOMAC 3.1-Score [175,176] verwendet (Anlage 2), um die postoperative Funktionsfähigkeit des Knies zu bewerten. Die Beantwortung der Fragen ergab eine Gesamtpunktzahl, die wiederum die Lebensqualität in Alltagssituationen widerspiegelt. Die durchschnittliche Punktzahl des WOMAC 3.1-Scores betrug  $11,53 \pm 12,35$  (Min. 0, Max. 43, Median 7,50, n=34).

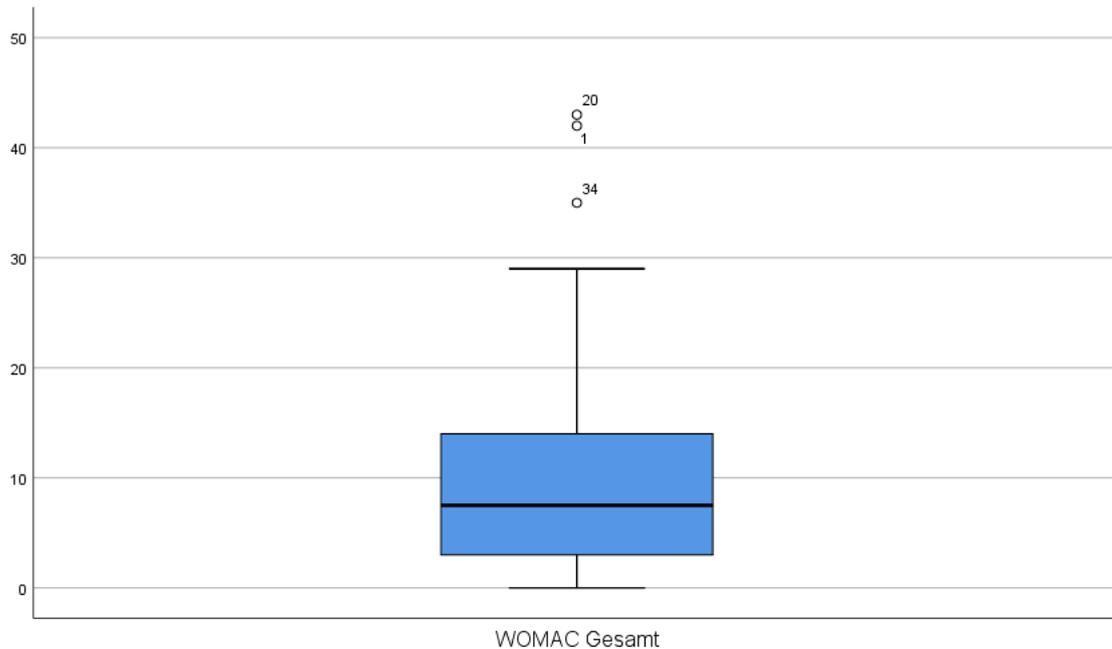


Abbildung 34: WOMAC 3.1-Score des Gesamtkollektivs (n=34)

Eine Skalierung in verschiedene Ergebnis-Klassen, analog des Lysholm-Scores [177,178], gibt es beim WOMAC 3.1-Score [175,176] nicht. Je geringer das Punktergebnis ausfiel, desto weniger Schmerzen und Beschwerden gab der Patient bei seiner Selbstbeurteilung an. Von insgesamt 34 Patienten schätzten sich 8 (23,53%) mit 0 Punkten als völlig beschwerdefrei ein. Weitere 17 (50,00%) Patienten erzielten zwischen 3 und 11 Gesamtpunkte. 1 Patient (2,94%) stufte sich mit insgesamt 14 Punkten ein. Mit Punkten zwischen 23 und 43 schilderten 8 (23,53%) Patienten ein höheres Ausmaß an Beschwerden. Die entsprechende Aufteilung der erreichten Gesamtpunkte zeigt nachfolgendes Balkendiagramm. Trotz der maximal möglichen Punktzahl beim WOMAC 3.1 [175,176] von 96 Punkten endet die x-Achse bei 50 Punkten, begründet durch die im Patientengut maximal erreichte Punktzahl von 43.

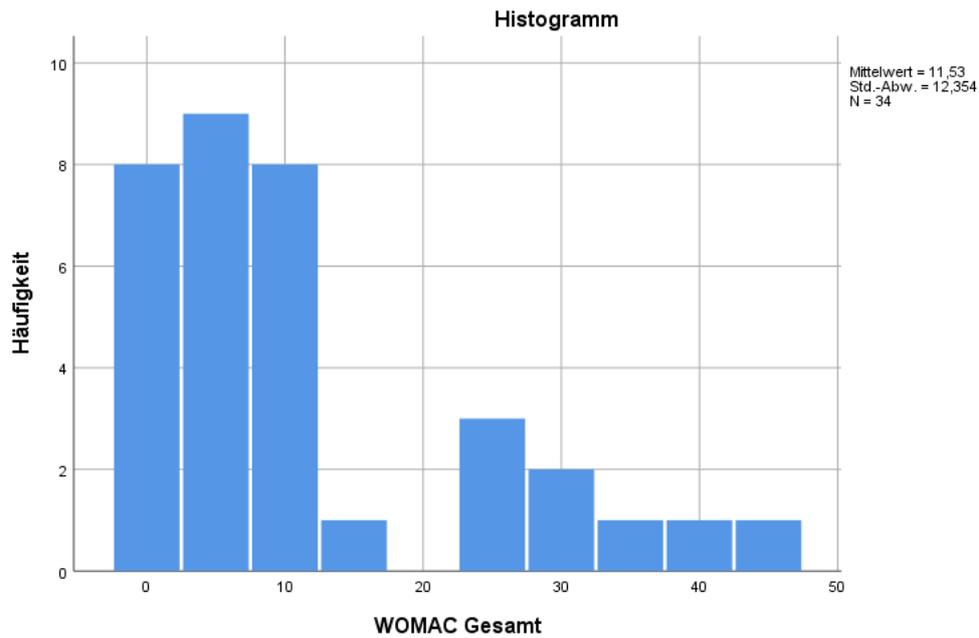


Abbildung 35: Häufigkeitsverteilung der erreichten WOMAC 3.1 Punkte (n=34)

Die Betrachtung der beiden Geschlechter ergab keine signifikanten Unterschiede in der erzielten WOMAC 3.1 [175,176] Gesamtpunktzahl. Mit  $p=0,1282$  zeigte sich die fehlende Signifikanz, wobei erstmal der geringere erreichte Mittelwert von 4 Punkten beim männlichen Geschlecht auffiel ( $m=4,0$ ;  $0,0-42,0$ ;  $8,909\pm 13,487$ ;  $n=11$ ). Das weibliche Geschlecht erreichte einen Mittelwert von 9 Punkten ( $w=9,0$ ;  $0,0-43,0$ ;  $12,783\pm 11,882$ ;  $n=23$ ). Die geschlechterspezifische Übersicht der WOMAC 3.1 [175,176] Ergebnisse ergänzen visuell folgende Boxplots.

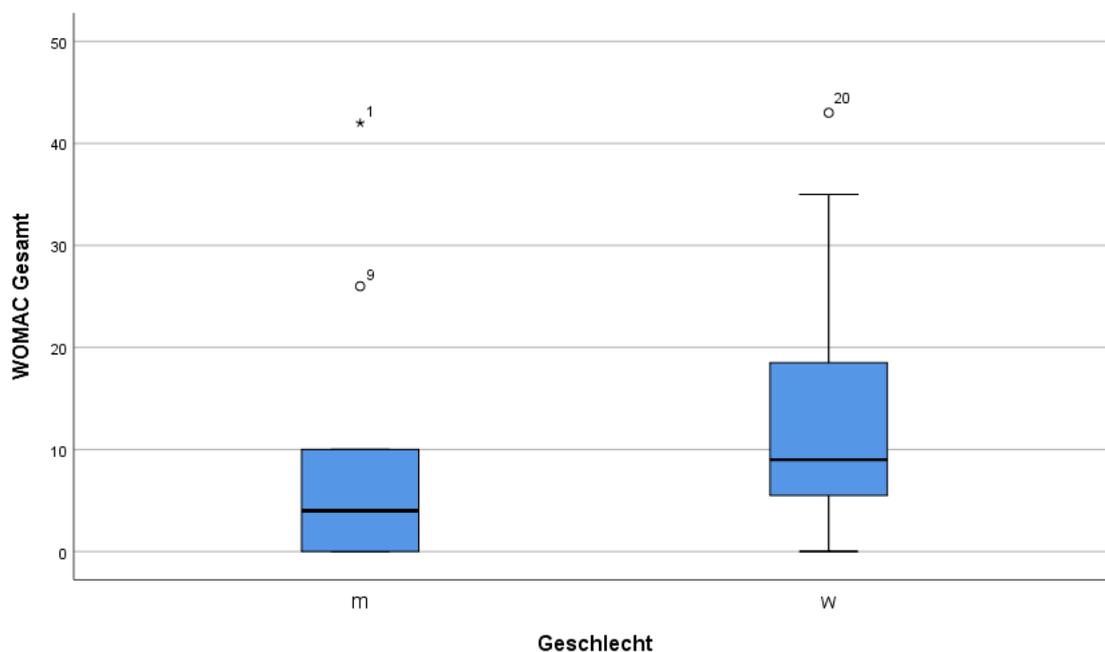


Abbildung 36: WOMAC 3.1-Score untergliedert nach Geschlecht (n=34)

Zwischen den Materialien, die in den Tibiakopf eingebracht wurden, gab es auch bezüglich des erzielten WOMAC 3.1-Scores [175,176] keine signifikanten Unterschiede. Die gemessenen p-Werte signalisierten keine entscheidende Verbindung zwischen dem verwendeten Knochenersatzmaterial und der jeweiligen Gesamtpunktzahl des WOMAC 3.1 Fragebogens, wobei der niedrigste p-Wert bei 0,715, ermittelt mittels Mann-Whitney-U- und t-Test, lag. Nachfolgende Übersichtstabelle gibt die erreichten Punktwerte in Bezug zum Material, welches zur Deckung des Knochensubstanzdefekts eingesetzt wurde, wieder.

Tabelle 4: Erreichte Punkte WOMAC 3.1-Score Fragebogen

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	9,75	3,50	14,15	7,88
Standardabweichung	10,72	4,95	14,15	8,27
Minimum	0	0	0	0
Maximum	25	7	43	26
Median	7	3,50	10	6
Anzahl (n)	4	2	20	8

Die zuvor zusammengefassten Ergebnisse des WOMAC 3.1 Fragebogens verdeutlicht untenstehende Boxplot-Grafik nochmal anschaulich.

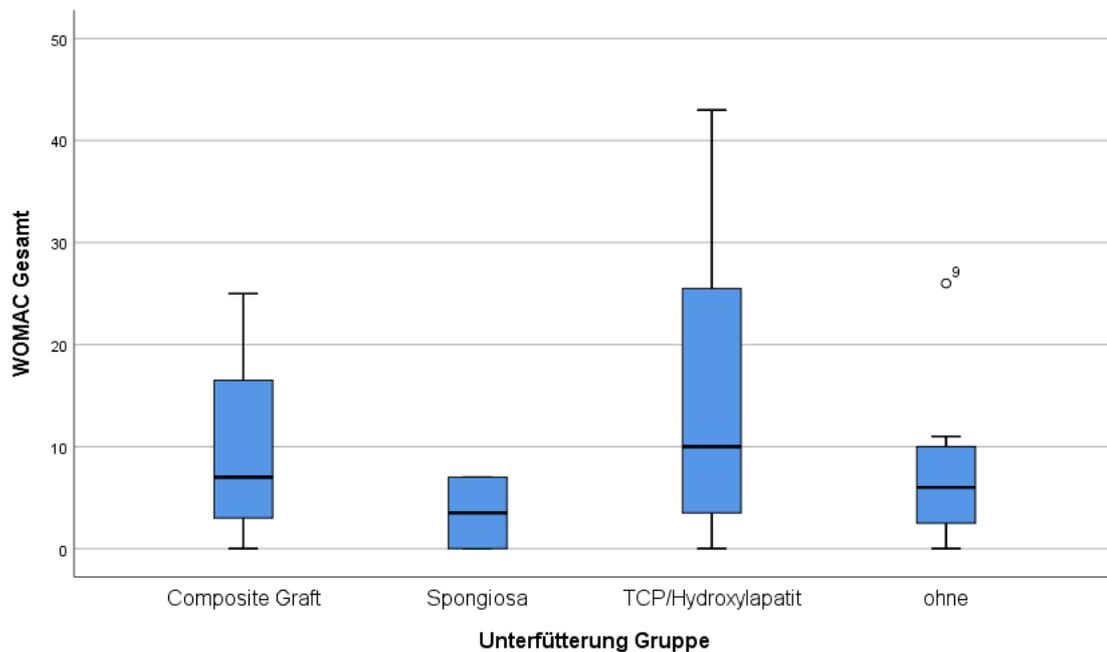


Abbildung 37: WOMAC 3.1-Score untergliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Die Gesamtpunktzahl, und damit das Level der Lebensqualität nach stattgehabter lateraler Tibiakopffraktur, wurde vom Grad der vorliegenden Arthrose signifikant mitbestimmt. Bei einem p-Wert von 0,0108 zeigte sich der Kellgren und Lawrence Score mit dem WOMAC 3.1. Score [175,176] mittelstark miteinander korreliert. Der BMI jedoch beeinflusste das Ergebnis des WOMAC 3.1 Fragebogens nicht signifikant ( $p=0,1800$ ). Das Alter des Patienten bei Untersuchung war wiederum ohne signifikanten Einfluss auf das WOMAC 3.1 Ergebnis ( $p=0,1585$ ).

### 3.3.3 Tegner-Aktivitätsskala

Die individuell zutreffende Stufe auf der Tegner Aktivitätsskala [179,180] von 0 bis 10 schätzten die Patienten jeweils selbst ein (Anlage 3). Diese Einstufung betraf einerseits die Lebensphase vor dem Unfallereignis und andererseits das postoperative Aktivitätsverhalten.

#### 3.3.3.1 Vor Ereignis der lateralen Tibiakopffraktur

Von allen 34 Patienten stufte sich keiner in den Bereich von 0 bis 2 ein. Die Stufe 3 als Aktivitätsniveau gaben 9 (26,47%) Patienten an. 17 (50,00%) kreuzten Stufe 4 als das eigene Aktivitätsniveau vor der Verletzung an. Weitere 6 (17,65%) sahen sich auf Stufe 5 und weitere 2 (5,88%) auf Stufe 7 der Tegner-Skala. Der Mittelwert lag bei  $4,09 \pm 1,00$  (Min. 3, Max. 7, Median 4,00,  $n=34$ ). Für das Tegner-Aktivitätsniveau vor dem Trauma konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern ( $m=4,0$ ;  $3,0-5,0$ ;  $3,909 \pm 0,701$ ;  $n=11$  und  $w=4,0$ ;  $3,0-7,0$ ;  $4,174 \pm 1,114$ ;  $n=23$ ) nachgewiesen werden ( $p=0,6753$ ). Wesentliche Treiber der Aktivität waren einerseits das Alter des Patienten. Je jünger der Patient war, desto aktiver war er. Das Alter bei Untersuchung in Jahren korrelierte mittelstark negativ mit dem vom Patienten angegebenen Aktivitätsniveau ( $p=0,0146$ ). Andererseits war das Körpergewicht in Bezug zur Körpergröße, also der errechnete BMI, statistisch stark negativ mit der körperlichen Aktivität korreliert ( $p=0,0001$ ).

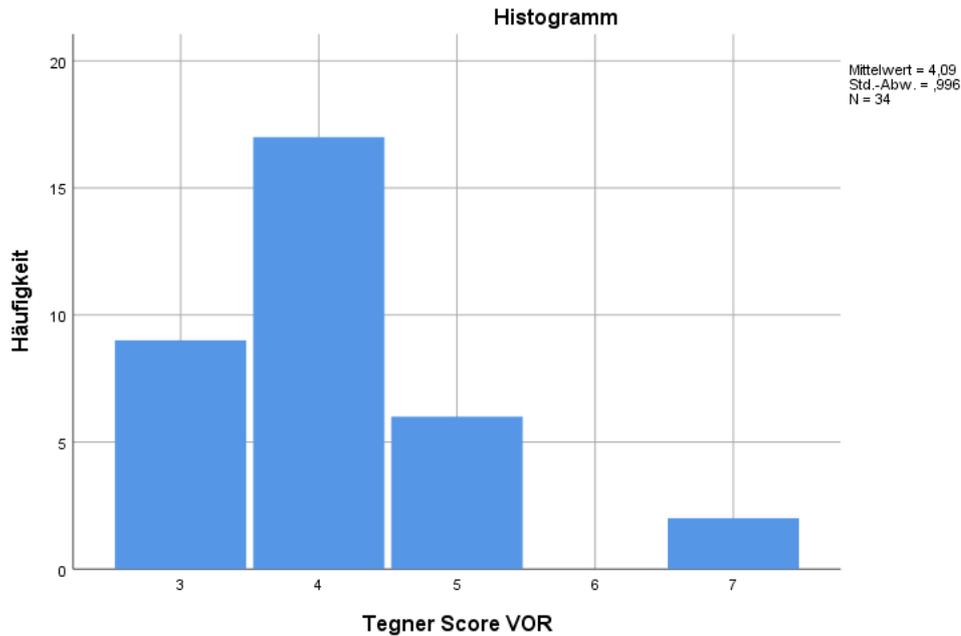


Abbildung 38: Häufigkeitsverteilung der Tegner Aktivitätsskala vor der Tibiakopffraktur (n=34)

### 3.3.3.2 Postoperativ, nach Ereignis der lateralen Tibiakopffraktur

Im Gegensatz zum Ergebnis vor dem Ereignis der Tibiakopffraktur nannten die 1. Stufe 3 (8,82%) und die 2. Stufe 4 (11,77%) weitere Teilnehmer als ihr Aktivitätsniveau. Die Stufe 0, was einer weitestgehend eingeschränkten Mobilität entspricht, wurde auch postoperativ nicht ausgewählt. Stufe 3 wählten nun 13 (38,24%) Patienten. Noch aktiver mit Stufe 4 waren 12 (35,29%) Patienten. Die verbliebenen 2 Patienten gaben Stufe 5 (2,94%) und Stufe 7 (2,94%) als das nun vorgelegene Aktivitätsniveau an. Der Mittelwert lag bei  $3,24 \pm 1,18$  (Min. 1, Max. 7, Median 3,00, n=34).

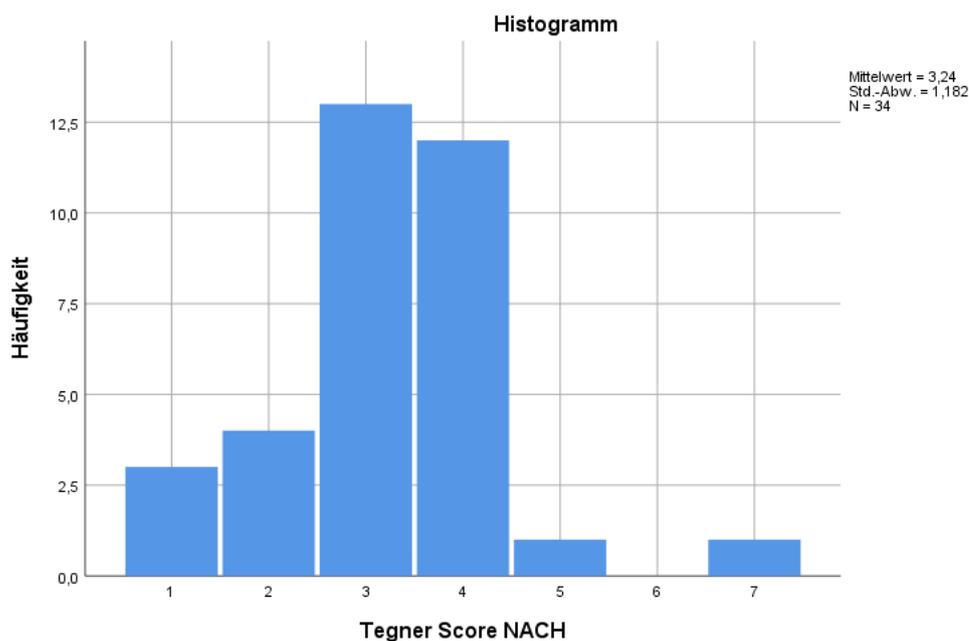


Abbildung 39: Häufigkeitsverteilung der Tegner Aktivitätsskala postoperativ (n=34)  
 Auch postoperativ lieferte die Prüfung auf Unterschiede beim Aktivitätsniveau nach Tegner [179,180] zwischen den Geschlechtern keinen signifikanten Unterschied ( $m=4,0$ ;  $1,0-4,0$ ;  $3,364\pm 1,027$ ;  $n=11$  und  $w=3,0$ ;  $1,0-7,0$ ;  $3,174\pm 1,267$ ;  $n=23$ ,  $p=0,2684$ ). Zur Klärung des Zusammenhangs zwischen dem postoperativen Tegner-Aktivitätsniveau mit dem verwendeten Material zur Auffüllung des Substanzdefekts der Impression des Tibiakopfs wurde der Mann-Whitney-U-Test benutzt. Dieser ergab eine fehlende Signifikanz, wobei als niedrigster p-Wert aller Paarungen der Unterfütterungsmaterialien in Bezug zum postoperativen Tegner-Score 0,473 bestimmt wurde. Beim Alter zeigte sich ebenso keine signifikante Korrelation ( $p=0,3034$ ).

Tabelle 5: Tegner-Aktivitätsskala postoperativ je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

	Composite Graft	Spongiosa	TCP/Hydroxylapatit	ohne Unterfütterung
Mittelwert	2,25	4,50	3,15	3,63
Standardabweichung	1,50	3,54	0,93	0,52
Minimum	1	2	1	3
Maximum	4	7	5	4
Median	2	4,50	3	4
Anzahl (n)	4	2	20	8

Zur besseren Veranschaulichung zeigt die nachfolgende Grafik die oben tabellarisch aufgeführten Resultate nochmal als Boxplots.

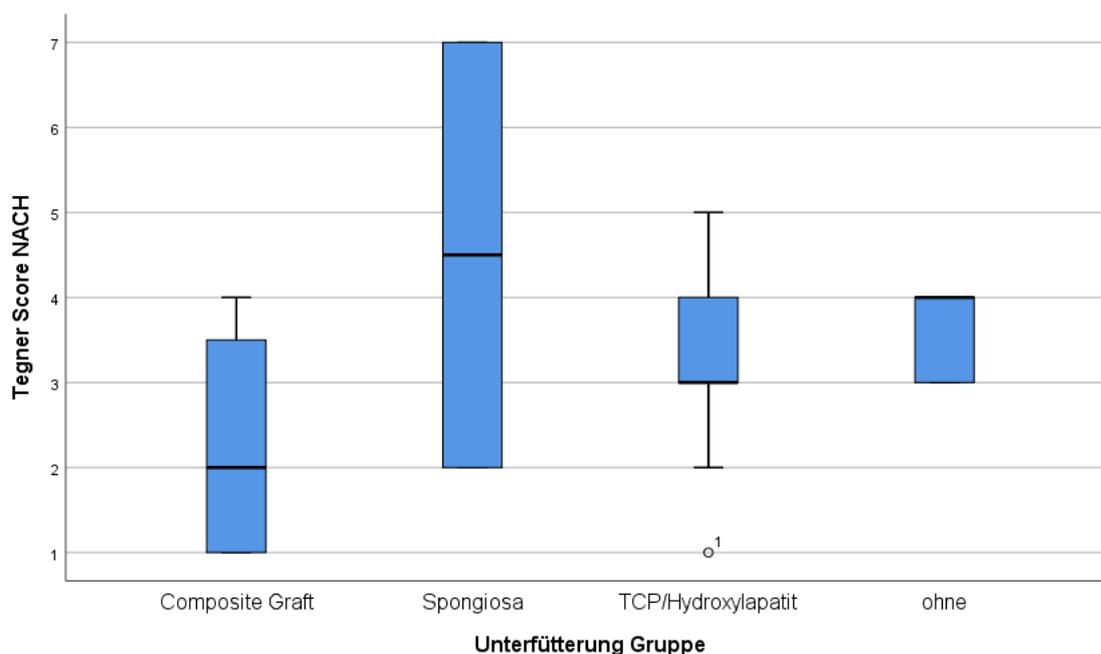


Abbildung 40: Tegner Aktivitätsniveau postoperativ je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Indem der BMI mittelstark negativ mit dem Wert der Tegner Aktivitätsskala [179,180] korrelierte ( $p=0,0126$ ), galt, wie schon beim Aktivitätsniveau vor dem Unfallereignis auffällig, der BMI als statistisch relevant für den postoperativen Tegner-Score. Zudem korrelierte der Arthrosegrad, gemessen mit dem Kellgren und Lawrence Score, mittelstark negativ mit dem erreichten Aktivitätsniveau nach Tegner ( $p=0,0165$ ). Folglich bedeutete ein höheres Körpergewicht im Verhältnis zur Körpergröße und eine vermehrte Arthrose ein jeweils eingeschränktes Aktivitätsniveau.

### 3.3.3.3 Differenz von prätraumatischem und postoperativem Tegner Aktivitätsniveau

Keine Veränderung der eigenen Möglichkeiten zur körperlichen Betätigung meldeten 14 (41,18%) der untersuchten Probanden. Eine Stufe weniger als zuvor kreuzten 11 (32,35%) Patienten an. Die restlichen 9 (26,47%) Teilnehmer der Studie mussten ihre Aktivität um 2 Stufen verringert angeben. Mehr als 2 Stufen Differenz gab keiner der Patienten an. Insgesamt verringerte sich die Aktivität im Mittel um  $0,85 \pm 0,82$  (Min. 0, Max. 2, Median 1,00,  $n=34$ ) Stufen. Auch bei der Differenz des Tegner-Scores [179,180] gab es hinsichtlich der Verteilung bei den Geschlechtern keinen signifikanten Unterschied ( $m=0,0; 0,0-2,0; 0,545 \pm 0,688; n=11$  und  $w=1,0; 0,0-2,0; 1,0 \pm 0,853; n=23, p=0,1408$ ). Auch bei der Berechnung des Unterschieds des Tegner-Scores vor und nach dem Trauma, ermittelt durch den Mann-Whitney-U-Test, ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Unterfütterungsgruppen. Über alle Konstellationen hinweg war der niedrigste p-Wert 0,776.

Tabelle 6: Differenz der Tegner-Aktivitätsskala je nach Unterfütterungsmaterial ( $n=34$ )

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	1,25	0,50	0,85	0,75
Standardabweichung	0,96	0,71	0,81	0,81
Minimum	0	0	0	0
Maximum	2	1	2	2
Median	1,50	0,50	1	1
Anzahl (n)	4	2	20	8

Ergänzend dazu nachfolgende Boxplot-Grafik analog der vorstehenden Tabelle.

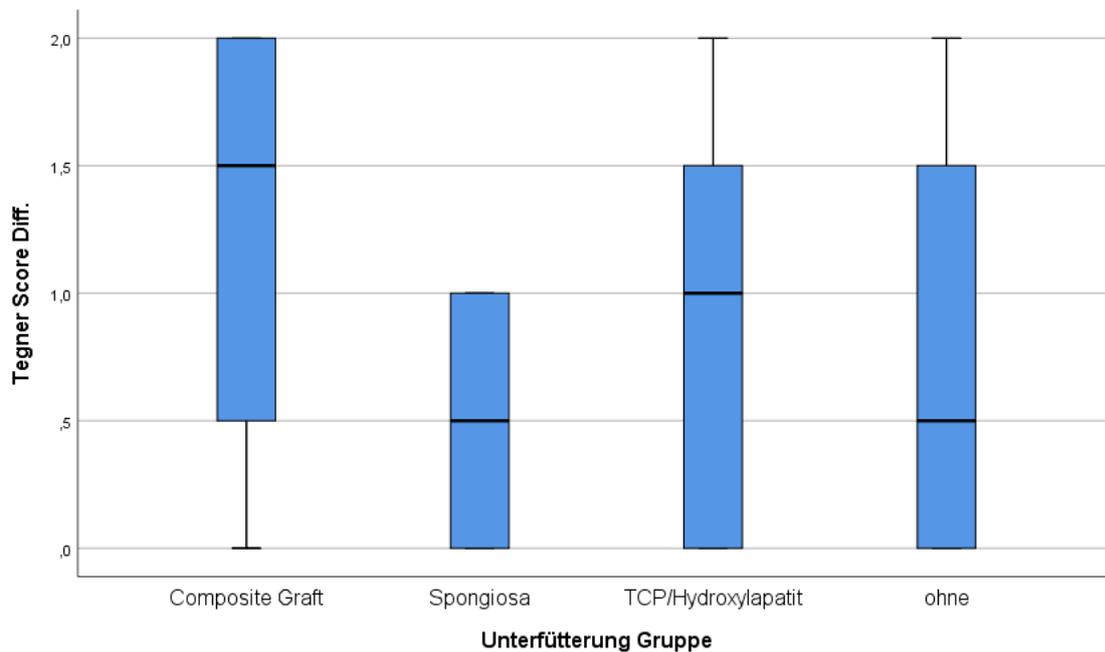


Abbildung 41: Differenz des Tegner Aktivitätsniveaus je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Der Grad der Arthrose im operierten Knie, radiologisch erhoben mittels Kellgren und Lawrence Score, war statistisch nicht von Belang für die Ausprägung der Differenz des Aktivitätsniveaus vor und nach der Verletzung ( $p=0,0722$ ). Der Verlust der persönlichen Aktivität, nach der Wiederherstellung des verunfallten Knies, war auch nicht vom jeweiligen Alter des Patienten bei der Nachuntersuchung abhängig, ein statistischer Zusammenhang ließ sich nicht feststellen ( $p=0,5853$ ). Der BMI zeigte sich diesbezüglich ebenfalls ohne signifikanten Einfluss ( $p=0,9891$ ).

### 3.3.4 Korrelation der funktionellen Ergebnisse

Die Erhebungen der funktionellen Fähigkeiten der einzelnen Patienten, unter Einsatz drei unterschiedlicher Fragebögen, korrelierten allesamt sehr stark miteinander. Der Lysholm-Score [177,178] hatte zum WOMAC 3.1-Score [175,176] einen sehr starken Bezug ( $p<0,0001$ ). Der postoperative Tegner-Score [179,180] ebenso, jedoch war die Korrelation hier negativ ( $p<0,0001$ ). Das Wechselverhältnis zwischen postoperativer Tegner-Aktivitätsskala und Lysholm-Score [177,178] bot eine recht starke Abhängigkeit ( $p=0,0002$ ).

### 3.4 Ganganalyse

Die Ganganalyse im Bewegungslabor kam bei 32 (92,12%) von insgesamt 34 Patienten zum Einsatz. Die beiden nicht teilnehmenden Patienten konnten keinen eigenständigen Gang ohne Hilfsmittel bewerkstelligen. In diese Studie floss nur das Messergebnis des genutzten ROM (Range of Motion), also der Bewegungsumfang des Kniegelenks im freien Gang bei subjektiver Wohlfühl-Geschwindigkeit, mit ein. Die Probanden hatten im Mittel einen Bewegungsumfang des verletzten Knies von  $56,35^\circ \pm 7,04^\circ$ . Der minimale ROM lag bei  $40,60^\circ$ , der maximale bei  $68,60^\circ$ . Der Median wurde bei  $57,60^\circ$  festgehalten.

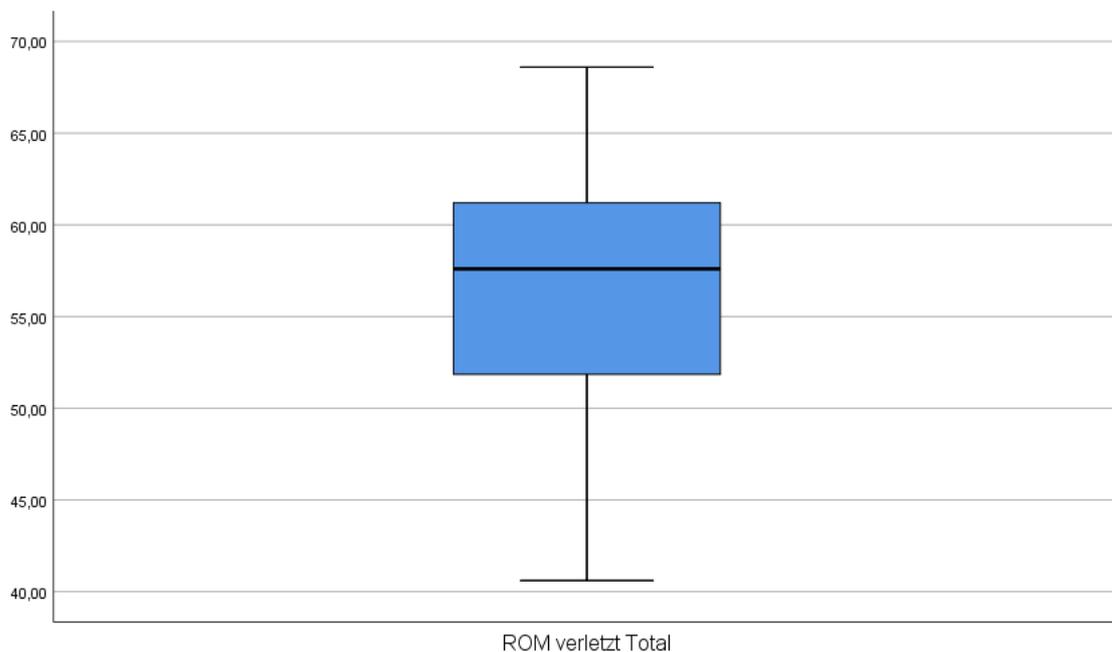


Abbildung 42: ROM des verletzten Kniegelenks des Gesamtkollektivs (n=32)

Bei der Betrachtung der Verteilung der erreichten ROM zeigt sich ein Gipfel im Bereich von  $55^\circ$  bis  $60^\circ$  den 10 (31,25%) Patienten erreichten. Den geringsten ROM mit  $40^\circ$  bis  $45^\circ$  hatten 2 Patienten, gefolgt von 4 Teilnehmern der Studie mit einem ROM von  $45^\circ$  bis  $50^\circ$ . Im Bereich von  $50^\circ$  bis  $55^\circ$  lagen weitere 6 Patienten. Ein größerer Umfang der Bewegungsfähigkeit von  $60^\circ$  bis  $65^\circ$  ließ sich bei 7 Patienten feststellen. Der größte ROM im Bereich von  $65^\circ$  bis  $70^\circ$  konnte bei 3 Untersuchten evaluiert werden. Nachfolgende Grafik zeigt die Häufigkeitsverteilung der gemessenen ROM.

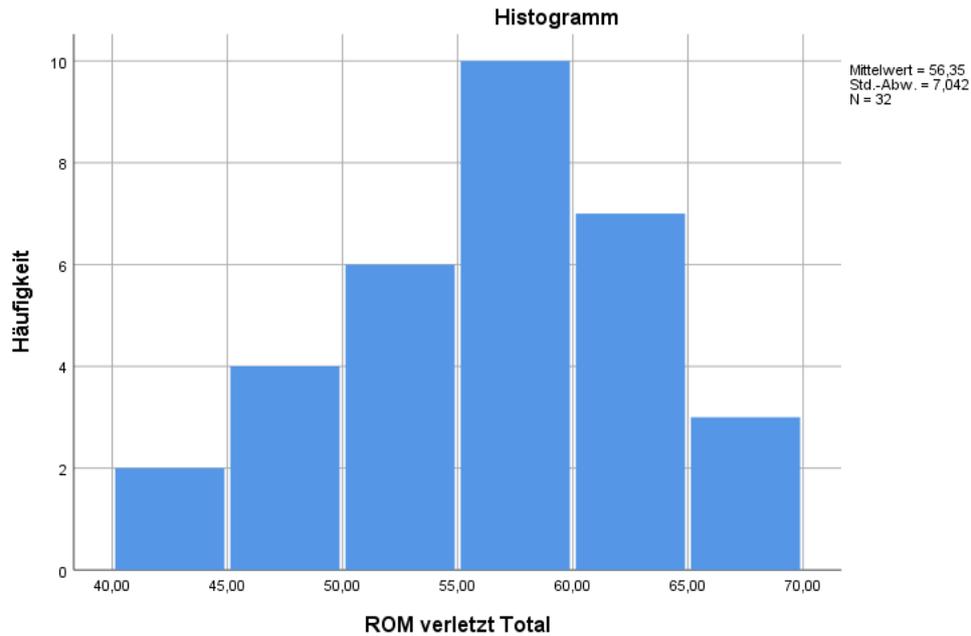


Abbildung 43: Häufigkeitsverteilung des ROM des Gesamtkollektivs (n=32)

Die Betrachtung, ob es zwischen den Geschlechtern bezüglich der erhobenen Messungen unterschiedliche Ergebnisse gab, erbrachte, unter Einbeziehung des t-Tests, keine signifikanten Differenzen. Bei den Männern war der Bewegungsumfang im Mittel bei  $58,682^{\circ} \pm 7,155^{\circ}$  (n=11) und bei den Frauen bei  $55,124^{\circ} \pm 6,834^{\circ}$  (n=21). Mit einem p-Wert von 0,1787 gelang der Beleg für den nicht vorhandenen signifikanten Unterschied im ROM beim Vergleich der Geschlechter. Zur visuellen Erfassung folgt im Nachgang die grafische Darstellung der Messergebnisse in Form von Boxplots.

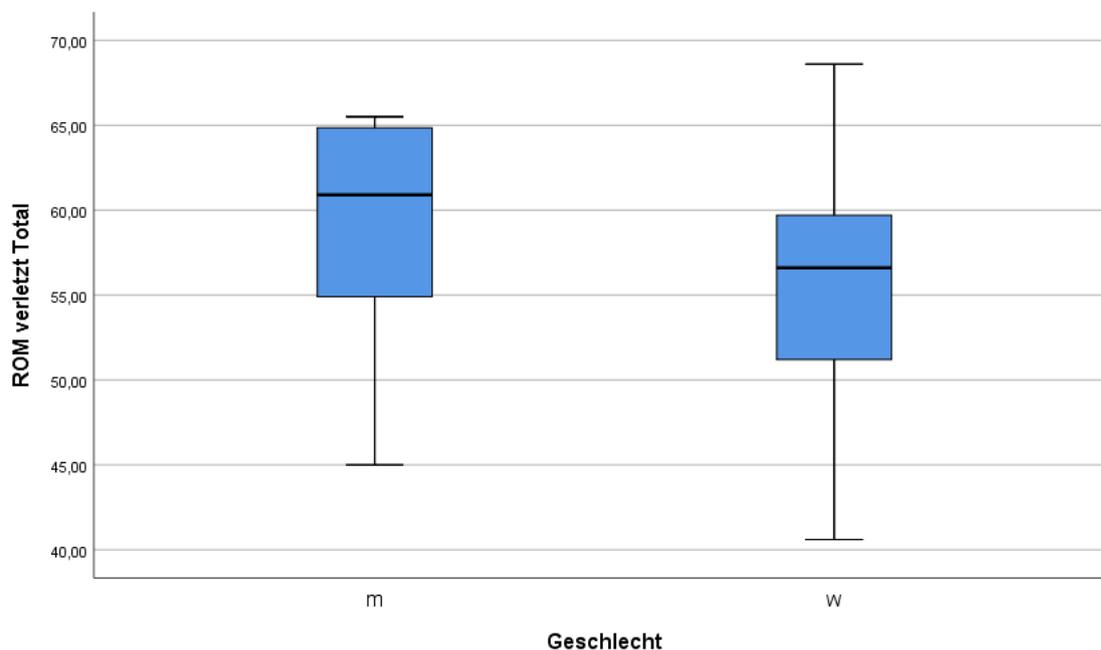


Abbildung 44: ROM des verletzten Kniegelenks untergliedert nach Geschlecht (n=32)

Die im Anschluss dargestellte Tabelle führt alle erreichten ROM Werte in Bezug zum verwendeten Knochenersatzmaterial auf.

Tabelle 7: Messergebnisse des ROM des verletzten Knies in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=32)

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	51,50	65,05	55,19	58,74
Standardabweichung	12,28	5,02	6,37	5,17
Minimum	40,60	61,50	43,10	51,20
Maximum	64,80	68,60	64,90	65,50
Median	49,10	65,05	56,60	58,85
Anzahl (n)	3	2	19	8

Für einen optischen Überblick der Ergebnisse des ROM des verletzten Kniegelenks dienen die im Nachgang dargestellten Boxplots, strukturiert je nach eingesetztem Unterfütterungsmaterial.

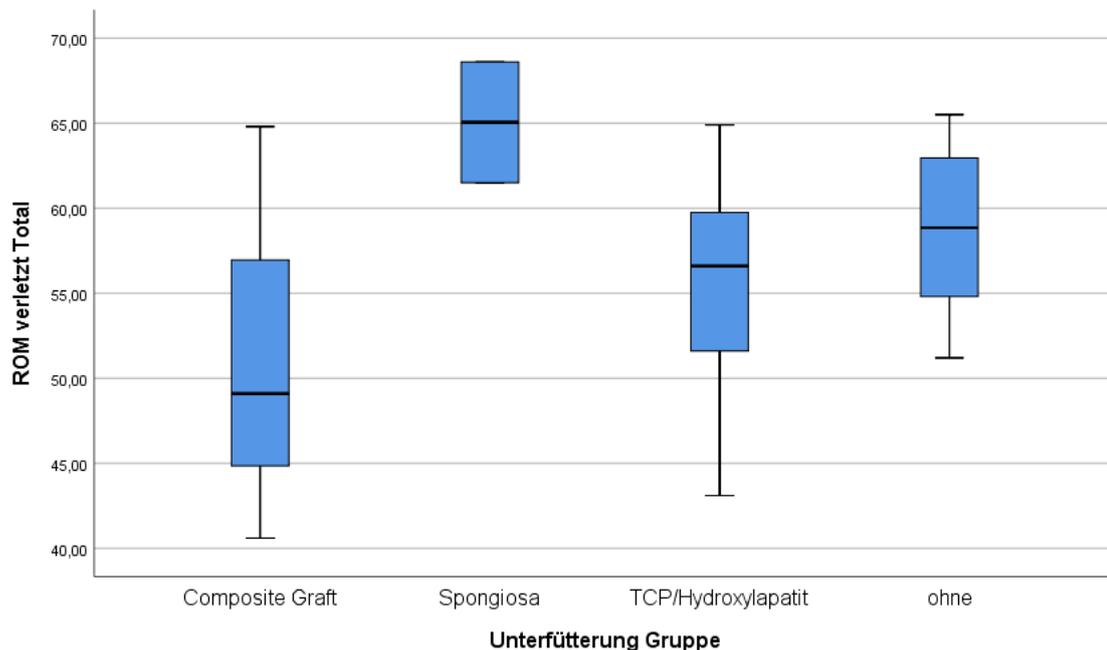


Abbildung 45: ROM des verletzten Kniegelenks untergliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=32)

Die Analyse der statistischen Zusammenhänge mit t-Test und Mann-Whitney-U-Test bildete die augenscheinlich fehlende Signifikanz mit entsprechenden p-Werten ab. In der folgenden Tabelle zusammengefasst sind die p-Werte der einzelnen Paare der Unterfütterungsgruppen unter Bezugnahme auf den Untersuchungsparameter ROM.

Tabelle 8: Signifikanzwerte (p) beim paarweisen Vergleich der Unterfütterungsmaterialien in Bezug zum ROM (n=32)

	p-Wert
Composite Graft vs. Spongiosa	0,418
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,271
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,271
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,271
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,271
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,418

Die Ausprägung der vorliegenden Arthrose im Kniegelenk, differenziert nach Kellgren und Lawrence, beeinflusste die Beweglichkeit im Kniegelenk erheblich, das heißt signifikant ( $p=0,0003$ ). Mit zunehmender Gonarthrose entwickelte sich auch eine Einschränkung des Bewegungsumfangs des ehemals traumatisierten Kniegelenks. Eine statistisch signifikante Einflussgröße war auch das Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Nachtuntersuchung. Die Beweglichkeit des verletzten Beins im Kniegelenk hing mittelstark negativ vom Alter des Patienten ab ( $p=0,0008$ ). Je älter also der Patient war, desto eingeschränkter war der im Gang genutzte Bewegungsumfang im Kniegelenk (ROM). Für die Körpermasse, gemessen anhand des BMI, konnte kein signifikanter Zusammenhang zum ROM des verletzten Knies nachgewiesen werden ( $p=0,5788$ ).

Der ROM korrelierte signifikant mit der passiv untersuchten Streckung ( $p=0,0147$ ). Bei der Beugung zeigte sich keine entsprechende Korrelation ( $p=0,1451$ ). Auf das funktionelle Ergebnis hatte der gemessene ROM ebenso keine entscheidende, also signifikante, Wirkung. Der Lysholm-Score [177,178] ( $p=0,1475$ ), der WOMAC 3.1-Score [175,176] ( $p=0,5621$ ) und der postoperative Tegner-Score [179,180] ( $p=0,6870$ ) blieben damit vom jeweiligen ROM unberührt. Auch die Abnahme des Aktivitätslevels, bezeichnet als Differenz des Tegner-Scores vor und nach der Operation, stand in keiner Beziehung zum ROM ( $p=0,7757$ ).

Die Achsenkonstellation führte, bei entsprechender Ausprägung, zu einer signifikanten Beeinflussung des ROM. Die Lage der Mikulicz-Linie imponierte als mit dem ROM mittelstark miteinander korreliert ( $p=0,0131$ ). Auch die anatomische Beinachse befand sich mit dem ROM des verletzten Beins in einer mittelstarken negativen Korrelation ( $p=0,0022$ ), gefolgt vom mTFA, der ebenso signifikant mit dem ROM in Verbindung stand ( $p=0,0108$ ). Die Abweichung von den physiologischen Bandbreiten der verschiedenen gemessenen Beinachsen war für alle drei Messvarianten signifikant. Für die Abweichung der Mikulicz-Linie außerhalb des Normalbereichs von 0 bis 16 mm medial der Kniegelenksmitte lag lediglich eine schwache Korrelation mit dem ROM des verletzten Beins vor ( $p=0,0284$ ). Die Abweichung des mTFA vom

Normalbereich ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) gerierte sich als mittelstark mit dem ROM korreliert ( $p=0,0121$ ). Wie schon beim absoluten Ausmaß der anatomischen Beinachse, fand sich auch bei der Abweichung der anatomischen Beinachse vom Normalmaß ( $5^\circ$  bis  $9^\circ$ ) eine mittelstarke und zudem negativ geprägte Abhängigkeit vom ROM des verunfallten Beins ( $p=0,0132$ ).

### 3.5 Achsendeviation

#### 3.5.1 Mechanische Beinachse (Mikulicz-Linie)

Zur Bestimmung der Achsendeviation des betroffenen Beins wurden die Abstände der Traglinie zur Kniegelenksmitte gemessen (Abbildung 15). Die physiologische Bandbreite des medialen Abstands der Mikulicz Linie zum Kniezentrum erstreckt sich auf  $8 \pm 8$  mm [212]. Der Abstand zur Kniegelenksmitte lag im Mittel bei  $-2,9 \pm 15,87$  mm (Min.  $-34,50$  mm, Max.  $28,30$  mm, Median  $-4,55$  mm,  $n=34$ ). Wie alt der Patient bei der Untersuchung war, spielte bei den Messergebnissen keine statistisch signifikante Rolle ( $p=0,1219$ ).

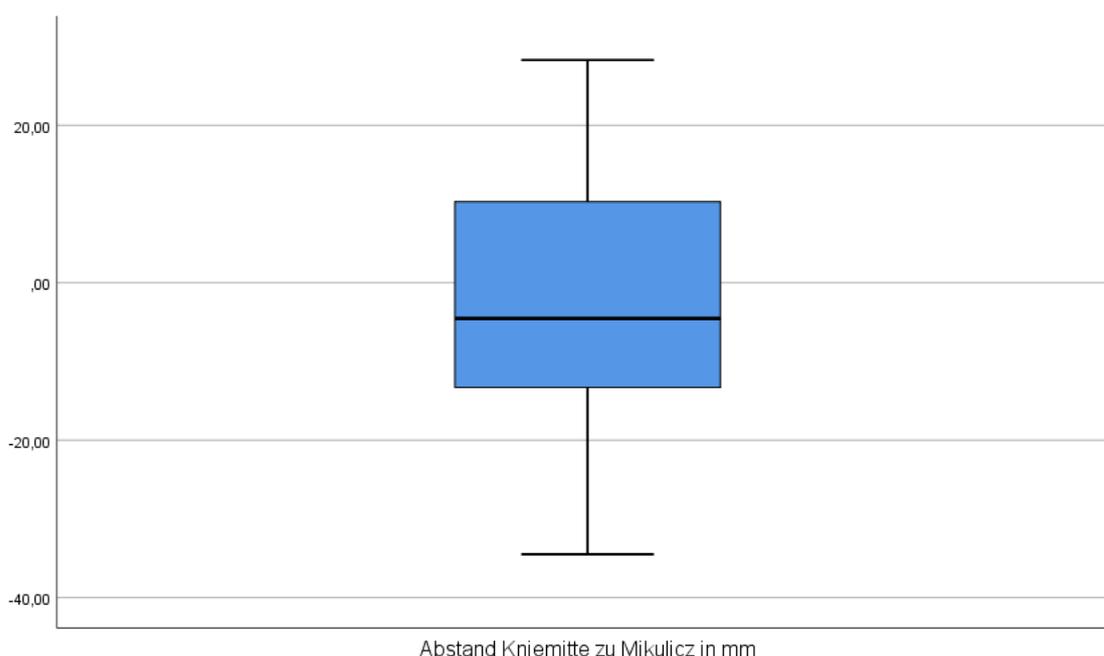


Abbildung 46: Abstand des Kniezentrums zur Mikulicz-Linie des Gesamtkollektivs in mm ( $n=34$ )

Bei den weiblichen Patienten lag der Mittelwert bei  $-5,30 \pm 15,94$  mm (Min.  $-34,50$  mm, Max.  $21,40$  mm, Median  $-5,00$  mm,  $n=23$ ), bei den männlichen bei  $2,13 \pm 15,19$  mm (Min.  $-19,10$  mm, Max.  $28,30$  mm, Median  $0$  mm,  $n=11$ ). Für den Abstand von der Kniemitte zur Mikulicz-Linie in mm konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern festgestellt werden ( $m=2,13 \pm 15,19$  mm;  $n=11$  und  $w=-5,30 \pm 15,94$  mm;  $n=23$ ) nachgewiesen werden ( $p=0,2061$ ).

Nachfolgende Abbildung zeigt den Abstand der mechanischen Beinachse zur Kniegelenksmitte unterteilt nach Geschlecht in Form von Boxplots.

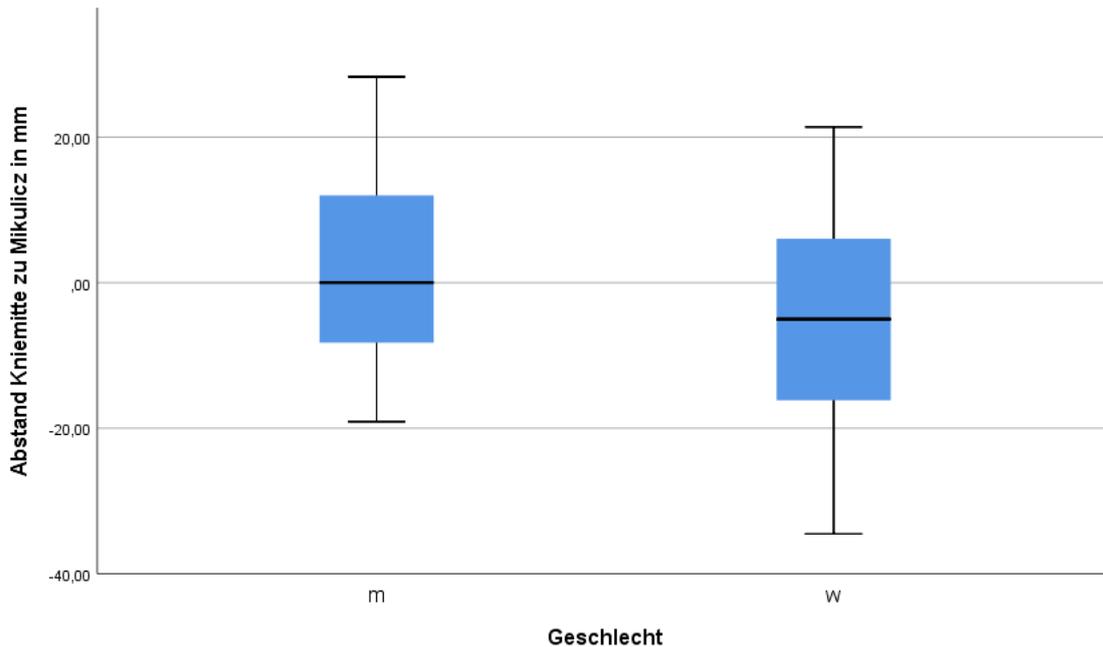


Abbildung 47: Abstand der Mikulicz-Linie zur Kniegelenksmitte in mm je nach Geschlecht (n=34)

Nachfolgende Tabelle zeigt die detaillierten Messergebnisse des Abstands der mechanischen Traglinie von der Kniegelenksmitte in mm.

Tabelle 9: Abstand der Mikulicz Linie von der Kniegelenksmitte in mm je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	-12,08	7,35	-5,42	5,43
Standardabweichung	7,76	15,49	16,83	13,51
Minimum	-19,00	-3,60	-34,50	-10,10
Maximum	-1,00	18,30	21,60	28,30
Median	-14,15	7,35	-6,80	3,40
Anzahl (n)	4	2	20	8

Die tabellarische Darstellung wird durch nachfolgende Visualisierung mittels Boxplots ergänzt.

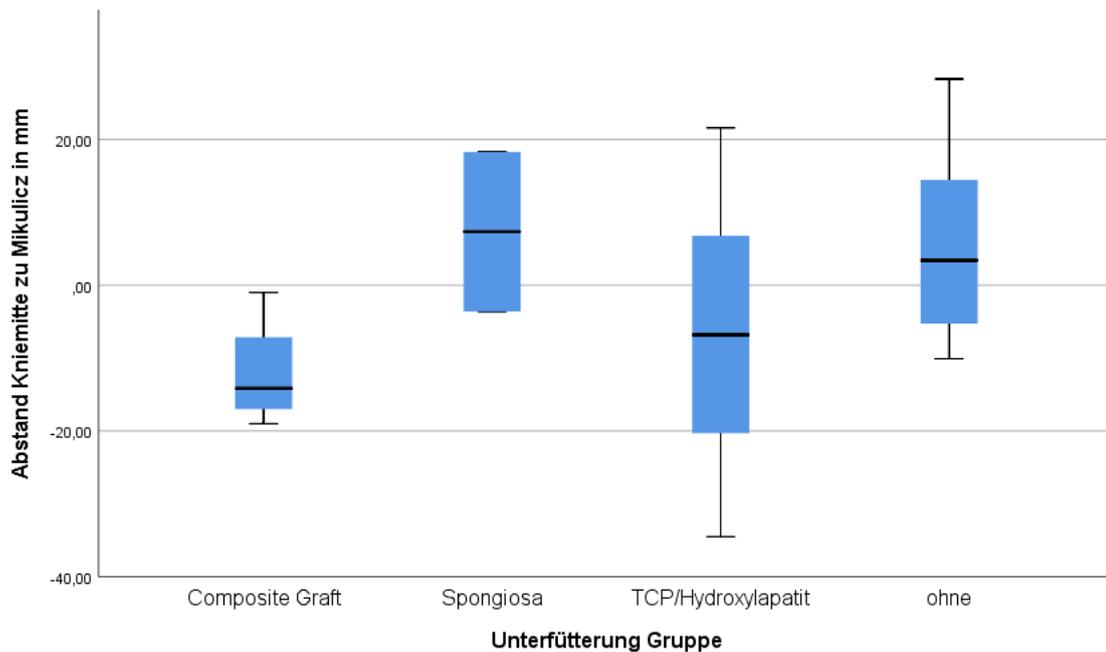


Abbildung 48: Abstand der Kniemitte zur Traglinie (Mikulicz-Linie) in mm je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Bei den Auswertungen, unter Zuhilfenahme des t-Tests und Mann-Whitney-U-Tests, ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Unterfütterungsmaterialien in Bezug auf die jeweiligen Abstände der mechanischen Achse zum Kniezentrum. Im Vergleich der einzelnen Unterfütterungsmaterialien ergeben sich folgende Signifikanzwerte.

Tabelle 10: Signifikanzwerte (p) beim paarweisen Vergleich von Unterfütterungsmaterialien mit dem Abstand der mechanischen Beinachse zur Kniegelenksmitte (n=34)

	p-Wert
Composite Graft vs. Spongiosa	0,533
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,533
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,533
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,237
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,352
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,533

Die Abweichung vom Normalbereich von 0 mm bis 16 mm, als physiologischer Bereich des Abstands zur Kniegelenksmitte, wurde ebenfalls erhoben. Es wurde festgestellt, dass von 34 Patienten 10 eine Beinachse vorwiesen, die innerhalb des physiologischen Fensters von 0 bis 16 mm medialer Abweichung von der Mikulicz-Linie zum Kniezentrum lag. Dies entspricht einem Anteil von 29,40 % vom Gesamtkollektiv. Außerhalb davon lagen 24 Patienten. Damit ergibt sich für 70,60 % des Kollektivs eine pathologische Achsabweichung. Getrennt nach Geschlechtern zeigt sich folgendes Bild: Von insgesamt 11 Männern lagen 4 (36,36%) innerhalb der physiologischen Achse, 7 (63,64%) außerhalb davon. Von 23 Frauen hatten 6 (26,09%) eine normale Beinachse. 17 (73,91%) wiesen eine pathologische Achsabweichung auf.

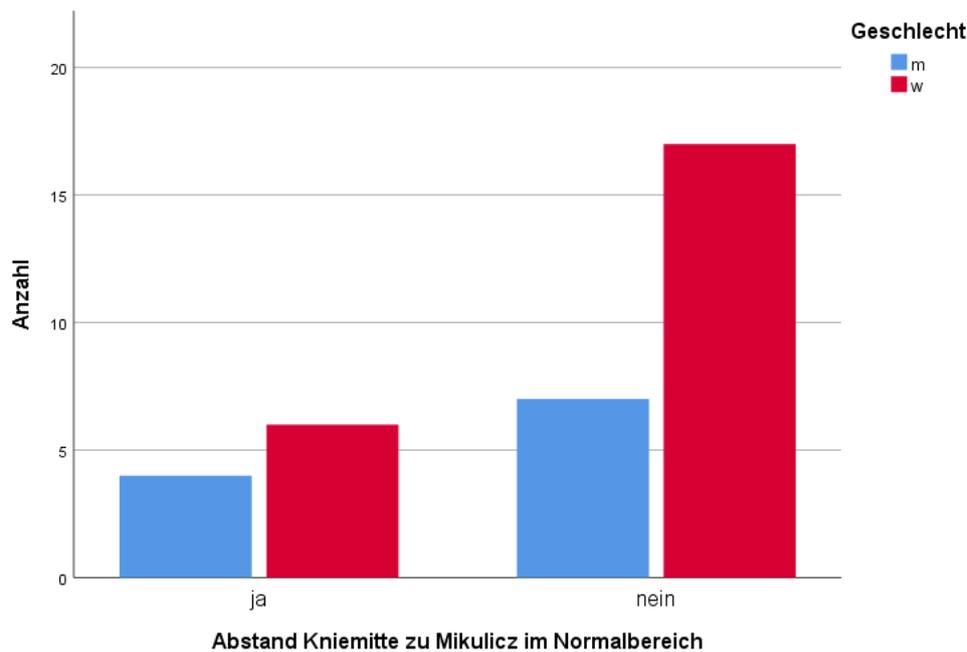


Abbildung 49: Patienten mit physiologischer Beinachse innerhalb von 0 bis 16 (ja) und pathologischer Beinachse (nein), getrennt nach Geschlecht. Jeweils gemessen anhand des Abstands der Mikulicz Linie von der Kniegelenksmitte (n=34)

Die Abweichung der mechanischen Beinachse vom physiologischen Bereich von 0 bis 16 mm des Gesamtkollektiv wird am folgenden Boxplot dargestellt. Im Mittel lag die Abweichung bei  $-7,36 \pm 10,85$  mm (Min. -34,50 mm, Max. 12,30 mm, Median -4,55 mm, n=34).

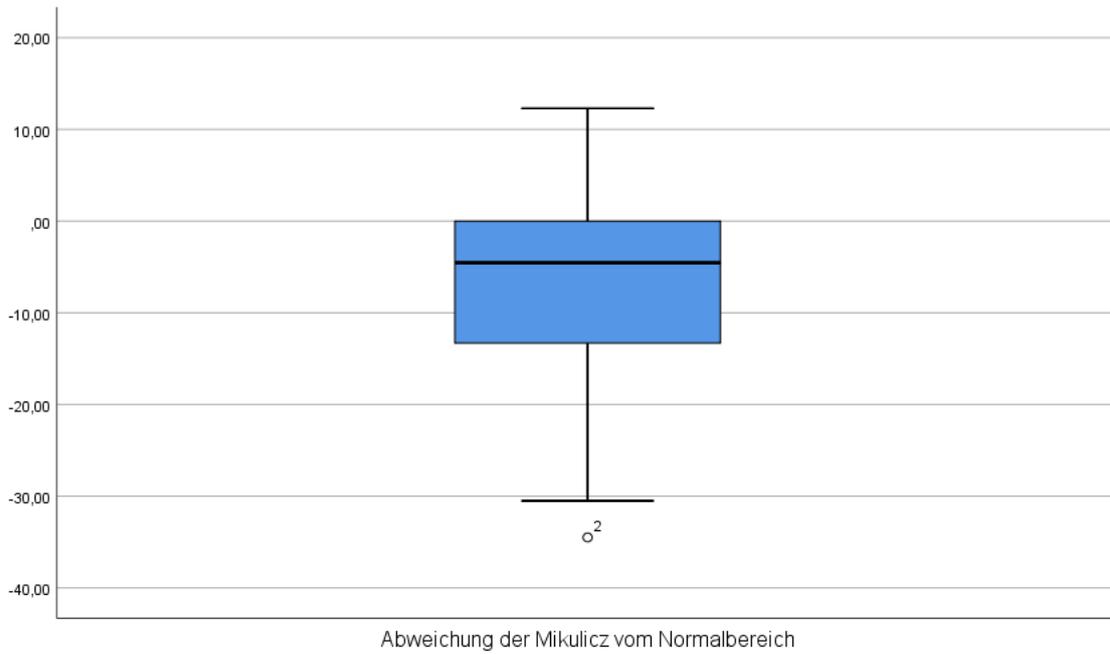


Abbildung 50: Abweichung vom Normalbereich (0 bis 16 mm) des Abstands Mikulicz Linie zu Kniegelenksmitte des Gesamtkollektivs in mm (n=34)

Durch Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests konnte belegt werden, dass zwischen den Geschlechtern, bezogen auf die Abweichung der Mikulicz-Linie vom Normalbereich zwischen 0 und 16 mm, kein signifikanter Unterschied besteht ( $m=0,0$  mm;  $-19,1$ - $12,3$  mm;  $-3,473 \pm 9,017$  mm;  $n=11$  und  $w=-5,0$  mm;  $-34,5$ - $5,4$  mm;  $-9,217 \pm 11,339$  mm;  $n=23$ ;  $p=0,2116$ ).

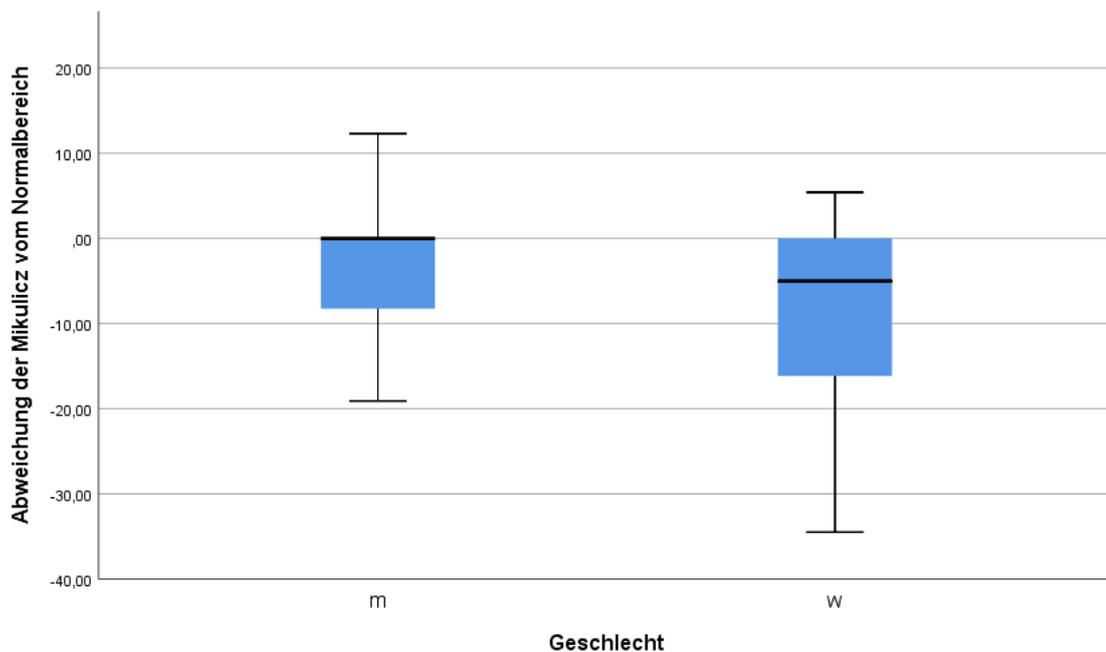


Abbildung 51: Abweichung der Mikulicz-Linie vom Normalbereich (0 bis 16 mm) getrennt nach Geschlecht in mm (n=34)

Durch die Definition des Normalbereichs von 0 bis 16 mm medialer Abweichung der mechanischen Traglinie von der Kniemitte konnte überprüft werden, bei welchen eingesetzten Unterfütterungsmaterialien sich pathologische Werte ergeben. Nachfolgende Tabelle gibt einen Überblick der erhobenen Messwerte.

Tabelle 11: Abweichung des Abstands der Mikulicz-Linie vom Normalbereich (0 bis 16 mm medial des Kniezentrums, n=34)

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	-12,08	-0,65	-9,41	-1,55
Standardabweichung	7,76	4,17	12,25	6,61
Minimum	-19,00	-3,60	-34,50	-10,10
Maximum	-1,00	2,30	5,60	12,30
Median	-14,15	-0,65	-6,80	-2,05
Anzahl (n)	4	2	20	8

Untenstehende Grafik stellt die Messwerte nochmal in Form von Boxplots dar.

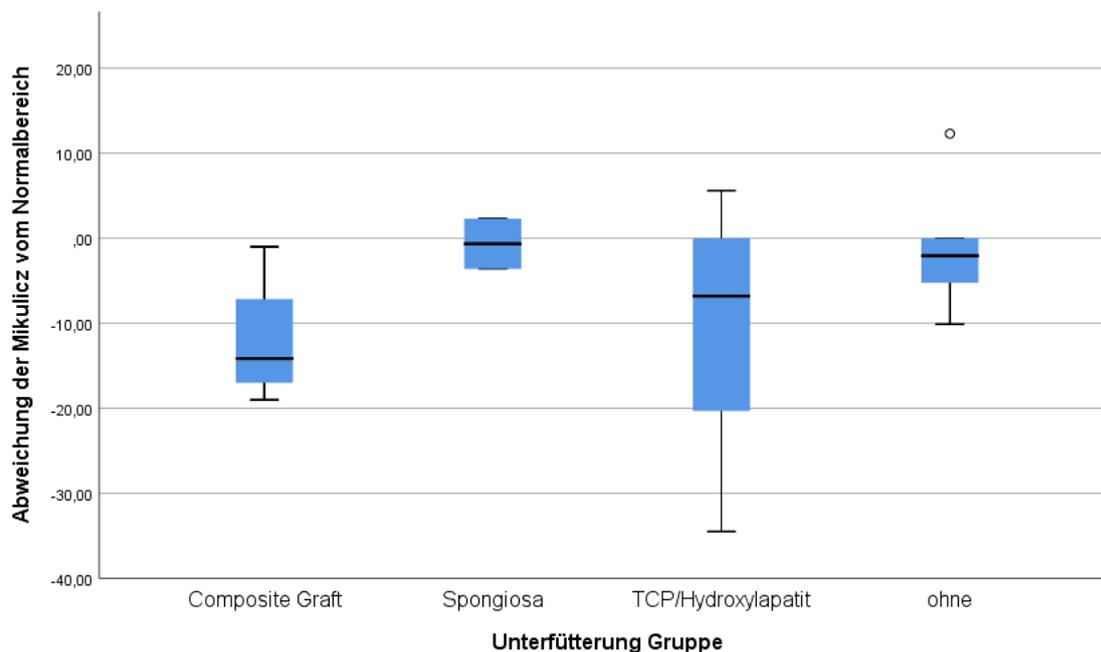


Abbildung 52: Abweichung der Mikulicz-Linie vom Normalbereich (0 bis 16 mm) je nach Unterfütterungsmaterial in mm (n=34).

Auf Signifikanz hin überprüft zeigte sich, dass es keinen Unterschied zwischen den verschiedenen Unterfütterungsmaterialien, bezogen auf die Achsabweichung der mechanischen Beinachse vom physiologischen Bereich von 0 bis 16 mm medial der Kniegelenksmitte, gibt. Nachfolgende Tabelle zeigt die jeweiligen Signifikanzwerte.

Tabelle 12: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und deren jeweiligen Abstände der mechanischen Beinachse zum Normalbereich von 0 bis 16 mm medial der Kniegelenksmitte (n=34)

	p-Wert
Composite Graft vs. Spongiosa	0,428
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,428
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,428
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,428
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,428
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,201

### 3.5.2 mTFA (mechanischer tibio-femoraler Winkel)

Als weitere Messung wurde der mTFA (Abbildung 14) des verletzten Beins erhoben. Im Ergebnis wurde für den Tibia-Femur-Winkel ein Mittelwert in Grad von  $-0,88 \pm 4,30$  (Min.  $-8,60$ , Max.  $7,50$ , Median  $-1,3$ , n=34) gemessen. Die Messgröße des mTFA war vom Alter des Patienten nicht signifikant beeinflusst ( $p=0,0930$ ).

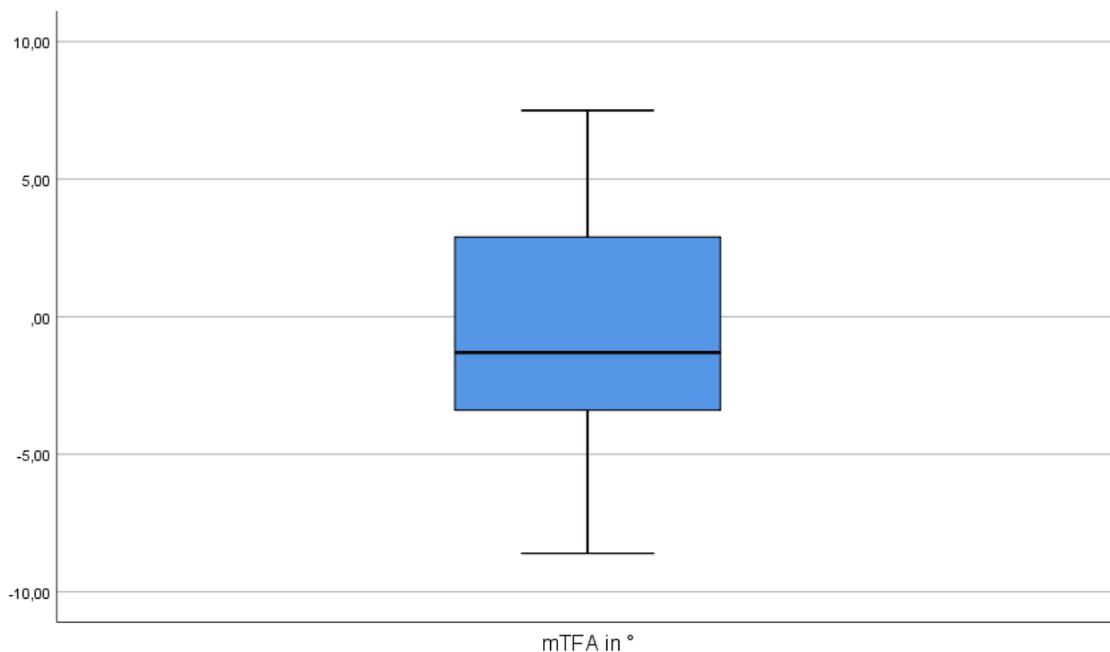


Abbildung 53: mTFA in Grad des Gesamtkollektiv (n=34)

Bei der geschlechterspezifischen Überprüfung der Messwerte ergab sich für den mTFA in Grad kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern ( $m=0,5\pm 3,985$ ;  $n=11$  und  $w=-1,543\pm 4,377$ ;  $n=23$ ;  $p=0,1998$ )

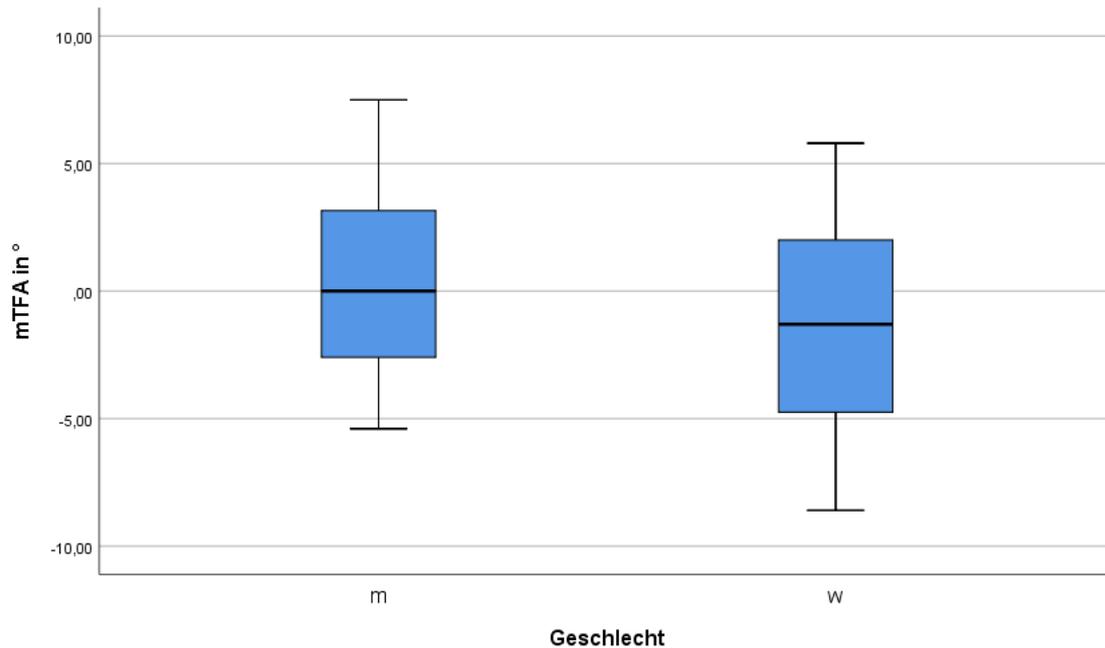


Abbildung 54: mTFA in Grad aufgliedert nach Geschlecht (n=34)

Die einzelnen Ergebnisse des mTFA des Gesamtkollektivs (n=34), gemessen in Grad, unterteilt nach eingesetztem Auffüllmaterial des Knochendefekts, zeigt nachfolgende Tabelle.

Tabelle 13: Messergebnisse des mTFA in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

	<b>Composite Graft</b>	<b>Spongiosa</b>	<b>TCP/Hydroxylapatit</b>	<b>ohne Unterfütterung</b>
Mittelwert	-3,25	2,30	-1,64	1,39
Standardabweichung	2,05	4,53	4,54	3,63
Minimum	-5,60	-0,90	-8,60	-2,80
Maximum	-0,70	5,50	5,80	7,50
Median	-3,35	2,30	-2,30	0,95
Maximum	-0,70	5,50	5,80	7,50
Anzahl (n)	4	2	20	8

Die zuvor tabellarisch angeführten Ergebnisse zeigt die nachfolgende Grafik nochmals bildlich in Form von Boxplots gegliedert nach Unterfütterungsmaterial.

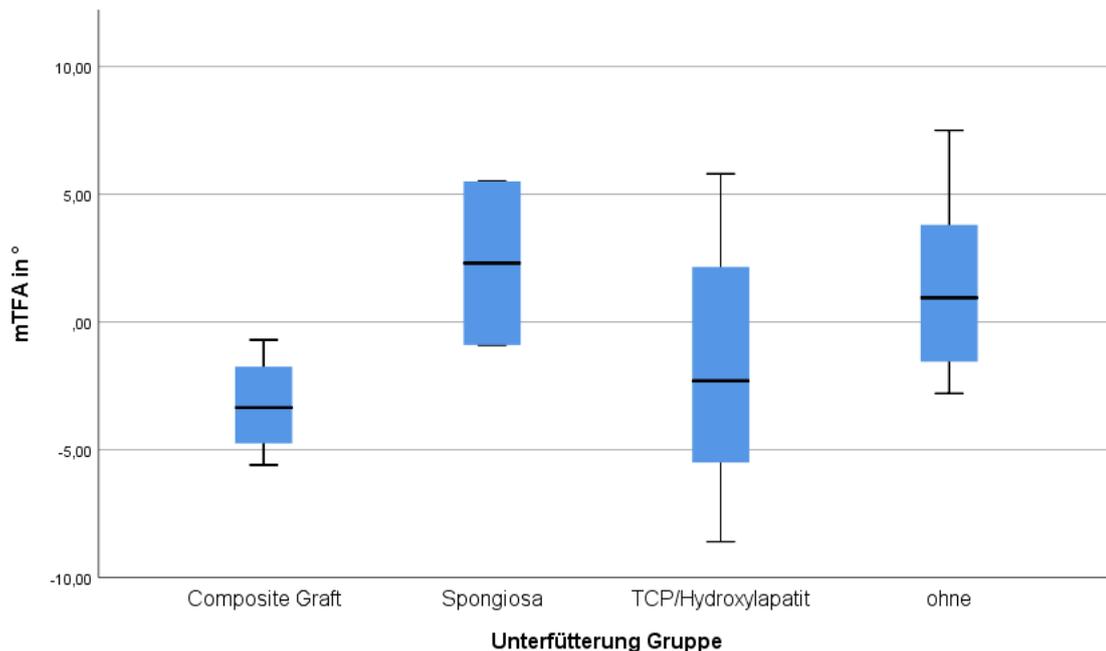


Abbildung 55: mTFA in Grad aufgegliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Die Überprüfung der Signifikanz, unter Anwendung des t-Tests bzw. des Mann-Whitney-U-Tests, ergab keinen Einfluss des Unterfütterungsmaterials auf die Ausprägung des mTFA in Grad. Nachfolgende Tabelle veranschaulicht die p-Werte der einzelnen Gruppierungen der Unterfütterungsmaterialien untereinander, jeweils unter Einbeziehung entsprechender Messwerte des mTFA.

Tabelle 14: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien untereinander und dazugehörigen mTFA Ergebnissen in Grad (n=34)

	p-Wert
Composite Graft vs. Spongiosa	0,400
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,400
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,533
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,248
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,317
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,533

Der Normbereich des mTFA liegt bei  $-1^\circ$  bis  $+3,4^\circ$  [214,219]. 9 Patienten zeigten einen physiologischen mTFA, dagegen wurden bei 25 Patienten pathologische mTFA-Werte gemessen. Damit weisen 26,47% (n=9) einen physiologischen mTFA auf, dagegen 73,53% (n=25) einen pathologischen mechanischen tibio-femorale Winkel. Bei der Betrachtung der Geschlechter ergab sich von 11 Männern bei 3 (27,27%) ein mTFA innerhalb der physiologischen Grenzen. Bei 8 (72,73%) männlichen Patienten lagen die Werte außerhalb dieses Bereichs. Von insgesamt 23 Frauen boten 6 (26,09%) einen mTFA im Normalbereich, 17 (73,91%) lagen dagegen im pathologischen Winkelmaß. Somit lagen die Verhältnisse von physiologischen Messwerten zu pathologischen Abweichungen bei den Geschlechtern fast gleichauf.

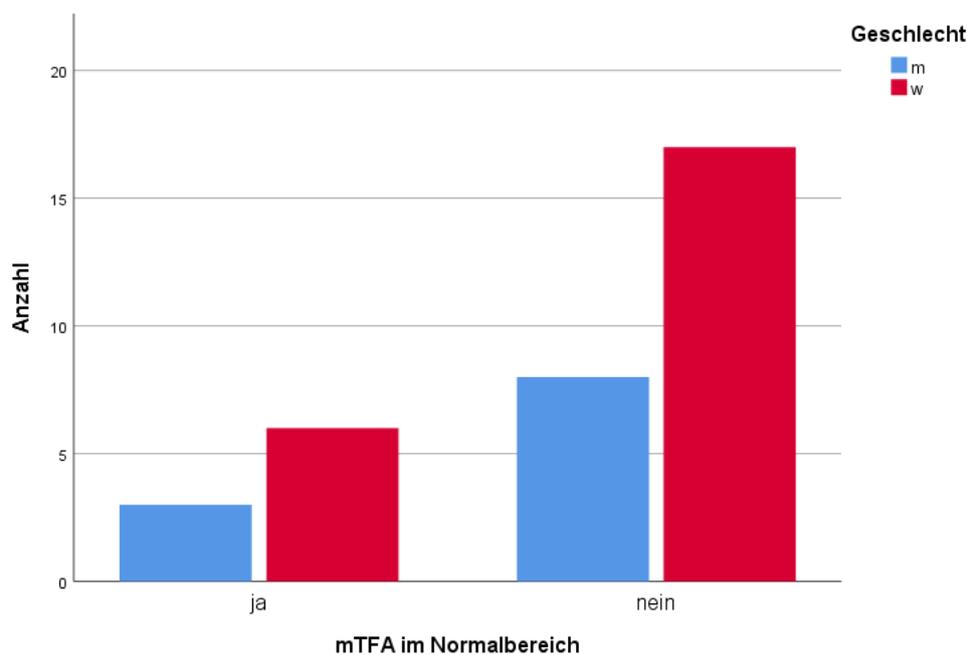


Abbildung 56: Anzahl der Patienten mit mechanischem tibio-femoralem Winkel im Normbereich (ja) und im pathologischen Bereich (nein) getrennt nach Geschlecht (n=34)

In der Gesamtbetrachtung aller Teilnehmer der Studie wurde bei der Erhebung der Abweichung vom Normalbereich des mTFA in Grad ( $-1$  bis  $3,4$ ) im Mittel  $-1,31 \pm 2,76$  (Min.  $-7,60$ , Max.  $4,10$ , Median  $-0,30$ , n=34) gemessen. Die untenstehende Grafik zeigt die Ausprägung der mTFA Abweichung von den physiologischen Grenzen als Boxplots. Die Einheit der y-Achse ist Grad.

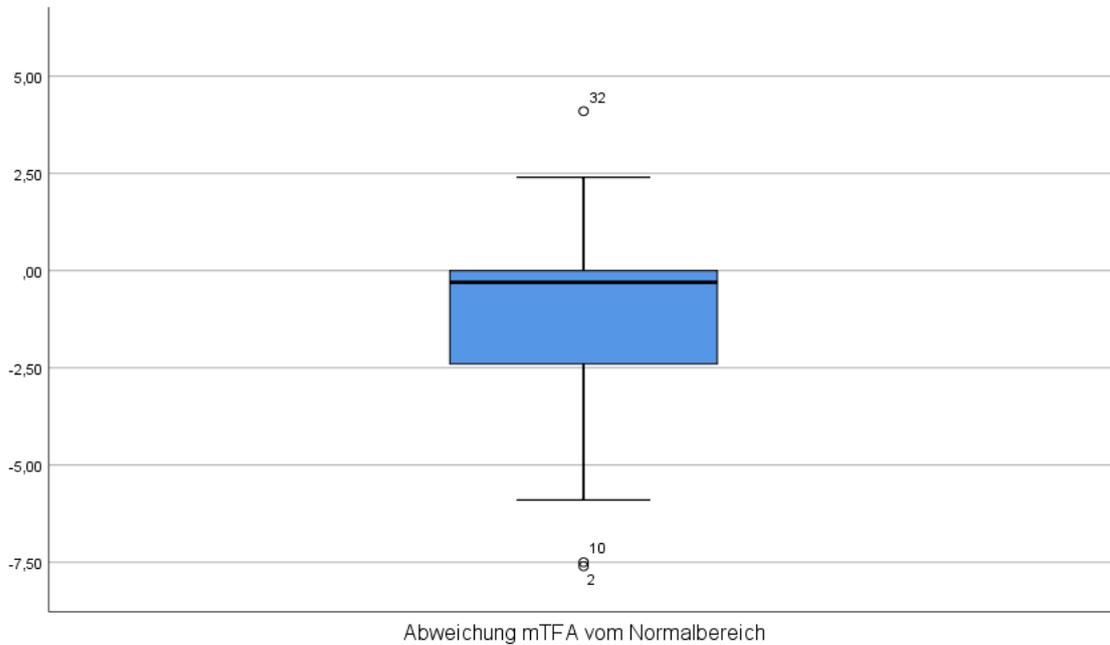


Abbildung 57: Abweichung vom Normalbereich ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) des Gesamtkollektivs in Grad ( $n=34$ )

In der statistischen Überprüfung konnte, unter Zuhilfenahme des Mann-Whitney-U-Tests, für die Abweichung des mTFA vom Normalbereich ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) in Grad kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern ( $m=0,0$ ;  $-4,4-4,1$ ;  $-0,364\pm 2,186$ ;  $n=11$ ) und  $w=-0,3$ ;  $-7,6-2,4$ ;  $-1,757\pm 2,928$ ;  $n=23$ ) nachgewiesen werden ( $p=0,2569$ ).

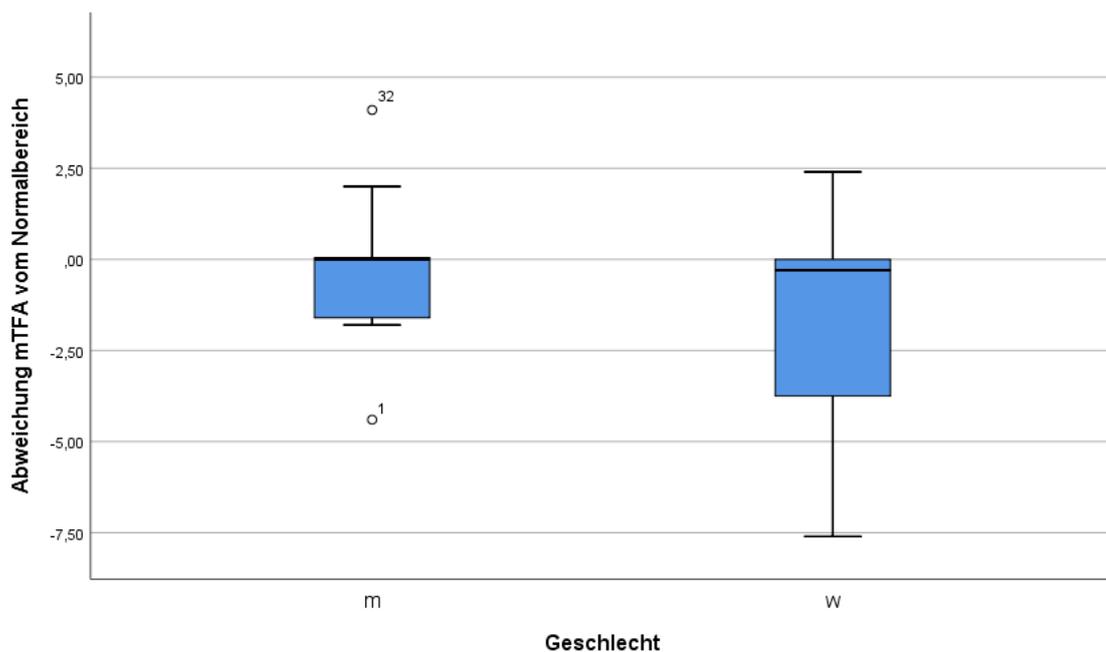


Abbildung 58: Abweichung vom normalem mTFA ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) getrennt nach Geschlecht in Grad ( $n=34$ )

In der anschließenden Tabelle sind die detaillierten Werte der Abweichung des mTFA vom Normalbereich ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) des Gesamtkollektivs ( $n=34$ ), separiert nach Knochenersatzmaterialien, aufgelistet.

Tabelle 15: Abweichung vom mTFA Normalbereich ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) in Grad je nach Unterfütterungsmaterial ( $n=34$ )

	Composite Graft	Spongiosa	TCP/Hydroxylapatit	ohne Unterfütterung
Mittelwert	-2,33	1,05	-1,96	-0,25
Standardabweichung	1,93	1,49	3,02	1,72
Minimum	-4,60	0,00	-7,60	-1,80
Maximum	0,00	2,10	2,40	4,10
Median	-2,35	1,05	-1,30	0,00
Anzahl (n)	4	2	20	8

Die folgende Abbildung zeigt die vorherigen tabellarischen Ergebnisse erneut in Form mehrerer Boxplot-Diagramme, getrennt nach Knochenersatzstoffen.

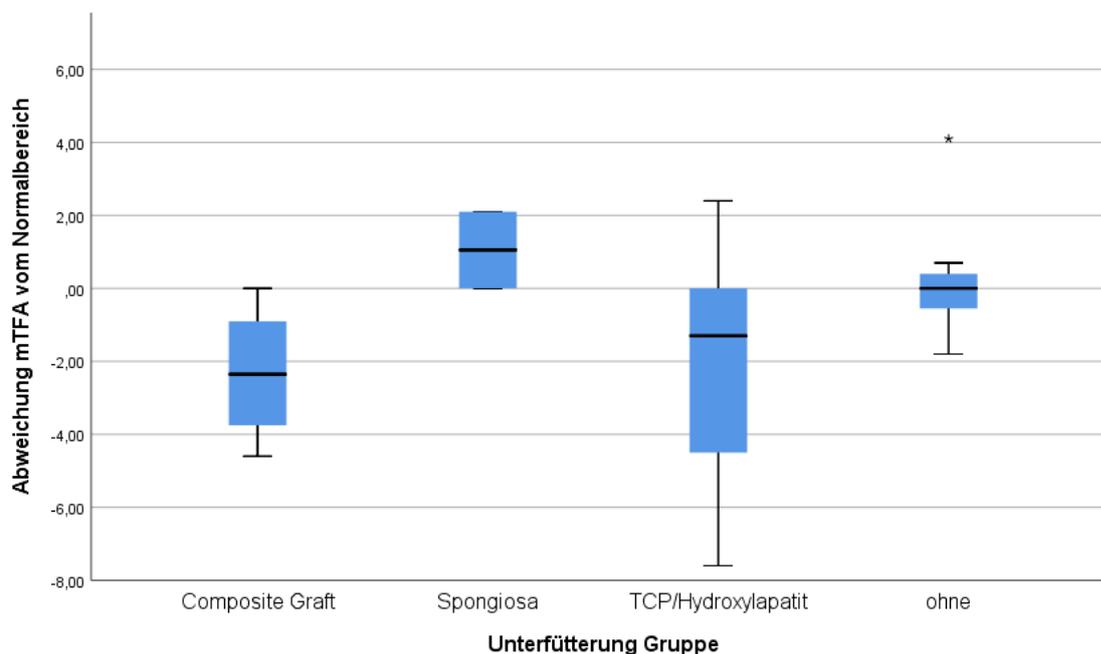


Abbildung 59: Abweichung vom normalem mTFA ( $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ ) getrennt nach Unterfütterungsmaterial in Grad ( $n=34$ )

Auch die Überprüfung des Einflusses der Knochenersatzmaterialien auf die Abweichung des mTFA ergab keine Signifikanz. Die Gegenüberstellung der einzelnen Materialien lieferte bei der statistischen Auswertung untenstehende p-Werte.

Tabelle 16: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und entsprechender Abweichung vom Normalbereich des mTFA von  $-1^{\circ}$  bis  $3,4^{\circ}$  (n=34)

	p-Wert
Composite Graft vs. Spongiosa	0,179
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,179
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,513
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,179
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,179
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,820

### 3.5.3 Anatomische Beinachse

Als weitere Achsenvermessung des verletzten Beins folgte die anatomische Beinachse (Abbildung 14) in Grad. Bei der anatomischen Achse wurde ein Mittelwert in Grad von  $5,39 \pm 4,68$  (Min.  $-3,50$ , Max.  $18,20$ , Median  $5,55$ , n=34) ermittelt. Eine mittelstarke Korrelation zeigte sich zwischen dem Alter des Patienten und der gemessenen anatomischen Beinachse ( $p=0,0156$ ).

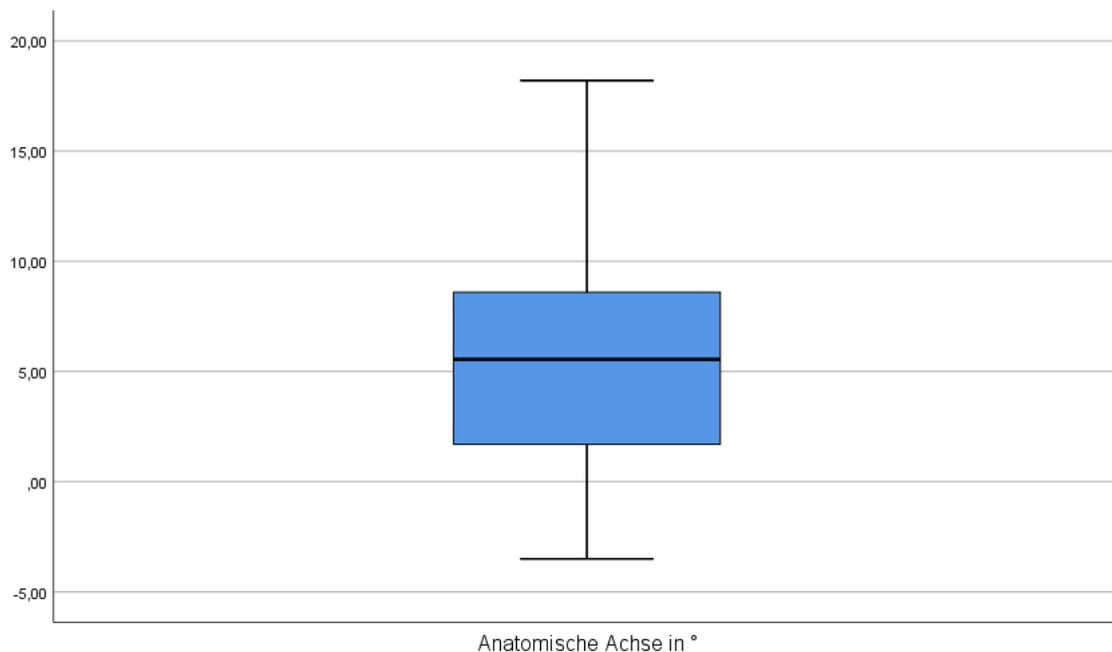


Abbildung 60: Anatomische Achse in Grad des Gesamtkollektivs (n=34)

Unterschieden nach Geschlechtern zeigt sich bei den Messergebnissen der anatomischen Beinachse ein recht einheitliches Bild. Bei den Männern wurde ein Mittelwert in Grad von  $4,31 \pm 4,00$  (Min. -1,60, Max. 10,70, Median 4,70,  $n=11$ ) gemessen, bei den Frauen ein Mittelwert von  $5,91 \pm 4,97$  (Min. -3,50, Max. 18,20, Median 6,20,  $n=23$ ). Trotz der größeren Spannweite der Messergebnisse bei den Frauen ließ sich zwischen den Geschlechtern mittels t-Test kein signifikanter Unterschied zwischen den männlichen und weiblichen Patienten feststellen ( $m=4,309 \pm 4,002$ ;  $n=11$  und  $w=5,909 \pm 4,973$ ;  $n=23$ ;  $p=0,3592$ ).

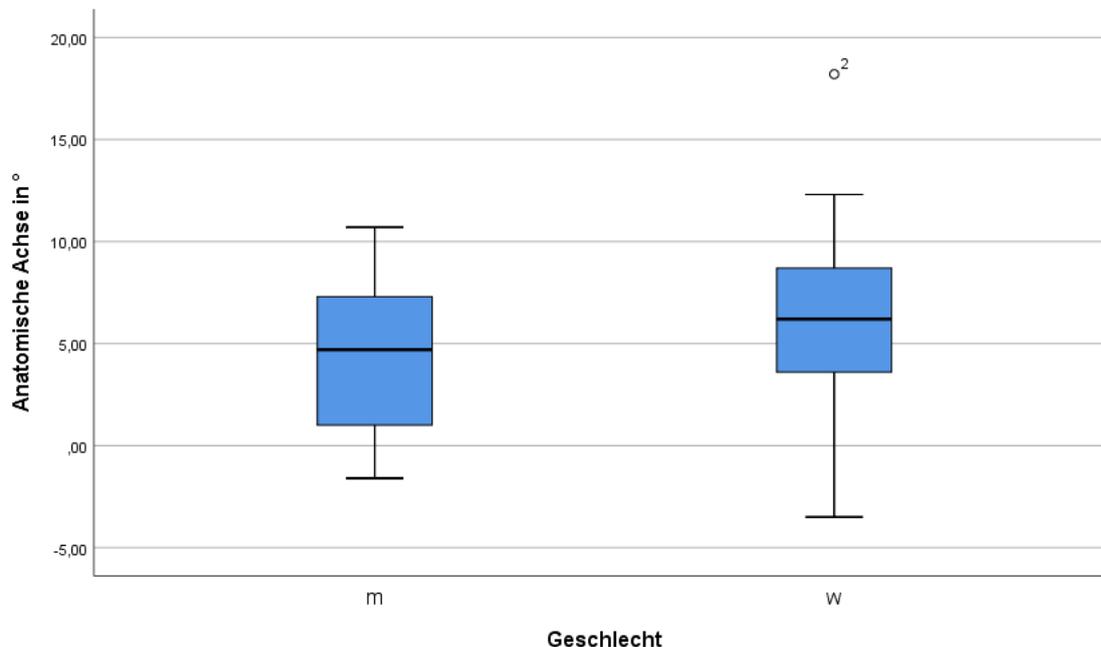


Abbildung 61: Anatomische Beinachse in Grad je nach Geschlecht ( $n=34$ )

Einen Überblick über die Achsenvermessung der anatomischen Beinachse, je nachdem welches Unterfütterungsmaterial bei der operativen Versorgung zum Einsatz kam, stellt anschließende Tabelle dar ( $n=34$ ).

Tabelle 17: Anatomische Beinachse in Grad je nach Unterfütterungsmaterial ( $n=34$ )

	Composite Graft	Spongiosa	TCP/Hydroxylapatit	ohne Unterfütterung
Mittelwert	8,36	1,05	6,45	2,34
Standardabweichung	2,89	4,17	4,83	3,10
Minimum	6,00	-1,90	-3,50	-1,60
Maximum	12,30	4,00	18,20	7,10
Median	7,60	1,05	7,30	2,45
Anzahl (n)	4	2	20	8

Vorausgehende tabellarisch angeführte Werte zeigen die nachfolgenden Boxplot nochmals grafisch.

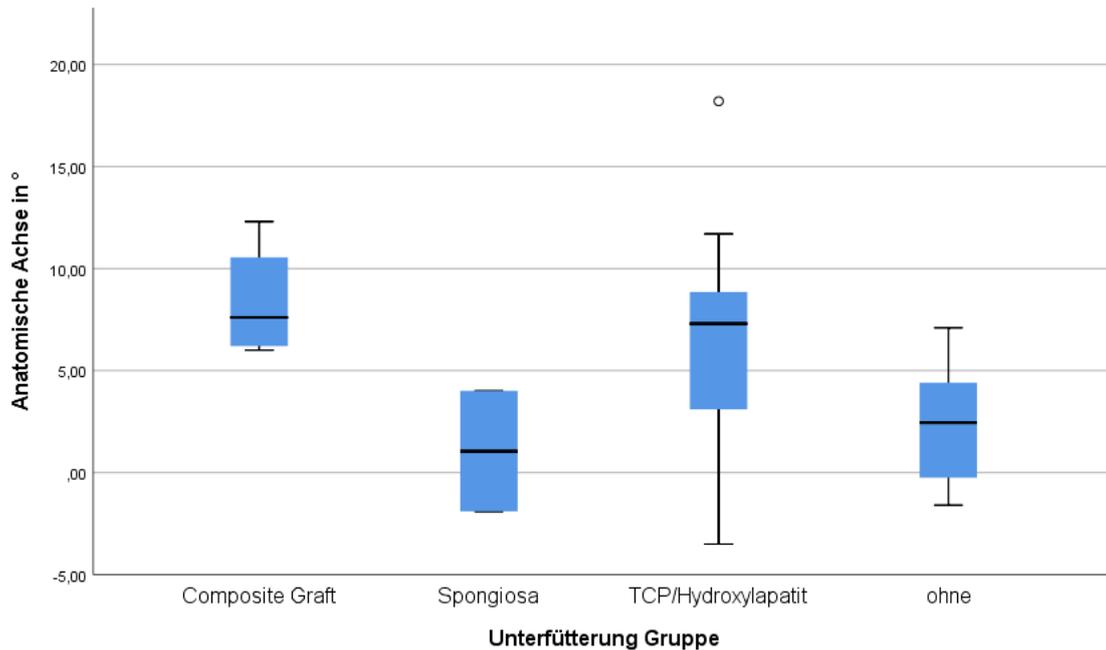


Abbildung 62: Anatomische Beinachse in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Mittels t-test und Mann-Whitney-U-Test erfolgte die Prüfung, ob ein Einfluss des Unterfütterungsmaterials auf die anatomische Beinachse des verletzten Beins bestand. Nachfolgende Tabelle veranschaulicht die nicht vorliegende Signifikanz anhand der p-Werte des jeweiligen Paares des Knochenfüllmaterials unter Bezugnahme auf die jeweilige Ausprägung der anatomischen Beinachse.

Tabelle 18: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und dazugehöriger anatomischer Beinachse gemessen in Grad (n=34)

	p-Wert
Composite Graft vs. Spongiosa	0,256
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,256
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,454
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,053
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,106
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,454

Für die anatomische Beinachse wird ein physiologischer Bereich zwischen 5 und 9 Grad postuliert [212]. Eine Abweichung außerhalb dieser Bandbreite wird in dieser Arbeit als pathologische Achsendeviation angesehen. Insgesamt wurden 34 Patienten vermessen. Bei 13 (38,24%) Patienten lagen die anatomischen Beinachsen im normalen Bereich, bei 21 (61,76%) dagegen außerhalb davon und damit im pathologischen Terrain. Im Detail warteten 4 von 9 männlichen Teilnehmern der Studie mit einer normalen anatomischen Beinachse auf, das entspricht 44,44%. Folgerichtig hatten 5 von 9, also 55,56%, eine pathologische anatomische Beinachse. 7 Frauen (33,33%) präsentierten eine physiologische anatomische Beinachse. Dagegen zeigten 14 (66,67%) Frauen eine pathologische Abweichung der anatomischen Beinachse.

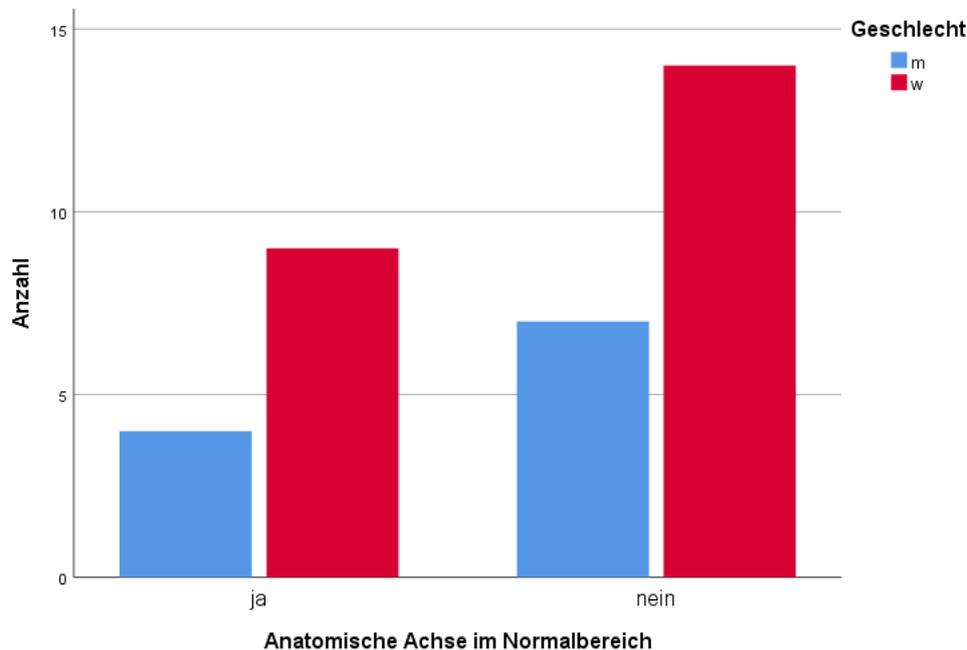


Abbildung 63: Anzahl der Patienten mit einer anatomischen Beinachse im Normbereich (ja) und im pathologischen Bereich (nein) getrennt nach Geschlecht (n=34)

Alle Teilnehmer der Studie einbezogen, fand sich ein Mittelwert der Abweichung vom Normalbereich der anatomischen Beinachse in Grad von  $1,18 \pm 3,23$  (Min. -8,50, Max. 8,80, Median 0,00, n=34). Anschließende Boxplot Grafik zeigt die gegebenen Verhältnisse anschaulich.

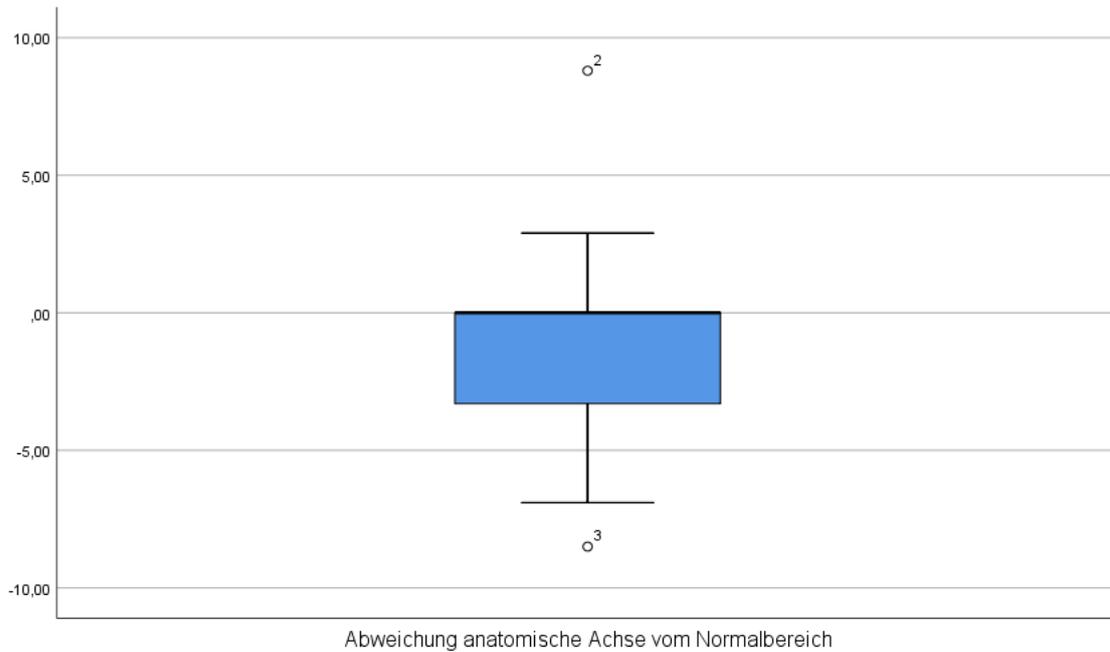


Abbildung 64: Abweichung des Gesamtkollektivs vom Normalbereich ( $5^\circ$  bis  $9^\circ$ ) der anatomischen Beinachse in Grad (n=34)

Der Vergleich der Geschlechter mittels Mann-Whitney-U-Test brachte keine Signifikanz hervor. Für die Abweichung der anatomischen Achse vom Normalbereich ( $5^\circ$  bis  $9^\circ$ ) konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem männlichen Geschlecht in Grad  $m=-0,3; -6,6-1,3; -1,945\pm 2,586; n=11$ ) und dem weiblichen Geschlecht  $w=0,0; -8,5-8,8; -0,817\pm 3,487; n=23$ ) nachgewiesen werden ( $p=0,3836$ ).

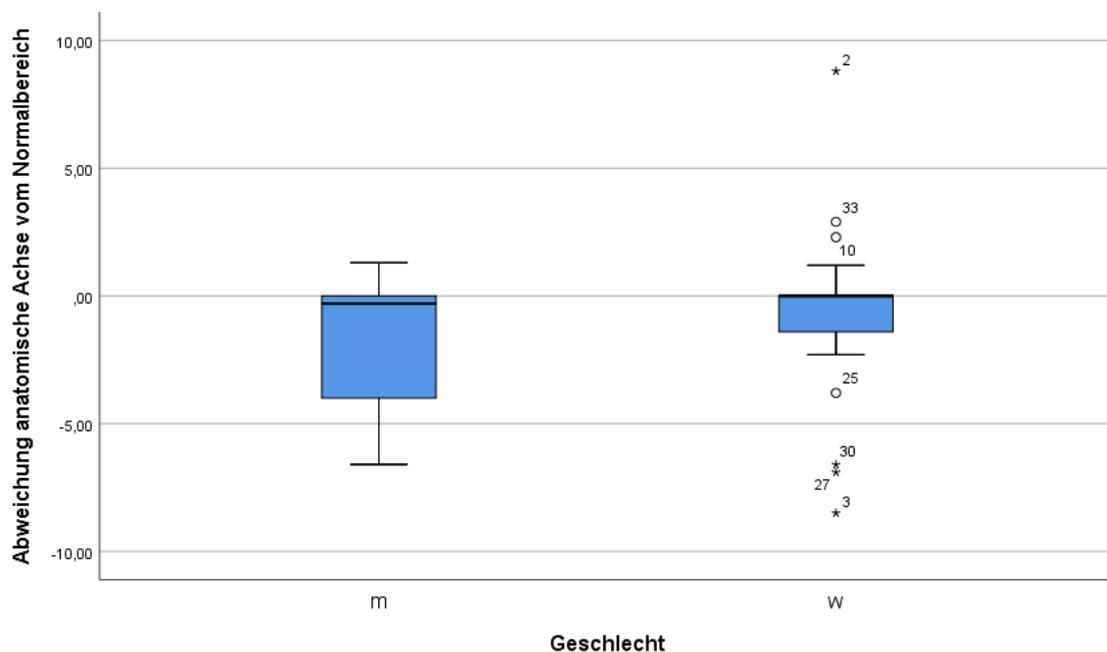


Abbildung 65: Abweichung der anatomischen Beinachse in Grad vom Normalbereich ( $5^\circ$  bis  $9^\circ$ ) getrennt nach Geschlecht (n=34)

Folgende Tabelle zeigt die detaillierten Werte der Abweichung der anatomischen Beinachse vom Normalbereich (5° bis 9°) der Gesamtgruppe (n=34), strukturiert je nach Knochenersatzmaterialien.

Tabelle 19: Abweichung der anatomischen Beinachse vom Normalbereich (5° bis 9°) in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

	Composite Graft	Spongiosa	TCP/Hydroxylapatit	ohne Unterfütterung
Mittelwert	0,73	-3,95	-0,59	-2,93
Standardabweichung	1,45	4,17	3,31	2,70
Minimum	0,00	-6,90	-8,50	-6,60
Maximum	2,90	-1,00	8,80	0,00
Median	0,00	-3,95	0,00	-2,55
Anzahl (n)	4	2	20	8

Als übersichtliche Illustration der zuvor tabellarisch dargebotenen Achsabweichungen in Grad vom Normalbereich (5° bis 9°) bietet sich nachstehende Grafik, dargestellt als Boxplots, an.

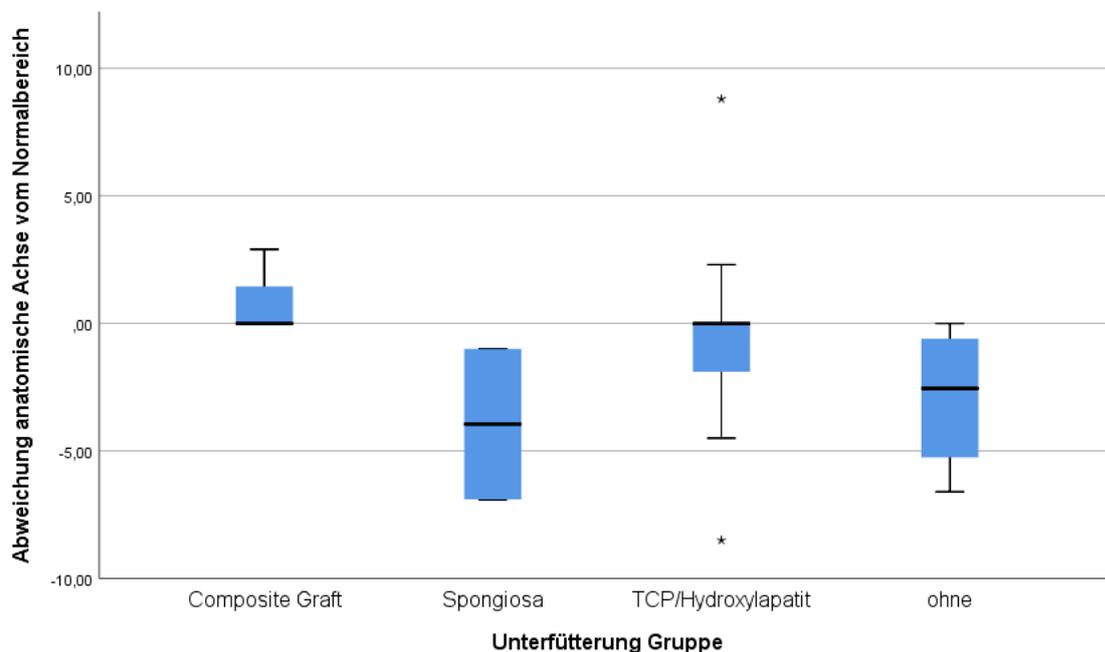


Abbildung 66: Abweichung von der normalen anatomischen Beinachse (5° bis 9°) getrennt nach Unterfütterungsmaterial in Grad (n=34)

Auch die Untersuchung des Einflusses von Knochenersatzmaterialien auf die Abweichung der anatomischen Beinachse von der Norm (5° bis 9°) ergibt keine signifikanten Werte. Der Vergleich der gepaarten Unterfütterungsmaterialien hinsichtlich der Achsendeviation außerhalb des physiologischen Bereichs der anatomischen Beinachse von 5° bis 9° ergibt folgende p-Werte.

Tabelle 20: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und entsprechender Abweichung vom Normalbereich der anatomischen Beinachse von 5° bis 9° (n=34)

	<b>p-Wert</b>
Composite Graft vs. Spongiosa	0,098
Spongiosa vs. TCP/Hydroxylapatit	0,234
Spongiosa vs. ohne Unterfütterung	0,432
Composite Graft vs. ohne Unterfütterung	0,072
TCP/Hydroxylapatit vs. ohne Unterfütterung	0,098
Composite Graft vs. TCP/Hydroxylapatit	0,317

#### 3.5.4 Korrelation der Beinachsen-Vermessung

Bei der Überprüfung inwieweit die Achsenvermessungen miteinander korrelieren, konnten folgende Feststellungen gemacht werden:

Die Parameter der Abstände der Kniemitte zur Mikulicz-Linie in mm und der mechanische tibio-femorale Winkel (mTFA) in Grad waren perfekt miteinander korreliert ( $p < 0,0001$ ). Außerdem korrelierten die gemessenen Abstände der Mikulicz-Linie vom Kniegelenkszentrum in mm und die anatomische Achse in Grad sehr stark negativ miteinander ( $p < 0,0001$ ).

Auch die gemessenen mTFA Werte in Grad und die Werte der anatomischen Achse in Grad waren sehr stark negativ miteinander korreliert ( $p < 0,0001$ ).

### 3.5.5 Einfluss auf die Entwicklung einer Gonarthrose

Untersucht wurde die Beziehung der Entwicklung einer Gonarthrose in Abhängigkeit von der gemessenen Achsendeviation. Es stellte sich jedoch heraus, dass im ausgewählten Patientengut (n=34) die Lage der Beinachse keine tragende Rolle bei der Entstehung einer Gonarthrose spielte. Im Detail wurde überprüft, ob zwischen dem Parameter des Abstands der Kniemitte zur Mikulicz-Linie in mm und dem Parameter Kellgren und Lawrence Score ein signifikanter Zusammenhang, eine Korrelation, nachweisbar war. Der erhobene p-Wert von 0,1687 verneinte dies jedoch. Bezogen auf die Ausprägung der anatomischen Beinachse konnte auch keine signifikante Beziehung zur Entwicklung einer Gonarthrose festgehalten werden (p=0,1308). Gleiches gilt für den mechanischen tibio-femorale Winkel. Auch beim mTFA liegt kein signifikanter Zusammenhang mit dem Arthrosegrad vor (p=0,1751). Ergänzend konnte in dieser Studie evaluiert werden, dass auch das Ausmaß der Entfernung der Beinachsen von den jeweiligen physiologischen Grenzen, keinen signifikanten Einfluss auf das Entstehen oder das Fortschreiten einer Gonarthrose hatte. Für die Beziehung der Abweichung vom jeweiligen Normalbereich zum Kellgren und Lawrence Score ergab sich für die mechanische Beinachse ein p von 0,2214, für den mTFA ein p von 0,1271 und für die anatomische Beinachse ein p von 0,1614.

### 3.5.6 Einfluss auf das funktionelle Ergebnis

Das funktionelle Ergebnis wurde unter anderem durch den Selbsteinschätzungsfragenbogen nach Lysholm [177,178] evaluiert (n=34). Die Achsenstellung lieferte keinen nachweisbaren Zusammenhang mit den Angaben der jeweiligen Patienten und den daraus resultierenden Gesamtpunkten des Fragenbogens nach Lysholm (Anlage 1). Die Messergebnisse des Abstands der Mikulicz-Linie von der Kniemitte, die Stellung der anatomischen Beinachse und auch der erhobene mTFA führten, in Beziehung gesetzt zum Lysholm-Score [177,178], zu keinen signifikanten Zusammenhängen. Die p-Werte bewegten sich in vergleichbaren Größenordnungen: Mikulicz-Linie mit p=0,05899, anatomische Beinachse mit p=0,05559 und mTFA mit p=0,06858. Der Zusammenhang vom Ausmaß der Abweichung vom Normalbereich der einzelnen Beinachsen zum erreichten Lysholm-Score [177,178] war ebenso nicht signifikant: Mikulicz-Linie p=0,4894, anatomische Beinachse p=0,05900 und mTFA p=0,06905. Zur Beurteilung der Lebensqualität kam der sogenannte Fragebogen nach WOMAC 3.1 [175,176] zum Einsatz (Anlage 2). Auch beim Zusammenhang zwischen der Achsenstellung und WOMAC 3.1 konnte keine Signifikanz bestimmt werden (n=34). Für den Abstand der Mikulicz-Linie von der Kniemitte ergab sich ein p-Wert von 0,8383, für die anatomische Achse von 0,5821 und für den mTFA von 0,9552. Eine signifikante Beziehung der Abweichung vom physiologischen Bereich der Beinachsen zum Ergebnis des WOMAC 3.1 war nicht feststellbar: Mikulicz-Linie p=0,7544, anatomische Beinachse p=0,06447 und mTFA p=0,9558.

Das postoperative Aktivitätsniveau, gemessen mit der TAS (Tegner Activity Scale) [179,180], wurde von den gemessenen Beinachsen nicht signifikant beeinflusst ( $n=34$ ). Die Mikulicz-Linie bot mit einem  $p$  von 0,6716, wie auch die anatomische Beinachse mit einem  $p$  von 0,1758 und der mTFA mit einem  $p$  von 0,7160, keinen signifikanten Zusammenhang zur Ausprägung der Tegner-Aktivitätsskala. Wie schon bei den anderen erhobenen funktionellen Bewertungen dokumentiert, wurde auch der postoperative Tegner-Score nicht signifikant vom Grad der Abweichung der Beinachsen von deren Normalbereichen geprägt: Mikulicz-Linie  $p=0,8765$ , anatomische Beinachse  $p=0,1617$  und mTFA  $p=0,7881$ .

### 3.5.7 Einfluss auf das klinische Ergebnis

Die Lage der Beinachse nahm keinen signifikanten Einfluss auf das Ausmaß der Beugungsfähigkeit nach der Neutral-Null-Methode. Im Bereich der Mikulicz-Linie bewies ein  $p$ -Wert von 0,5964 die fehlende Korrelation. Die anatomische Achse war durch einen  $p$ -Wert von 0,1488 als nicht signifikant zusammenhängend klassifiziert und der mTFA war ebenso ohne signifikanten Bezug auf die Fähigkeit das Bein im Kniegelenk zu beugen ( $p=0,6804$ ). Für die Fähigkeit das Bein im Kniegelenk zu strecken zeigte sich ein anderes Bild. Alle drei Messvarianten der Beinachsen lieferten eine Korrelation mit der Fähigkeit das Bein zu strecken. Dabei war der Abstand der Mikulicz-Linie von der Kniegelenksmitte mit der Streckfähigkeit mittelstark miteinander korreliert ( $p=0,0181$ ), die anatomische Achse mittelstark negativ ( $p=0,0142$ ) und der mTFA wies nur eine schwache Korrelation mit der Streckfähigkeit auf ( $p=0,0229$ ). Folgerichtig ließen sich auch statistisch signifikante Beziehungen der Streckung zu den Abweichungen der Achsen von ihren jeweiligen Normalbereichen dokumentieren. Je weiter entfernt sich die Tragachse vom Normalbereich 0 bis 16 mm fand, desto stärker ausgeprägt war die Streckfähigkeit ( $p=0,0206$ ). Vergleichbar verhielt es sich bei der Abweichung vom mTFA-Normalbereich von  $-1^\circ$  bis  $3,4^\circ$ . Je weiter die Abweichung gemessen wurde, desto besser konnte der Patient sein Bein strecken ( $p=0,0240$ ). Schwach negativ miteinander korreliert war auch die Abweichung vom Normalbereich der anatomischen Beinachse ( $5^\circ$  bis  $9^\circ$ ). Je weiter entfernt sich die anatomische Beinachse darstellte, desto weniger konnte der Studienteilnehmer sein Bein strecken ( $p=0,0485$ ).

Das klinische Untersuchungsergebnis lieferte nur bei der visuellen Überprüfung der Beinachse für alle drei Mess-Optionen der Beinachse eine starke Korrelation mit jeweils einem  $p < 0,0001$ . Die per Inaugenscheinnahme beurteilte Situation eines vorliegenden Genu valgum deckte sich weitestgehend mit den erhobenen Messdaten der Achsstellungen. Alle anderen klinischen Parameter standen in keinem signifikanten Zusammenhang mit der Stellung der Beinachse. Nachfolgende Tabelle macht dies nochmal deutlich.

Tabelle 21: Zusammenhänge der unterschiedlichen Beinachsen mit den klinischen Ausprägungen als p-Werte dargestellt (n=34)

	<b>Mikulicz-Linie</b>	<b>Anatomische Achse</b>	<b>mTFA</b>
Streckung	0,0181	0,0142	0,0229
Beugung	0,5964	0,1488	0,6804
Kniegelenkserguss	0,0929	0,0928	0,0927
Druckschmerz	0,8118	0,8895	0,6764
Meniskuszeichen	0,2471	0,3153	0,2912
Muskelatrophie	0,6044	0,5534	0,6977
Genu valgum	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Bänderinstabilität	0,0789	0,092	0,0507

### 3.6 Radiologische Ergebnisse

#### 3.6.1 Posttraumatische Arthrose

Die posttraumatische Arthrose, im Bereich der Kniegelenke als Gonarthrose bezeichnet, wurde unter Zuhilfenahme des Kellgren und Lawrence Score Beurteilungssystems in Grad 0 bis 4 eingeteilt [181]. Zur detaillierteren Betrachtung kamen in dieser Studie die Gesamtpunktzahl bei der Befunderhebung des konventionellen Röntgens der Knie zum Ansatz (Tabelle 1). Im Mittel lagen die Gesamtpunkte bei  $2,29 \pm 1,75$  bei einer Minimalpunktzahl von 0 und einer Maximalpunktzahl von 7. Statistisch wird dieser maximale Wert von 7 als Ausreißer gewertet. Der Median lag bei 1,50 Punkten, was einem Arthrosegrad nach Kellgren und Lawrence von 1 entspricht.

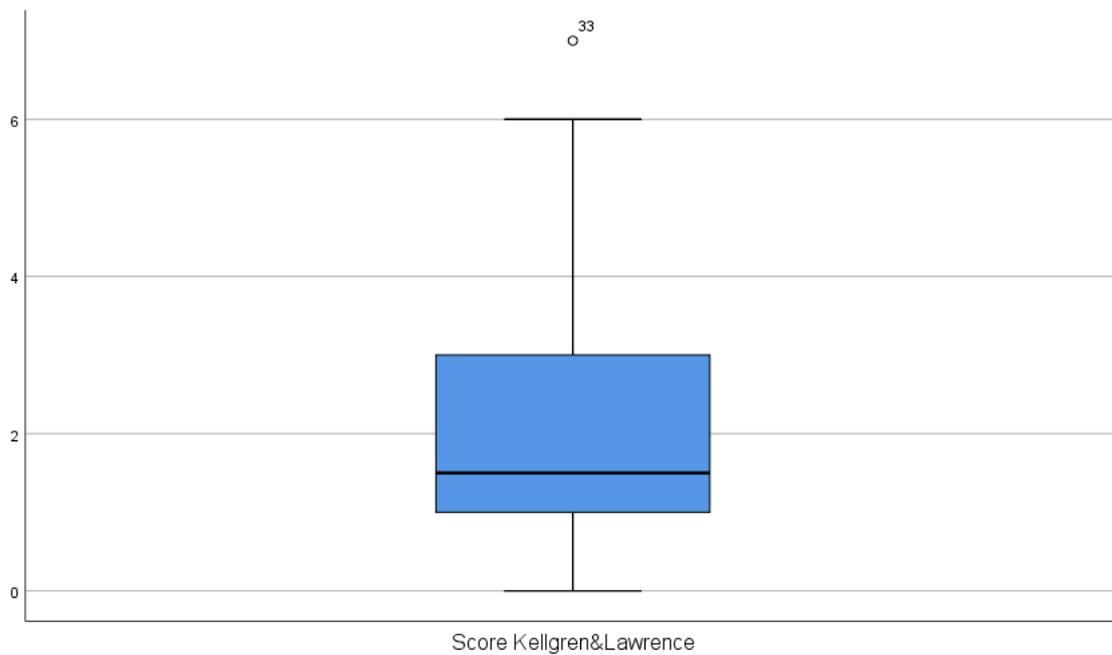


Abbildung 67: Kellgren und Lawrence Score - Gesamtpunkte des radiologischen Befunds (n=34)

Bei der Häufigkeitsverteilung fällt ein Peak im Bereich von einem Punkt (Arthroseggrad 1) auf. Bei 16 Patienten (47,06%) fanden sich demnach nur geringe Arthrosehinweise. Die Häufigkeiten nehmen mit steigender Punktzahl stetig ab. Völlig ohne Arthroseezeichen konnte nur ein Röntgenbild beurteilt werden (2,94%). Nimmt man diese Punktergebnisse zusammen, so zeigen genau 50% der Teilnehmer der Studie keine oder nur sehr geringe Arthroseezeichen. 5 weitere Patienten (14,71%) imponierten mit einer Gesamtpunktzahl von 2 Punkten, was immer noch einem Arthroseggrad von 1 entspricht. Die anderen 12 Patienten (35,29%), also ein gutes Drittel der Studienteilnehmer, musste mit 3 oder mehr Punkten beurteilt werden. Dieses Drittel teilte sich in 7 (20,58%) Patienten mit einem Arthroseggrad von 2 (3-4 Punkte im Kellgren und Lawrence Score) und 5 (14,71%) Teilnehmer mit einem Grad 3 der Gonarthrose (5-7 Punkte im Kellgren und Lawrence Score) auf. Eine höhere Punktzahl wurde nicht erreicht. Damit konnte die Maximaleinstufung von Grad 4 nach Kellgren und Lawrence nicht dokumentiert werden.

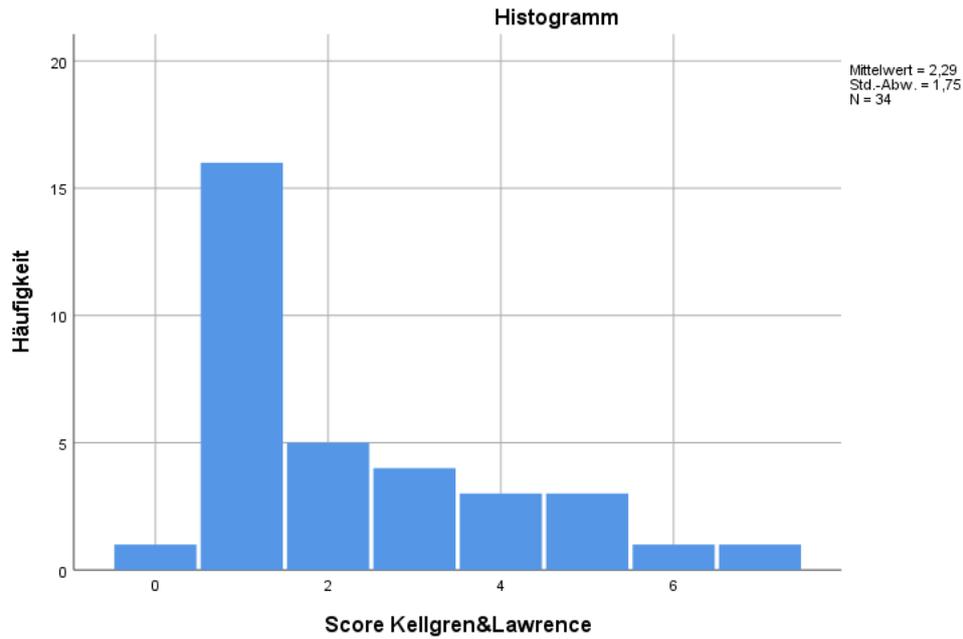


Abbildung 68: Häufigkeitsverteilung der Gesamtpunktzahl der radiologischen Befunde bezüglich Kellgren und Lawrence Score (n=34)

Bei der Verteilung der Gesamtpunktzahl, erhoben durch die Bewertung der radiologischen Knieaufnahmen, fallen zwischen den Geschlechtern keine signifikanten Unterschiede auf. Für die Kellgren und Lawrence Punktzahl konnte demnach kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern ( $m=1,0; 1,0-4,0; 1,545\pm 0,934; n=11$  und  $w=2,0; 0,0-7,0; 2,652\pm 1,945; n=23$ ) nachgewiesen werden ( $p=0,1382$ ).

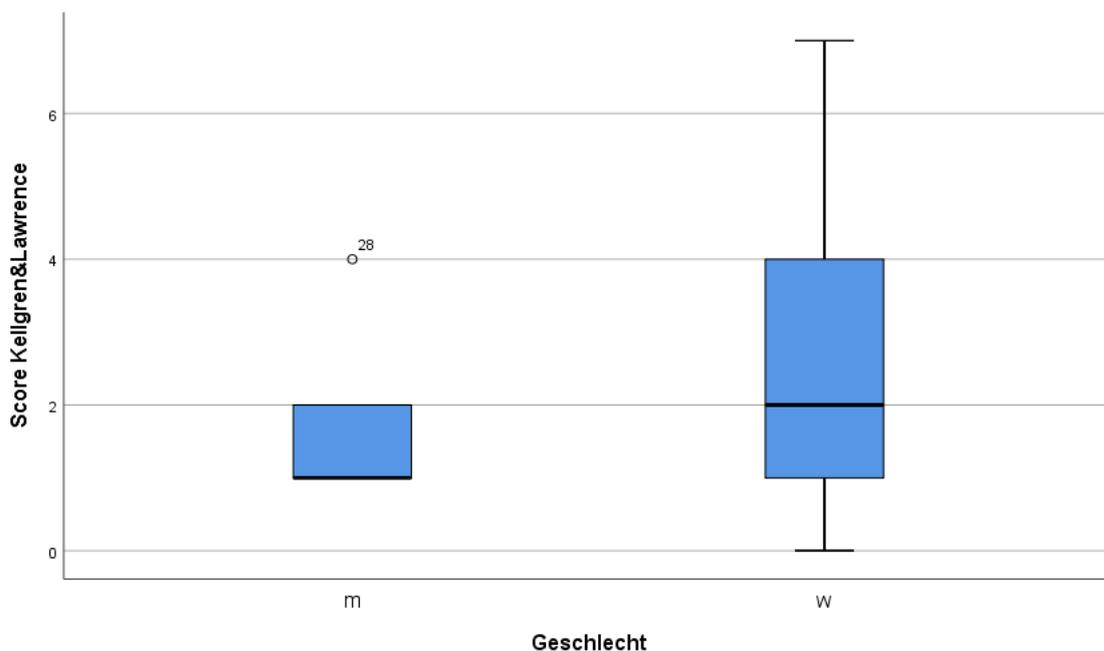


Abbildung 69: Kellgren und Lawrence Score: Gesamtpunktzahl je nach Geschlecht (n=34)

Die Klärung einer möglichen Abhängigkeit der Arthrose-Entwicklung von den verwendeten Unterfütterungsmaterialien erbrachte kein signifikantes Ergebnis.

Der Vergleich der Gruppen von Knochenersatzstoffen untereinander ergab jeweils einen p-Wert von 0,161, wobei bei allen Paarungen der Mann-Whitney-U-Test zum Einsatz kam.

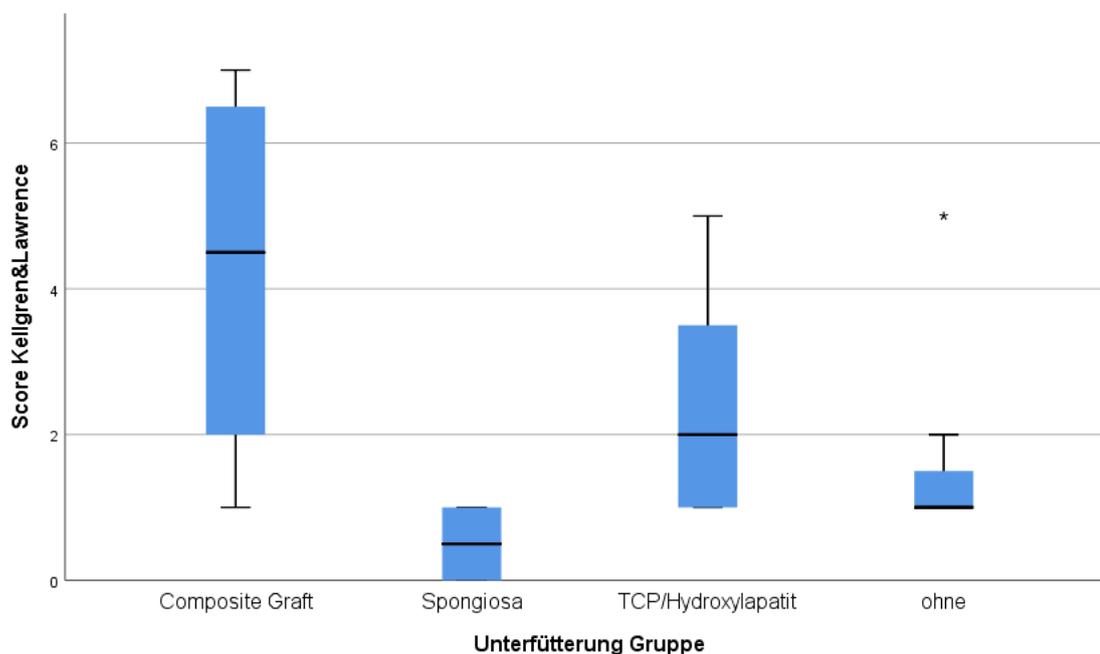


Abbildung 70: Kellgren und Lawrence Score: Gesamtpunktzahl je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Bei der Entwicklung einer Gonarthrose konnte das Alter als prädiktiver Faktor analysiert werden. Je älter ein Patient bei der Untersuchung im Rahmen dieser Studie war, desto höhergradig fiel die Beurteilung der Kniegelenksarthrose im verletzten Knie aus ( $p=0,0041$ ). Die Korrelation konnte als mittelstark eingestuft werden.

### 3.6.2 Knöcherne Integration der Unterfütterungsmaterialien

Die Beurteilung der Resorption und Integration in den metaphysären Knochen der proximalen Tibia konnte nur bei 26 von insgesamt 34 Patienten vorgenommen werden. 8 Patienten erhielten eine operative Versorgung ohne eine Auffüllung mit Knochenersatzmaterial als reine Osteosynthese. Bei 8 Patienten (30,77%) war das eingebrachte Material noch deutlich sichtbar und scharf abgrenzbar. Bei 12 Patienten (46,15%) war der Knochenersatzstoff ebenso noch deutlich sichtbar jedoch mit flauer Abgrenzung zum umgebenden Knochen bzw. zur Spongiosa. Nur noch als leichte Wolke sichtbar zeigte sich das Unterfütterungsmaterial bei 4 Patienten (15,39%). Gar nicht mehr zu erkennen war das eingebrachte Material nur bei 2 Patienten (7,69%). Nachfolgende Grafik präsentiert die Aufteilung nochmals als Balkendiagramm

inklusive den 8 Patienten, bei denen die operative Versorgung ohne Einbringung eines Eigen- oder Fremdmaterials vonstatten ging.

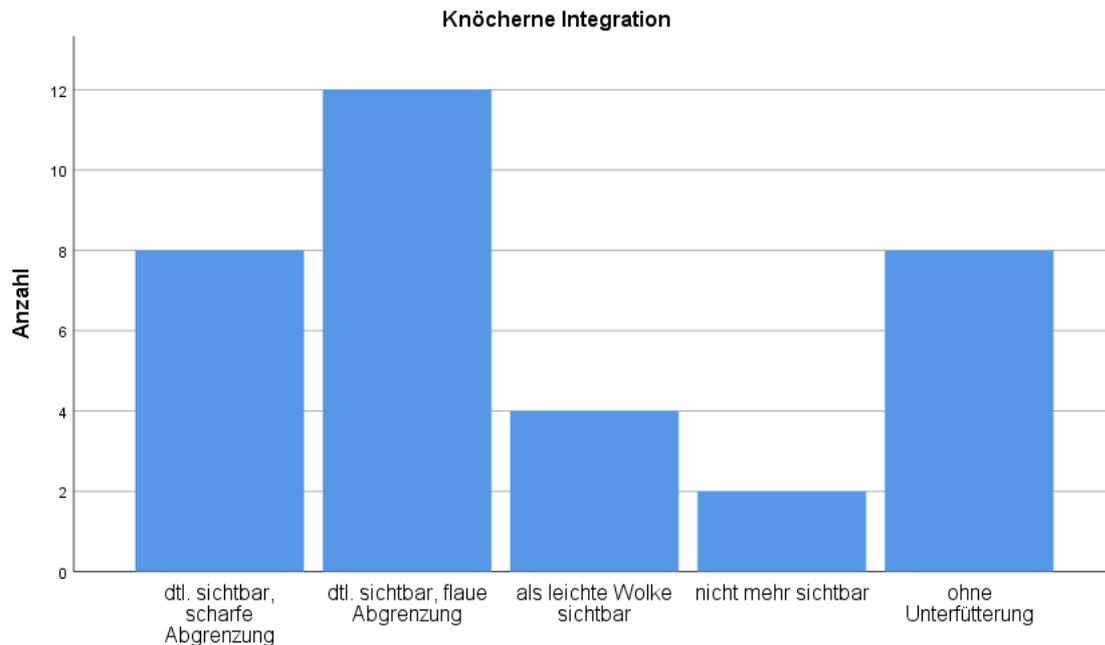


Abbildung 71: Knöcherner Integration aller Unterfütterungsmaterialien in den metaphysären Knochen der proximalen Tibia (n=34)

Die Verwendung des Chi-Quadrat Tests mit Yates Korrektur offenbarte keinen Häufigkeitsunterschied der knöchernen Integration zwischen den Geschlechtern. ( $p=0,3913$ ). Nachfolgende Grafik stellt die Verteilung der Integration der Unterfütterungsmaterialien in den Tibiakopf zwischen den Geschlechtern als Balkendiagramm dar.

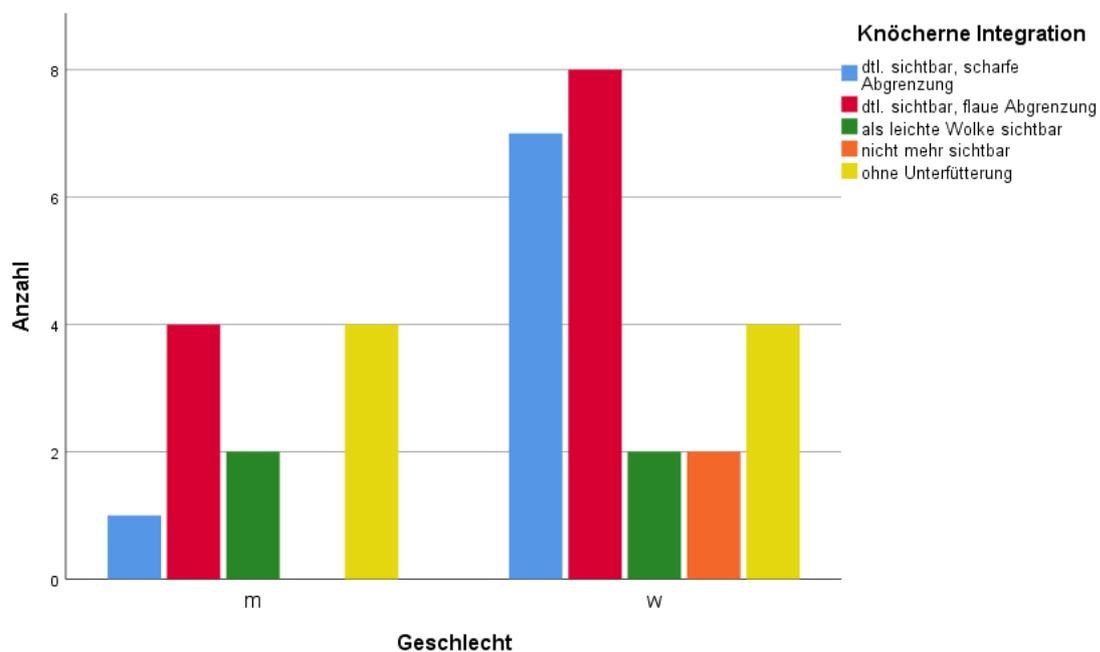


Abbildung 72: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Integrationsstufen der Unterfütterungsmaterialien in den metaphysären Knochen getrennt nach Geschlechtern (n=34)

Die jeweilige Einstufung der knöchernen Integration der unterschiedlichen Materialien zeigt nachfolgende Tabelle. Die Patienten ohne jegliche Unterfütterung bleiben in der Tabelle außen vor.

Tabelle 22: knöcherner Integration je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

	Composite Graft	Spongiosa	TCP/Hydroxylapatit	Gesamt
dtl. sichtbar, scharfe Abgrenzung	0	1	7	8
deutlich sichtbar, flau Abgrenzung	3	0	9	12
als leichte Wolke sichtbar	1	0	3	4
nicht mehr sichtbar	0	1	1	2
Gesamt	4	2	20	26

Die nachfolgende Visualisierung mittels Balkendiagramm erlaubt eine schnelle Übersicht über den Grad der knöchernen Integration der unterschiedlichen Unterfütterungsmaterialien.

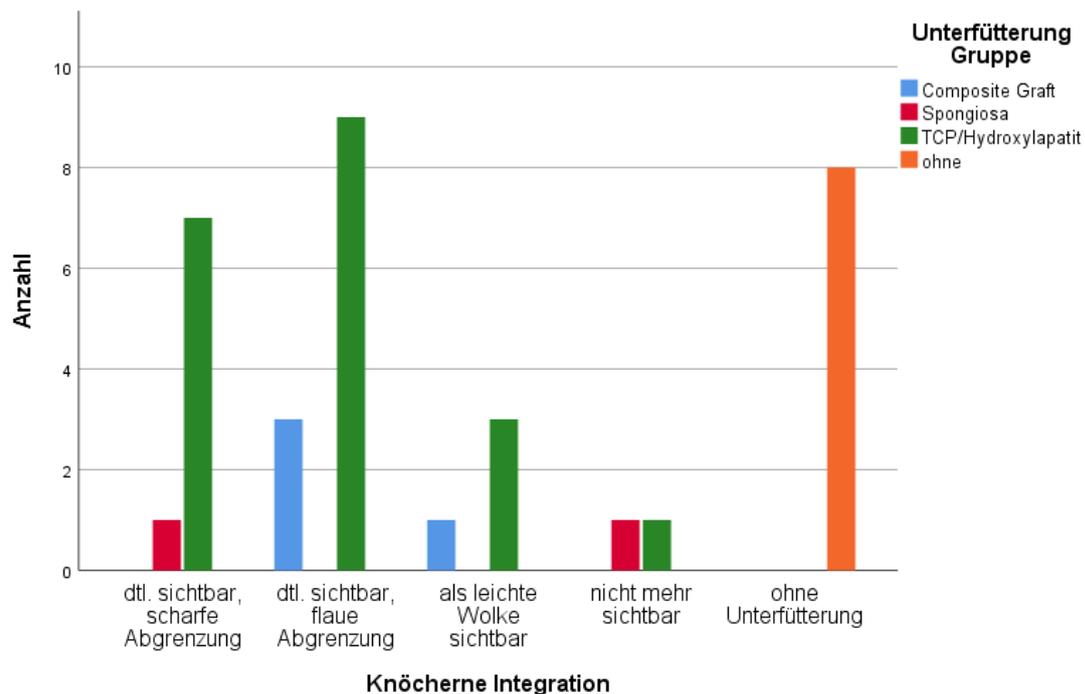


Abbildung 73: Häufigkeiten der knöchernen Integration je nach Unterfütterungsmaterial (n=34)

Auffällig war die Feststellung, dass die Gruppe mit Composite Graft zum Teil resorbiert wurde. Jedoch nicht soweit, dass das Material radiologisch nicht mehr erkennbar gewesen wäre. Composite Graft Material stellte sich aber in keinem Fall als nicht und nur geringfügig resorbiert dar (dtl. sichtbar, scharfe Abgrenzung). Ins Auge fiel auch noch die Tatsache, dass Spongiosa zum einen vollständig resorbiert und umgebaut wurde und zum anderen als noch deutlich sichtbares Material mit scharfer Abgrenzung determiniert werden konnte. TCP/Hydroxylapatit fand sich in allen Resorptions- und Integrationsstufen, nur vollständig umgebaut, also als Material welches nicht mehr sichtbar ist, kam es nicht vor.

Mittels des exakten Tests nach Fisher konnte kein Häufigkeitsunterschied des Maßes der knöchernen Integration, bezogen auf das jeweilige Unterfütterungsmaterial, festgestellt werden.

### 3.6.2.1 Einfluss auf die Beinachse

Die Frage, ob die knöchernen Integration auf die Achsenausprägung einen Einfluss hat, konnte beantwortet werden. Weder für den Abstand der Mikulicz-Linie zur Kniemitte in mm, noch für den mechanischen tibio-femorale Winkel und auch nicht für die Messwerte der anatomischen Beinachse war es von Belang, welches Material in die Knochenhöhle des Tibiakopfs eingebracht wurde. Für die Überprüfung der Signifikanz kam hier der t-Test und Mann-Whitney-U-Test zum Einsatz. In keiner Konstellation unterschritt der p-Wert 0,247. Damit waren alle Paarungen als nicht signifikant zu beurteilen.

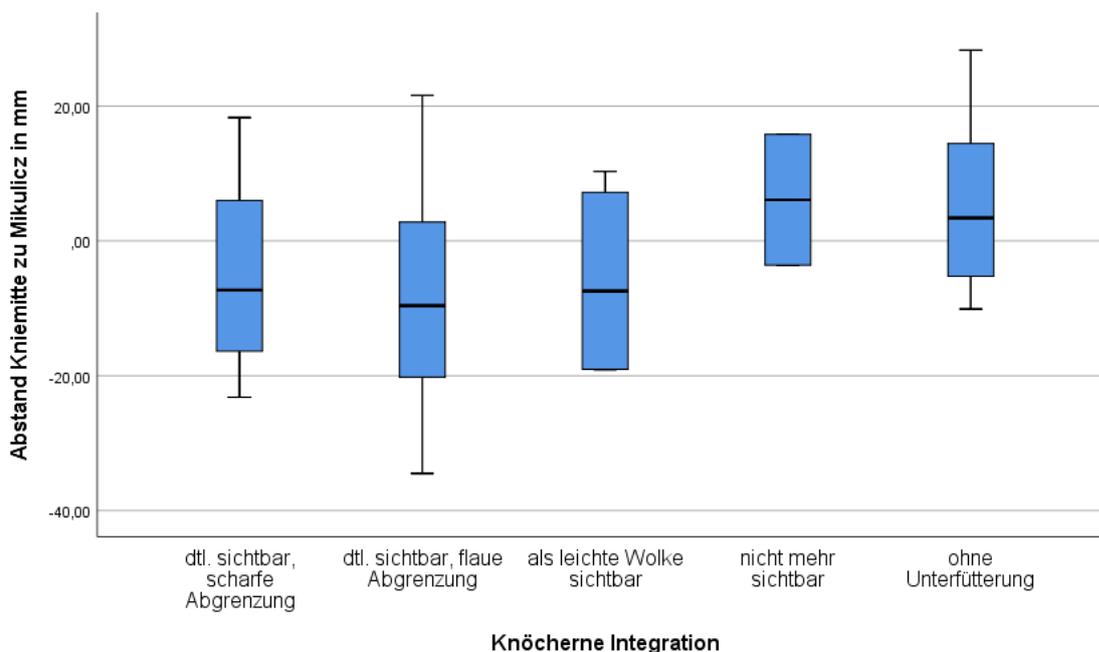


Abbildung 74: Ausprägung der mechanischen Beinachse anhand des Abstands der Mikulicz-Linie zur Kniegelenksmitte je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34)

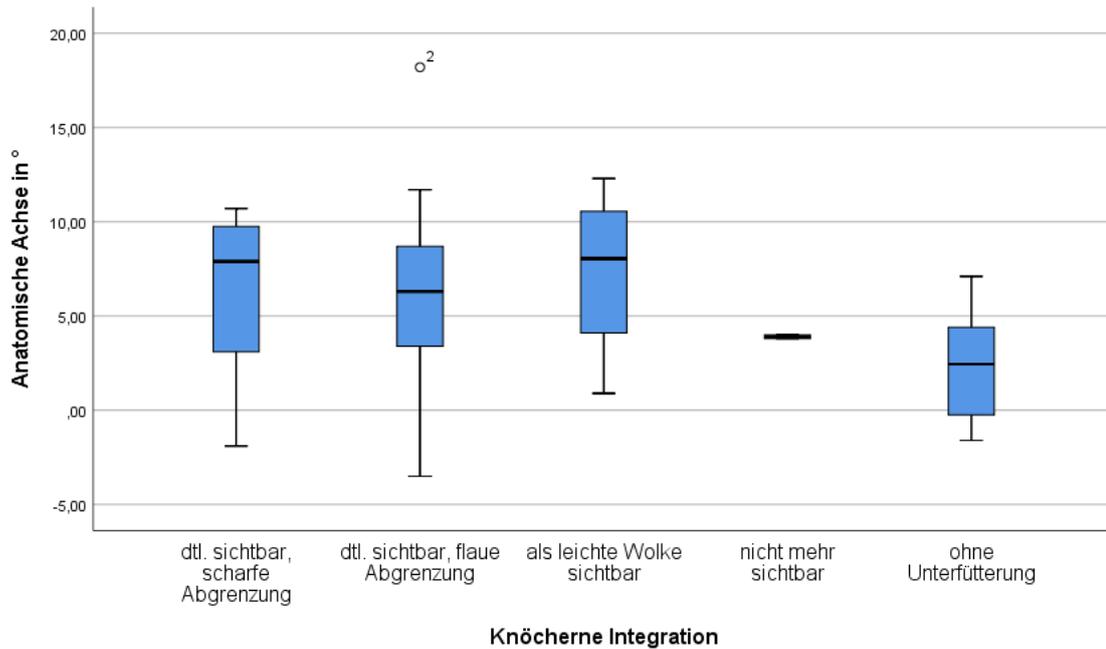


Abbildung 75: Ausprägung der anatomischen Beinachse je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34)

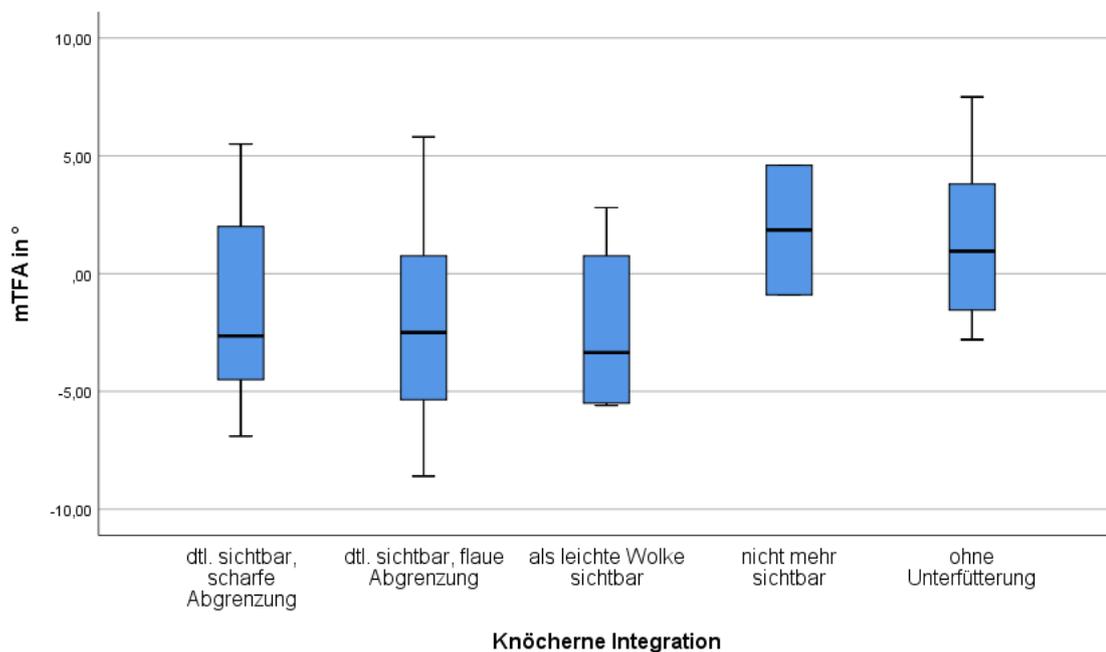


Abbildung 76: Ausprägung des mTFA je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34)

### 3.6.2.2 Einfluss auf die Entwicklung einer Gonarthrose

Zur Beantwortung der Frage, ob ein Zusammenhang zwischen der Entwicklung einer Gonarthrose besteht, je nachdem wie weit eingebrachtes Unterfütterungsmaterial in den metaphysären Knochen der proximalen Tibia integriert wurde, kam durchweg der Mann-

Whitney-U-Test zur Verwendung. Der niedrigste p-Wert der getesteten Paarungen lag bei  $p=0,255$ . Damit war keine statistisch signifikante Abhängigkeit feststellbar. Veranschaulicht wird die Verteilung der Kellgren und Lawrence Ergebnisse in Bezug zu den Stadien der knöchernen Integration mittels der nachfolgenden Boxplot-Darstellung.

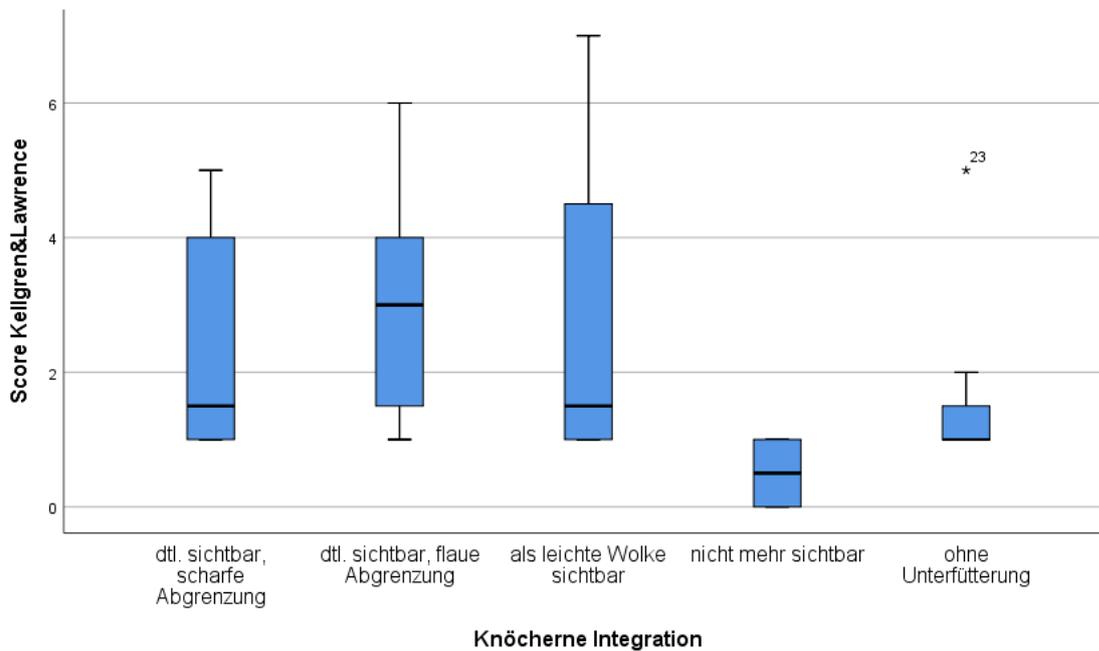


Abbildung 77: Kellgren und Lawrence Score je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34)

### 3.6.2.3 Einfluss auf das funktionelle Ergebnis

Auch die funktionellen Ergebnisse betreffend, lieferte die Überprüfung durchgängig eine fehlende Signifikanz. Der p-Wert ergab beim Vergleich der knöchernen Integration in Bezug zum Lysholm-Score [177,178] in allen Vergleichsfällen ein gleiches Ergebnis bei  $p=0,793$  und war damit nicht signifikant. Nachfolgender Boxplot zeigt die Verteilung der Lysholm-Score [177,178] Ergebnisse je nach Integrationsausmaß des eingebrachten Materials.

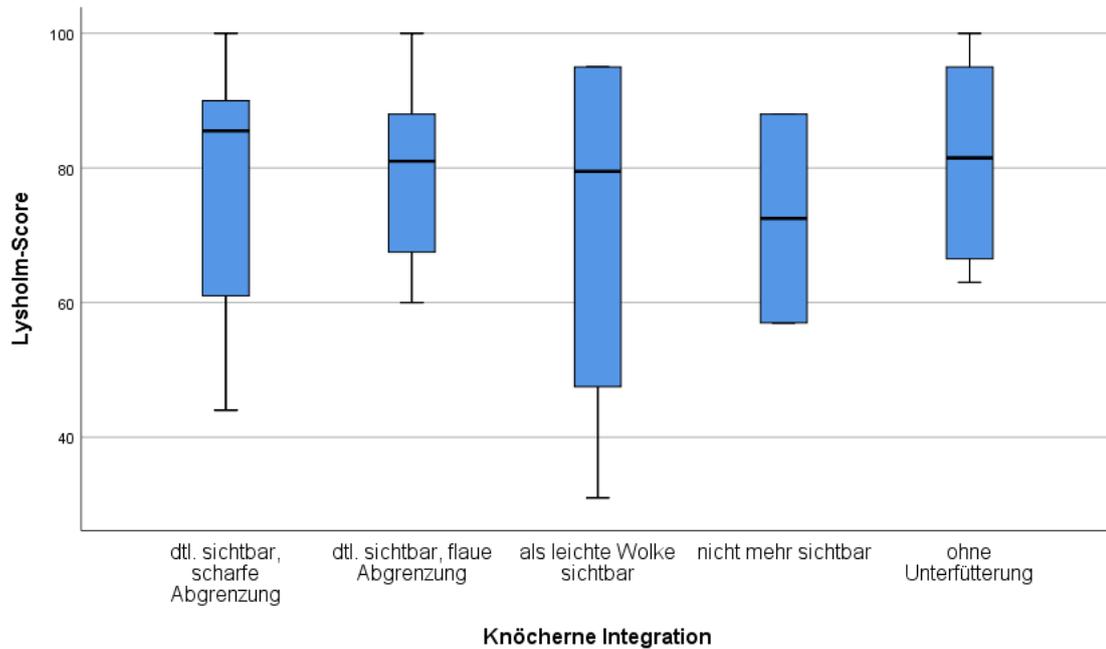


Abbildung 78: Lysholm-Score je nach knöcherner Integration des Knochenersatzmaterials (n=34)

Bei Heranziehung des WOMAC 3.1-Scores [175,176] fiel der p-Wert ebenso durchgängig einheitlich aus. Dieser lag bei 0,938 und war damit ebenso eindeutig als nicht signifikant zu werten. Die Integration in den Knochen hatte demnach keinen signifikanten Einfluss auf die postoperativ erreichte Lebensqualität. Nachstehende Boxplot-Grafik schildert die Verteilung der WOMAC 3.1 Ergebnisse, aufgeschlüsselt nach der knöchernen Integration des jeweiligen Unterfütterungsmaterials.

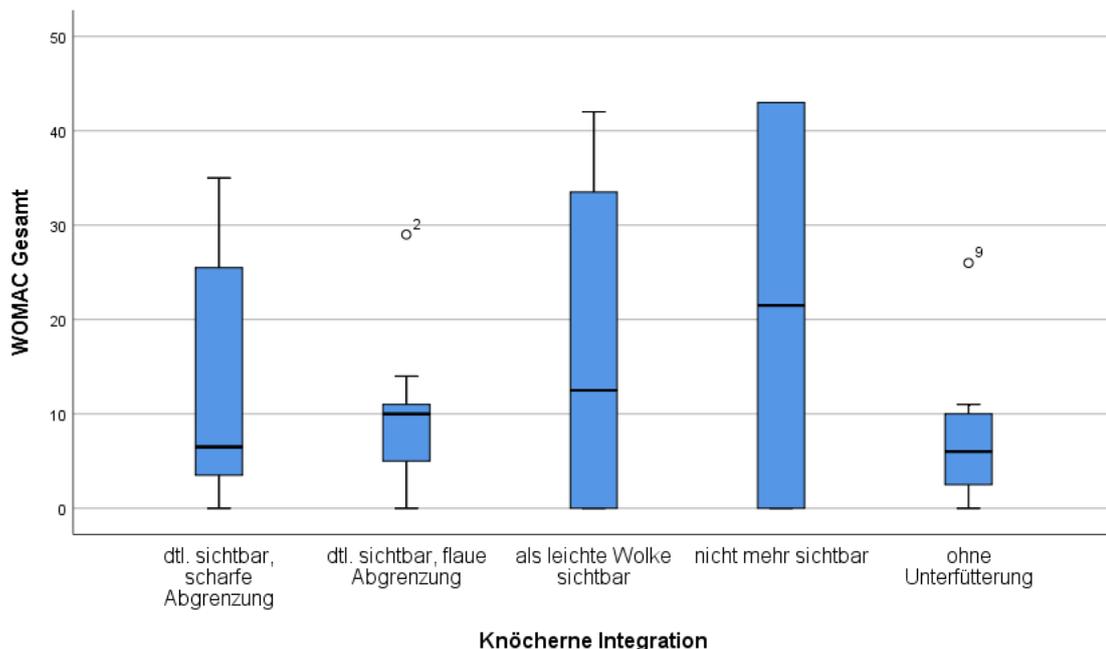


Abbildung 79: WOMAC 3.1-Score je nach knöcherner Integration des Ersatzmaterials (n=34)

Der die alltägliche und sportliche Aktivität beurteilende Tegner-Score [179,180], erhoben als postoperative Aktivität zum Zeitpunkt der Studienuntersuchung, wurde durch die Ausprägung der knöchernen Integration nicht maßgeblich beeinflusst. Die fehlende Signifikanz belegt der am niedrigsten gemessene p-Wert von 0,446. Untenstehende Boxplot-Grafik präsentiert die Verteilung des Tegner-Scores, je nachdem welches Niveau an knöcherner Integration des eingebrachten Materials erreicht wurde.

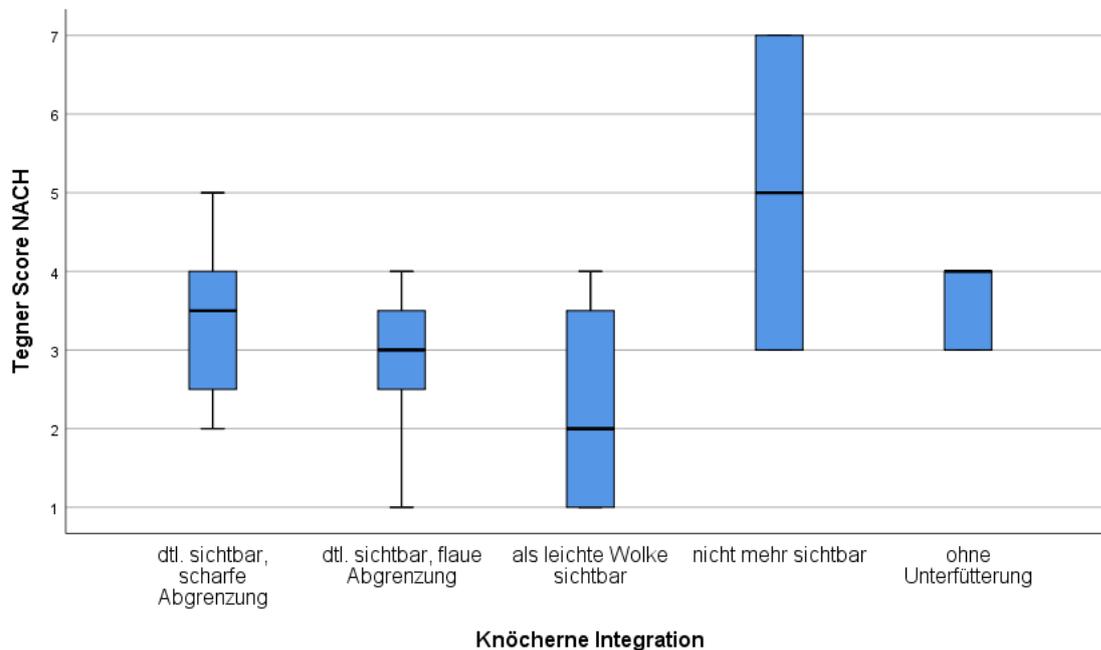


Abbildung 80: Postoperative Aktivitätsskala nach Tegner je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34)

#### 3.6.2.4 Einfluss auf das klinische Ergebnis

Keine signifikanten Resultate lagen bei der Überprüfung vor, ob der Grad der Integration des in den Tibiakopf eingebrachten Knochenersatzmaterials einen Einfluss auf das klinische Ergebnis hat. Bei keiner der klinischen Untersuchungen (siehe auch unter 1.5 Fragestellungen) konnte ein p-Wert  $<0,162$  gemessen werden.

### 3.6.3 Nachsinterung des lateralen Tibiakopfplateaus

Die Bewertung der Röntgenaufnahmen aller Teilnehmer der Studie erbrachte keine feststellbare postoperative Sinterung des lateralen Tibiakopfplateaus. Die Schwelle von 2 mm [76,228,229] erneuter postoperativer Depression der lateralen Tibiakopf-Gelenkfläche im Verlauf der Rekonvaleszenz wurde bei keinem der Patienten (n=34) überschritten. Somit ergaben sich keinerlei Zusammenhänge zwischen den eingebrachten Unterfütterungsmaterialien und dem Ausmaß einer möglichen Nachsinterung. Da es an einer Nachsinterung des Gelenkplateaus, zumindest >2 mm, fehlt, kann auch die Frage, ob eine solche einen Einfluss auf das funktionelle und klinische Ergebnis hat, nicht beantwortet werden. Auch mögliche Beinachsenveränderungen im postoperativen Verlauf, aufgrund eines erneuten Absinkens des Gelenkniveaus, können, in Ermangelung einer messbaren Nachsinterung der Kniegelenksfläche >2 mm, nicht beurteilt werden.

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion der Methodik und des Materials

#### 4.1.1 Studienkollektiv

Die Studie zielte darauf ab, zu erkennen, ob das Einbringen verschiedener Unterfütterungsmaterialien in den metaphysären Knochendefekt bei stattgehabter lateraler Tibiakopffraktur zu unterschiedlichen radiologischen, klinischen und funktionellen Ergebnissen führte. Die Vorselektion des Patientenguts konnte gut durch standardisierte ICD Codierungen der Diagnosen vorgenommen werden. Auch das konsequente Einhalten der Einschlusskriterien fiel nicht schwer, das Kollektiv wurde standardisiert eingeeengt. Von initial 114 möglichen Studienteilnehmern mit Tibiakopffraktur schrumpfte das zu untersuchende Kollektiv, der hier zugrunde liegenden Studie, auf insgesamt 34 Patienten. Problematisch gestaltete sich die Situation hinsichtlich des Zustandekommens des Kollektivs der letztlich 34 Patienten im letzten Abschnitt der Selektion, nämlich der Einladung zur Studienteilnahme. Einerseits vermittelten Patienten mit einem subjektiv schlechteren Outcome eine höhere Motivation an der Studie teilzunehmen, nicht zuletzt aufgrund der Erwartung noch etwas an der Ist-Situation des Beschwerdebilds verbessern zu können. Andererseits lehnten Patienten mit einem subjektiven „Restitutio ad integrum“ Status eine Teilnahme eher ab. Dadurch könnten sich statistische Verschiebungen ergeben haben. Auch die individuelle postalische und telefonische Erreichbarkeit könnte zu Verzerrungen bei der Selektion der Teilnehmer der Studie mit sich gebracht haben. Die einschlägige Literatur beschreibt die zuvor beschriebene Problematik fast deckungsgleich, jedoch mit unterschiedlich großen Anteilen am Ausscheiden aus dem Studienkollektiv des geplanten Follow-Up bei Untersuchungen zur lateralen Tibiakopffraktur. Exemplarisch sei hier der Artikel von Parkkinen et al [235] aus 2014 genannt. Von initial 389 identifizierten Patienten mit einer Tibiakopffraktur konnten letztendlich nur 73 in die Studie von Parkkinen et al [235] eingeschlossen werden.

Bei erster Betrachtung war das Kollektiv dieser Studie mit 34 Patienten recht klein. Die vergleichende Literatur liefert jedoch auch Untersuchungen mit vergleichbarer Teilnehmerzahl. Eine gleiche Anzahl an Probanden, nämlich 34, fand sich in einer Veröffentlichung von Ferracini et al [236] aus 2019 zum Einsatz von auf Rinderknochen basierendem xenogenem Knochenersatzmaterial. 2019 suchten Polat et al [237] bei 52 Patienten nach Faktoren, die das funktionelle Ergebnis nach einer Tibiakopffraktur beeinflussen. Xing Fu Hap und Beng Kee Kwek [238] schlossen ebenso 40 Patienten in Ihre Studie ein, in der auch das funktionelle Ergebnis nach chirurgischer Intervention bei Tibiakopffraktur erarbeitet wurde. Die auf der Untersuchung von Kadavern basierende Studie von Heiney et al [239] umfasste 14 Beinpaare. Zur Feststellung der Effektivität der Anhebung von künstlich herbeigeführten Impressionsspaltbrüchen am Kadavermodell mit einem aufblasbaren Ballon findet sich die

Studie von Broome et al [240] mit nur 6 untersuchten Kniegelenken. Bereits 1989 verglich Bucholz et al [241] bei 40 Patienten den Einsatz von Spongiosa und Hydroxylapatit zur Füllung von Impressionsdefekten bei Tibiakopffrakturen. Lobenhoffer et al untersuchten 2002 [143] an 26 Patienten das radiologische und funktionelle Ergebnis nach Verwendung von injizierbarem Knochenzement. Ebenso 26 Fälle präsentiert die Studie mit lebenden Ziegenböcken von Welch et al [140]. Größere Studien wurden von Hofman et al [242] mit 135 Patienten durchgeführt. Russell et al [145] bezogen 120 Patienten für ihren Vergleich von Kalziumphosphat und autogenem Knochenmaterial vom Becken in Ihre Untersuchungen mit ein. Jensen et al [22] schlossen 109 Patienten in Ihre Studie zum Vergleich von konservativer mit operativer Versorgung in ihre Studie ein.

Einen Überblick über existierende Studien zur Verwendung von Knochenersatzmaterialien liefert Goff et al 2013 [76]. Durch Literaturrecherche wurden von Goff et al 19 themenrelevante Studien identifiziert. Die Spannweite der Teilnehmerzahl der Untersuchungen betrug 5 bis 130 Patienten. Als Limitation der Aussagekraft einzelner Studien führen Goff et al [76] Probandenzahlen kleiner 23 an. Bei vergleichenden Studien sahen die Autoren Gruppengrößen unter 12 Patienten als kritisch bezüglich der statistischen Auswertung an. Folglich ergibt sich bei zu kleinen Gruppengrößen eine beschränkte Aussagekraft aufgrund möglicher statistischer Verzerrungen.

Die Teilnehmerzahl der hier vorliegenden Studie reiht sich in die Heterogenität der bereits publizierten Studien ein. Problematisch gerieren sich jedoch die Gruppengrößen. Mit 2, 4, 8 und 20 Zugehörigen ist nur die größte Gruppe (n=20) zur Erreichung einer ausreichenden Validität bei statistischen Berechnungen und Überprüfungen geeignet. Vor diesem Hintergrund sind die Ergebnisse kritisch zu bewerten, die Beurteilung von signifikanten Zusammenhängen oder Unterschieden fällt bei so kleinen und unterschiedlich großen Gruppengrößen schwer.

#### 4.1.2 Retrospektive Analyse

Eine retrospektive monozentrische Auswertung liefert stets einige zu diskutierende Aspekte. Retrospektive Studien sind hinsichtlich der theoretischen Erkenntnisse limitiert [243]. Ergebnisse dienen nur zur Untermauerung von Hypothesen, eine Beweisführung ist jedoch nicht möglich. Gerade bei der Frage nach Kausalzusammenhängen besteht immer die Möglichkeit Ursache und Wirkung falsch zu interpretieren. Retrospektive Analysen hängen maßgeblich von der vorliegenden Datenqualität ab. Durch eine nicht vorhandene Standardisierung im Bereich der Operationsberichte und Arztbriefe, mit einer individuellen Schilderung der Vorgehensweise und der Dokumentation der verwendeten Unterfütterungsmaterialien je nach Operateur, kann es zu Einbußen bei der Qualität der zugrunde liegenden Daten kommen. Die Versorgung der stattgehabten lateralen Tibiakopffrakturen fand zudem durch unterschiedliche Operateure unter der Verwendung

unterschiedlicher Knochenersatzmaterialien statt. Teils wurde die Osteosynthese ohne Einsatz eines Unterfütterungsmaterials durchgeführt. Fehlende Indikationsschemata für verschiedene Unterfütterungsmaterialien geben an dieser Stelle zusätzlich Raum zu Fehlinterpretationen des statistischen Ergebnisses.

Trotz der Ausgewogenheit der Geschlechter und trotz des heterogen verteilten Altersspektrums der Patienten, spiegelt die letztendlich examinierte Gesamtgruppe (n=34) auch nicht das gesamte Spektrum von Patienten mit erlittener lateraler Tibiakopffraktur wider.

#### 4.1.3 Klinische Untersuchung

Die Untersuchung eines Knies bzw. Kniegelenks geschieht grundsätzlich auf verschiedenen Ebenen. Von der obligatorischen spezifischen Anamnese abgesehen, beginnt die Untersuchung mit einer Inspektion des Knies an sich und des gesamten dazugehörigen Beins mit Betrachtung der Anatomie inklusive der Beinachsenstellung. Gerade die visuelle Bewertung einer X-Bein-Stellung korrelierte stark mit den gemessenen Beinachsen in der Art, dass auch die radiologischen Messwerte eine Beinstellung in Form eines Genu valgum lieferten.

An die Inspektion schließt sich die manuelle Untersuchung mit diversen etablierten Testverfahren an. Apparative und bildgebende Untersuchungen ergänzen die klinische Examination im Falle einer vorhandenen Indikationsstellung. Die Schwierigkeit einer Standardisierung der Kniegelenksuntersuchung liegt auf der Hand. Verschiedene Untersucher gehen am gleichen Patienten individuell vor und beurteilen die erarbeiteten Ergebnisse unterschiedlich. 1991 beschrieb Dale Daniel [244] anhand der Untersuchung von 10 Patienten durch 11 erfahrene Chirurgen die Variabilität der Ergebnisse. Er leitet daraus eine Limitation der Aussagekraft der isoliert-klinischen Kniegelenksuntersuchung ab, welche sinngemäß auch für die hier vorliegende Studie gilt. Auch Malanga et al zeigten 2003 [192] auf, dass die Bewertung einer klinischen Kniegelenksuntersuchung stark vom Untersucher abhängt.

Die Beweglichkeit des Kniegelenks wurde mit der Neutral-Null-Methode [193] gemessen. Nach Käfer et al [245] kann mit der Neutral-Null-Methode die maximale Beugung zuverlässig eingeschätzt werden. Die maximale Streckung unterliegt einer geringen Reliabilität. 1991 empfehlen Watkins et al [246] die Benutzung eines Goniometers um die Zuverlässigkeit der Messungen zu erhöhen. Bei der Feststellung der maximalen Beugung und Streckung wurde in dieser Studie deshalb ein Goniometer verwendet. Nach Jagodzinski et al [247] sind auch Messungen mit einem Goniometer Unsicherheiten im Bereich von 5° unterworfen. Aus diesem Grund wurde in dieser Studie bei 33 von 34 Patienten die Messergebnisse in 5° Schritten festgehalten. Nur in einem Fall, gleich zu Beginn der klinischen Untersuchungen, kam es zu einer Abweichung, die maximale Beugefähigkeit wurde mit 128° notiert. Die Literatur zeigt wiederholt die fehlende Messgenauigkeit und auch die Abhängigkeit vom Untersucher auf. Auch die Winkelmessungen nach der Neutral-Null-Methode wurden in dieser Studie nur von

einem Untersucher vorgenommen. Damit lag keine Problematik hinsichtlich einer interindividuellen Reliabilität vor. Die intraindividuelle Zuverlässigkeit wurde von Brosseau et al 1997 [248] und 2001 [249] als hoch eingeschätzt. Brosseau et al empfahlen 2001, dass Messreihen von einem einzelnen Untersucher vollständig vorgenommen werden sollten. Dieser Empfehlung wurde in dieser Studie Folge geleistet.

Bei der Beurteilung eines Kniegelenksergusses schildert Marcicar et al [250] die Schwierigkeit für Untersucher eine Schwellung per manum zu erfassen. Derzeit gibt es nicht genügend wissenschaftliche Belege zur Frage der Reliabilität, um einen bestimmten Test zur Erfassung eines Kniegelenksergusses zu empfehlen. Damit muss die Detektion eines Ergusses im Rahmen der klinischen Kniegelenksuntersuchung kritisch betrachtet werden.

Die Prüfung auf Meniskuszeichen, also die Suche nach Läsionen der Menisci, kann in umfangreicher Art und Weise mit vielen verschiedenen Tests [172,173,174,114] geschehen. Dabei gilt es, die von Daniel [244] 1991 festgestellte Gesetzmäßigkeit zu beachten, dass die individuelle Vorgehensweise und Methodik des einzelnen Untersuchers zu einer schwach ausgeprägten Reliabilität führen kann. In der Literatur wird darauf hingewiesen, dass erst die Kombination aus den verschiedenen Meniskuszeichen eine Auswertung zulässt, ob Meniskusschäden vorliegen oder nicht. Einzeln betrachtet sind die Meniskuszeichen nicht wegweisend [251,252], erst in der Zusammenschau ergibt sich eine klinisch relevante Spezifität [253]. In der hier vorliegenden Studie kam nur ein Untersucher zum Einsatz. Auf der einen Seite begrenzte das die Varianz der Untersuchungsergebnisse, auf der anderen Seite hingen die dokumentierten Pathologien maßgeblich von der Expertise des Untersuchers ab. Diese Konstellation gilt es bei der Interpretation der Ergebnisse zu bedenken.

Die Stabilität des betroffenen Knies wurde klinisch anhand der Bänderstabilität geprüft. Die erhobenen Befunde der unter 2.3 aufgeführten einzelnen Untersuchungen zur Bänderfunktion des Knies dienten der Beantwortung der Fragestellung nach einer vorhandenen Instabilität des Kniegelenks. Lediglich bei 2 von 34 Patienten fiel eine klinische Instabilität des Knies auf. Gleichlaufend zeigten diese beiden Teilnehmer der Studie Lysholm-Scores [177,178] von 44 bzw. 64 Punkten und WOMAC 3.1 [175,176] Ergebnisse von 35 bzw. 25 Punkten. Ohne dies in dieser Studie statistisch ausgewertet zu haben, fällt aber der Zusammenhang zwischen der Knieinstabilität und den funktionellen Defiziten auf. Ein grundsätzliches Problem der einzelnen klinischen Tests der Bänder ist deren Zuverlässigkeit. In der Übersichtsarbeit aus 2003 folgerten Malanga et al [192], dass klinische Tests am Kniegelenk oft unter einer zu geringen Sensitivität und Spezifität leiden. Auch die interindividuelle Zuverlässigkeit barg Risiken bei der klinischen Untersuchung von Kniegelenken. Der Empfehlung von Malanga et al [192], die Untersuchungen nach einem möglichst standardisierten Verfahren durchzuführen und die erhobenen Befunde vor dem ärztlichen Auge zu einem Gesamtbefund zu addieren, wurde in dieser Studie auch

Folge geleistet. Durch das Fehlen unterschiedlicher Untersucher, alle Teilnehmer wurden vom gleichen Arzt untersucht, konnte zudem die Gefahr differierender Ergebnisse gebannt werden.

#### 4.1.4 Funktionelle Scores

Zum Einsatz in dieser Erhebung kamen insgesamt drei verschiedene Scores. Einerseits der schon seit 1982 eingeführte, als Selbsteinschätzungsfragebogen konzipierte, Lysholm-Score [177,178] mit seiner Beurteilung der posttraumatischen oder postoperativen Kniefunktion. Andererseits der WOMAC 3.1-Score [175,176] zur Evaluation der Lebensqualität des Patienten nach dem Trauma bzw. nach der Operation. Als sinnvolle Ergänzung wurde der sogenannte Tegner-Score [179,180] herangezogen. Der Tegner-Score gibt das körperliche Aktivitätslevel des Patienten wieder. Bei allen drei Bewertungsbögen waren die Patienten aufgefordert, die Angaben selbst und ohne weitere Hilfe, geschweige denn mit ärztlicher Begleitung vorzunehmen. Die jeweiligen Tests sind weit verbreitet und mehrfach validiert. Der Lysholm-Score [177,178] wurde mehrfach validiert und als Instrument zur Messung der funktionellen Ergebnisse nach einer Knieverletzung bestätigt. So von Bengtsson et al [254] schon 1996, von Kocher et al in 2004 [255] und nicht zuletzt von Briggs et al im Jahre 2006 [200] und nochmals in 2009 [256]. Im deutschsprachigen Raum untersuchte Wirth et al [178] 2011 die Zuverlässigkeit des Lysholm-Scores. Sie kamen zu vergleichbaren guten Ergebnissen wie im englischsprachigen Raum. Der Lysholm-Score wird weltweit eingesetzt, zuletzt wurde die spanische Version von Arroyo-Morales et al in 2019 [257] als zuverlässiges und valides Werkzeug zur Beurteilung der Kniefunktion bestätigt. Lediglich zur Beobachtung von Veränderungen im Zeitverlauf eignet sich der Lysholm-Score nicht [258]. In dieser Studie kam der Lysholm-Score zur einmaligen Status-Erhebung zur Anwendung. Es wurden alle Bögen vollständig und korrekt ausgefüllt, sodass alle Lysholm Bögen in die Auswertung mit einfließen. Der WOMAC-Score erfährt bis heute weltweite Beachtung. Eine frühe Validierung aus 1988 stammt von Bellamy et al [204]. Schon 1998 zeigten Stucki et al [259], dass auch die deutsche Version einen hohen Grad an Zuverlässigkeit mit sich bringt. 1999 wurde die schwedische Version von Roos et al [260] überprüft. Ebenso die spanische 2002 von Escobar et al [261], die italienische 2003 von Salaffi et al [262] und die türkische 2005 von Tüzün et al [263]. Es zeigten sich jeweils ein hohes Maß an statistischer Zuverlässigkeit und eine sehr einfache Bedienbarkeit des WOMAC-Scores. Auch in dieser Studie wurde das Instrument WOMAC-Score zur Analyse des Beschwerdebilds bei stattgehabter Knieverletzung problemlos angewandt. Die Patienten schätzten Ihre Beschwerden ohne vorherige Anleitung oder Erläuterung jeweils selbst ein. Alle Fragebögen wurden fehlerfrei im Sinne der Gültigkeit ausgefüllt. Alle WOMAC Fragebögen konnten demnach ausgewertet werden.

Der Tegner-Score [179,180] wurde vom gleichnamigen Autor 1985 als additives Werkzeug zum bereits existierenden Lysholm-Score [177,178] erstmalig beschrieben. Die Patienten mussten

Ihre körperliche Aktivität selbst einschätzen. Analog der existierenden Literatur gelang das in dieser Studie ohne weitere Schwierigkeiten. Die Patienten füllten den Fragebogen ausnahmslos, vollständig und nachvollziehbar aus.

#### 4.1.5 Ganganalyse

Die Durchführung der Ganganalyse konnte bei 2 Patienten aufgrund ihrer Abhängigkeit von Gehhilfen nicht durchgeführt werden. Die anderen 32 Patienten bewältigten den einfachen Versuchsaufbau, das Ablaufen einer vordefinierten geraden Wegstrecke auf planem Untergrund, problemlos. Die erforderlichen Messdaten konnten jeweils allesamt erhoben werden. Eine mögliche Fehlerquelle für verzerrte Daten beschrieb Kadaba et al [207] schon 1990 dahingehend, dass die korrekte Position und der feste Sitz der Sensoren gewährleistet sein muss. Auch Yu et al [264] äußerten 2017 dahingehend ihre Bedenken. In dieser Studie brachten die Sensoren zwei in der Durchführung der Ganganalyse sehr erfahrene Ärzte mit selbsthaftendem Verbandsmaterial an. Da die Durchführung des Tests nur wenige Minuten andauerte, wurde der feste Sitz der Sensoren mit einem entsprechend straffen Anbringen des Verbandsmaterials gesichert. Simon beschrieb 2004 [265] die Limitation der digitalen Ganganalyse. Die klinische Relevanz und die Variabilität der Messanordnungen und Messmethoden wurden kritisch hinterfragt. Abid et al [266] schlussfolgerten 2019 durch ihre Literaturrecherche, dass die Ganganalyse hinsichtlich der Erhebung von Gangdaten von essentieller Bedeutung ist. Gleichsam wiesen die Autoren aber auch darauf hin, dass die Ganganalyse eine noch recht junge Disziplin in der klinischen Diagnostik ist. Veröffentlichungen von Studien zur modernen Analyse des Gangbilds durch digitalisierte Bewegungslabore finden sich erst ab dem Jahr 2000 und jünger. Abid et al [266] fassten in der Übersichtsarbeit aus 2019 zusammen, dass bei der Art der Datenerhebung im Rahmen von Ganganalysen weiterhin vielzählige Variationen existieren. Auch bei der Definition von Pathologien und der Interpretation der Messergebnisse besteht noch keine wissenschaftliche Einigkeit. Die Messergebnisse bei Ganganalysen wurden mehrfach hinsichtlich ihrer Validität der verschiedenen Messsysteme, der Test-Retest-Zuverlässigkeit und der intra- und interindividuellen Zuverlässigkeit überprüft. Es zeigte sich, dass gerade die moderne Ganganalyse unter Zuhilfenahme von am Bein angebrachten und per Funk verbundenen Messeinheiten wiederholt reproduzierbare, vergleichbare und zuverlässige Messergebnisse liefert [267,268,269,270].

Die Analyse des Gangbilds im Rahmen dieser Studie wurde mit einem auf Funktechnologie basierenden System in Verbindung mit lokalen, am Bein des Patienten angebrachten Messsensoren, angefertigt. Die maximal mögliche Anzahl an Daten des vorliegenden Messsystems wurde im Rahmen der Gangprüfung erhoben. Für die Studie relevant war jedoch ausschließlich der Range of Motion (ROM) des betroffenen Kniegelenks. Dadurch blieben die

zuvor genannten Unsicherheiten bei der Beurteilung und Interpretation der Messergebnisse bei Ganganalysen an sich in dieser Studie ohne Relevanz.

#### 4.1.6 Methoden der radiologischen Evaluation

##### 4.1.6.1 Evaluation der posttraumatischen Arthrose

Die Einteilung der Arthrose geschah rein radiologisch anhand einer konventionellen Röntgenaufnahme des Knies in zwei Ebenen. Die Befundung der Röntgenbilder mündete in einer Gesamtpunktzahl des Kellgren und Lawrence Scores [181]. Kellgren und Lawrence selbst überprüften schon 1957 die inter- und intraindividuelle Zuverlässigkeit Ihres Scoring-Systems. Dabei fanden Sie gerade beim Knie den höchsten Korrelationskoeffizient mit  $r = 0,83$ . Riddle et al [271] zeigten 2013, dass nicht nur erfahrene Chirurgen hohe Werte an Zuverlässigkeit bei der Beurteilung von Osteoarthritis anhand des Kellgren und Lawrence Scores erreichten. Die multizentrische Studie von Wright et al [272] offenbarte 2014, dass zur Beurteilung einer Gonarthrose die 45 Grad gebeugte Knieaufnahme, die sogenannte Rosenberg-Aufnahme, die höchsten Werte an Zuverlässigkeit der Beurteilung im Vergleich zur anterior-posterioren Aufnahme aufwies. Wright et al [272] berichteten, dass das Kellgren und Lawrence-System unter den verschiedenen Klassifizierungssystemen am besten untersucht wurde und der Intraclass-Korrelationskoeffizienten zwischen den Beobachtern bei 0,51 bis 0,89 lag. Köse et al [273] ermahnten 2018, aufgrund der festgestellten niedrigen Korrelationskoeffizienten, neben den bildgebenden Verfahren auch klinische Untersuchungen vorzunehmen.

In der hier vorliegenden Studie wurde die Knieaufnahme im Stehen am gestreckten Knie im anterioren-posterioren Strahlengang vorgenommen. Die Befundung fand durch den Verfasser dieser Studie statt. Trotz konsequenter Anwendung aller theoretischen Kenntnisse in der radiologischen Beurteilung einer Gonarthrose, gilt es, die eingeschränkte Expertise und damit die Möglichkeit der Verzerrung der Ergebnisse hinsichtlich des Kellgren und Lawrence Scores zu beachten. Auf zusätzliche klinische Tests zur Detektion einer Gonarthrose wurde verzichtet.

##### 4.1.6.2 Knöcherne Integration des Unterfütterungsmaterials

Mangels einer etablierten Skala bzw. Scores reduzierte sich die Bewertungsmöglichkeit der knöchernen Integration von eingebrachtem Unterfütterungsmaterial auf die Deskription. Übersichtsarbeiten von Bauer et al [274] aus dem Jahre 2000, Roberts und Rosenbaum [275] aus dem Jahre 2012 oder auch von Goldberg und Stevenson [276] aus dem Jahre 1987 führten zu dem Schluss, dass eine rein radiologische Beurteilung der Integration des Im- bzw. Transplantats nicht ausreicht, um eine Graduierung festzustellen. Ergänzend müssten histologische Untersuchungen auf zellulärer Ebene vorgenommen werden, um die entsprechende knöcherne Integration mit den beteiligten Um- und Einbauprozessen beurteilen zu können. Zur Materialgewinnung wäre eine invasive Diagnostik im Rahmen einer Biopsie,

zum Beispiel bei der Metallentfernung, erforderlich. In seiner Dissertation von 2016 versuchte sich von Brüning genannt Wolter [227] an der Entwicklung und Überprüfung eines Scores zur Beurteilung des Einheilungsverhaltens von Knochenersatzstoffen. Die Integrationsstufe der Unterfütterungsmaterialien wurde radiologisch beurteilt. Anhand vier unterschiedlicher Beschreibungen des Einheilungsgeschehens erfolgte die Klassifizierung und Einteilung. Der Score bzw. die Einteilung wurde jedoch aufgrund des niedrigen Cohens Kappa Ergebnisses von 0,277 als nicht valide bewertet [227,277] und damit als geeignetes Bewertungsinstrument der knöchernen Einheilung von Knochenersatzstoffen verworfen. Aufgrund fehlender Alternativen kam das oben genannte Beurteilungsverfahren trotz der qualitativen Einschränkungen in dieser Studie zur Anwendung.

#### 4.1.6.3 Nachsinterung des lateralen Tibiakopfplateaus

Bei keinem der 34 Studienteilnehmer konnte eine postoperative Depression der zuvor imprimierten Gelenkfläche über 2 mm festgestellt werden. Die Beurteilung der Nachsinterung fand durch die Anfertigung und Analyse konventioneller Röntgenbilder des Knies im Stehen in seitlicher und anterior-posteriorer Aufnahmetechnik statt. Eine weitergehende Bildgebung mittels Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) fand nicht statt. Einige Autoren wiesen darauf hin, dass die isolierte konventionelle Röntgenaufnahme das Ausmaß der Gelenkflächendestruktion, insbesondere die genaue Ausmessung der Gelenkflächenimpression, nicht zulässt. Alleine die natürliche Neigung der Gelenkfläche führt, je nach Aufnahmewinkel, zu unsicheren geometrischen Verhältnissen [278]. Gardner et al [279] korrelierten ihre Messung der Impression der Gelenkflächen und der Verbreiterung der Gelenkfläche mit Kernspintomographie-Aufnahmen, um die Unsicherheit der Messungen anhand ausschließlich benutzter Röntgenaufnahmen zu minimieren. Auch Newberg et al [280] erkannten diese Problematik schon 1978 und empfahlen, zusätzlich zum konventionellen Röntgen, Tomogramme anzufertigen. Durakbasa et al [281] hielten 2013 fest, dass die Computertomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) bei der Klassifikation von Tibiakopffrakturen dem konventionellen Röntgen überlegen sind. Auch Markhardt et al [77] äußerten sich 2009 mit der gleichen Botschaft. Singleton et al [282] verzichteten 2017 auf den Einsatz der CT, jedoch nur aus ethischen und finanziellen Gründen. Sie bezeichneten die CT als Goldstandard bei der Diagnostik von Tibiakopfverletzungen. Die Autoren hoben den Vorteil von Röntgen-Tomogrammen gegenüber konventionellen einfachen Röntgenaufnahmen hervor. Mit einem Tomogramm konnte die Bruchmorphologie genauer identifiziert werden. Auch Mthethwa und Chikate [74] fassten 2017 zusammen, dass die reine Röntgenaufnahme der CT hinsichtlich der Identifikation der Bruchmorphologie, der Quantifizierung der Impression der Gelenkflächen und letztlich der Klassifikation unterlegen ist. Giannoudis et al [283] fassten 2010 in ihrer Übersichtsarbeit zur Frage, inwieweit Zusammenhänge zwischen Gelenkstufen und

dem Risiko der Entwicklung oder dem Progress einer Arthrose bestehen, zusammen, dass die Computertomographie in der Genauigkeit und der Verlässlichkeit der Diagnose von Gelenkflächensenkungen dem konventionellen Röntgen überlegen ist.

In der vorliegenden Studie beschränkte sich die Bildgebung auf die konventionelle Röntgenaufnahme in zwei Ebenen. Die damit einhergehenden Unsicherheiten bei der Identifikation und bei der Quantifizierung einer möglichen Impression der lateralen Tibiakopf-Gelenkfläche müssen bei der Beurteilung der postoperativen Nachsinterung mit in Betracht gezogen werden.

#### 4.1.6.4 Ganzbeinaufnahme

Die Ganzbeinaufnahme diente in dieser Studie zur Messung der mechanischen Tragachse, der sogenannten Mikulicz-Linie [220], der anatomischen Beinachse und des mechanischen tibio-femorale Winkels. Bei der Anfertigung galt es genau auf die Ausrichtung der Patella zu achten. Die Qualität der zu erhebenden Messdaten hängt direkt mit der anterioren-posterioren Ausrichtung der Patella zusammen [172,210]. Die alle von ausgebildeten Medizinisch-technischen Radiologie-Assistenten angefertigten Aufnahmen entsprachen alle der Anforderung einer korrekt ausgerichteten Patella. Die Bedingungen, um eine qualitativ hochwertige Ganzbeinaufnahme zu erstellen, konnten durchgehend erfüllt werden.

Bei der Ausmessung der Beinachsen und der entsprechenden Winkel spielen individuelle Einflüsse eine Rolle. Trotz der Unterstützung digitaler Software-gestützter Instrumente ergeben sich intra- und interindividuell geprägte Ergebnisse. McDaniel et al [284] stellten 2010 jedoch fest, dass unterschiedliche Messmethoden und unterschiedliche Beurteiler reproduzierbare und ausreichend zuverlässige Ergebnisse liefern. Zampogna et al [285] bestätigten 2015, dass radiologisch erhobene Beinachsenwerte eine zufriedenstellende Zuverlässigkeit haben. Unal et al [286] zeigten 2020 erneut auf, dass die Vermessung der Beinachsen mittels radiologischer Ganzbeinaufnahmen statistischen Überprüfungen auf Zuverlässigkeit standhält. Auch Gordon et al [287] vermeldeten 2009 eine exzellente intra- und interobserver Reliabilität für die Vermessung u.a. der mechanischen Beinachse (Mikulicz-Linie). Dagegen warnten Huang et al [288] 2018 davor, zur Planung von Operationen, die Messungen der anatomischen und mechanischen Beinachse mittels Ganzbeinaufnahme als einzige Grundlage allzu unkritisch zu verwenden.

Die Messungen der Winkel und Beinachsen erfolgte in dieser Studie durch einen solitären Untersucher. Bei der Überprüfung der erhobenen Messdaten auf Korrelation ergaben sich erfreulicherweise konsistent signifikante Beziehungen. Die mechanische Beinachse, die anatomische Beinachse und der mechanische tibio-femorale Winkel waren untereinander stark miteinander korreliert. Dieses Ergebnis ist mit der vorhandenen Literatur vergleichbar [284,289,290].

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

### 4.2.1 Alter und Geschlecht

Mit einem Durchschnittsalter aller Teilnehmer ( $n=34$ ) von  $59,11 \pm 13,54$  Jahren reiht sich diese Studie nahtlos in die bekannte Literatur ein. Bei Keating et al [291] sind die untersuchten Patienten im Schnitt 60 Jahre alt, bei Heikilla et al [292] 57 Jahre. Einige Studien arbeiten mit jüngeren Patienten [241,293], nur wenige mit älteren [294]. Ohne statistisch signifikante Korrelation blieb das Geschlecht zu fast allen untersuchten Parametern in dieser Studie. Nur die bei der Inspektion festgestellten Genu valga ließen sich beim weiblichen Geschlecht signifikant häufiger als bei Männern feststellen. Bei der Altersverteilung stellte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern heraus. Die Verwendung der verschiedenen Unterfütterungsmaterialien unterlag ebenfalls keinem signifikantem Häufigkeitsunterschied bei den Geschlechtern. Bei der Betrachtung der Rolle des Alters ergaben sich ähnliche Resultate, wobei aber einige Parameter vom Alter statistisch signifikant abhängig waren. Das Alter korrelierte nur mit dem Auftreten von Genu valga im Kollektiv, ansonsten hatte das Alter keinen relevanten Einfluss die klinischen Untersuchungsergebnisse. Auch das funktionelle Ergebnis blieb vom Alter des jeweiligen Patienten hinsichtlich des WOMAC 3.1 [175,176] und Lysholm-Scores [177,178] unbeeinflusst. Die sportliche bzw. generell körperliche Aktivität war dagegen vom Alter des Patienten abhängig. Je jünger die Patienten waren, desto höhere Aktivitätslevels gaben sie in ihren Tegner Fragebögen an ( $p=0,0146$ ). Altersbedingt vermehrt eingeschränkt war auch der ROM, die Korrelation war mittelstark ausgeprägt ( $p=0,000,8$ ). Die Entwicklung einer Arthrose nahm mit zunehmendem Alter zu, das konnte anhand höherer Kellgren und Lawrence Scores festgehalten werden ( $p=0,0041$ ). Diese Feststellung deckt sich mit der gültigen Lehrmeinung und Epidemiologie der Arthrose [295]. Singleton et al [282] verzeichneten auch keinen Effekt des Alters und des Geschlechts für das klinische und funktionelle Outcome. Polat et al [237] fanden 2019 bei jüngeren Patienten (<40 Jahre) signifikant bessere funktionelle Ergebnisse als bei älteren mit über 40 Jahren. Das Geschlecht wiederum spielte bei Polat et al [237] beim funktionellen Outcome keine Rolle. Van Dreumel et al [296] verzeichneten 2015 wiederum keinen Zusammenhang des Alters mit den funktionellen Ergebnissen. Insgesamt bringt die hier vorliegende Studie eine weitreichende Vergleichbarkeit mit der vorliegenden Literatur mit sich.

### 4.2.2 Klinische Ergebnisse

In der Gesamtschau der klinischen Nachuntersuchung boten die Befunde, bis auf den Zusammenhang eines Genu valgum zum Unterfütterungsmaterial Composite Graft, keinerlei

signifikante Abhängigkeiten vom verwendeten Unterfütterungsmaterial. Beim statistisch auffälligen Zusammenhang eines häufiger diagnostizierten Genu valgum in der Gruppe Composite Graft im Vergleich zur Gruppe ohne Unterfütterung ( $p=0,034$ ), muss jedoch daran erinnert werden, dass die Gruppengröße von 4 bzw. 8 Patienten zu einer mindestens kritischen Bewertung dieses Ergebnisses führen sollte. Vor dem Hintergrund der von Goff et al [76] 2013 publizierten Studienübersicht, sind Gruppengrößen von 4 und 8 Teilnehmern für eine statistisch belastbare Aussage zu klein. In der Literatur finden sich nur unzureichend vergleichbare Arbeiten. Es finden sich nur wenige Überprüfungen der Zusammenhänge zwischen einzelnen klinischen Untersuchungsergebnissen und diversen Knochenersatzmaterialien die zur Unterfütterung von metaphysären Knochendefekten in der proximalen Tibia eingesetzt wurden. Was sich jedoch zum Vergleich anbietet, ist das von Rasmussen [21] 1973 begründete Kniefunktion Bewertungssystem, auch genannt Rasmussen-Score [297]. Die Inhalte sind untergliedert in Fragen zu subjektiven Beschwerden und dem klinischen Teil, der Untersuchung des Kniegelenks. Dabei wird die Extensionsfähigkeit, der passive Bewegungsumfang und die Bänderstabilität überprüft. Durch diese klinischen Tests lässt sich der Rasmussen-Score, insbesondere die klinischen Kriterien, mit den Ergebnissen der hier durchgeführten Studie vergleichen. So stellten 2017 Bagherifard et al [298] gefriergetrocknetes allogenes Knochenersatzmaterial autogenem gegenüber und fanden bezüglich des klinischen Ergebnisses keine Unterschiede zwischen den Materialien. Ong et al [299] dagegen verglichen 2012 synthetisches Hydroxylapatit mit allogenen und autogenem Unterfütterungsmaterial. Bei der Flexionsfähigkeit hatten die natürlichen Materialien signifikante Vorteile. Heikkilä et al [292] unterzogen 2011 bioaktives Glas und autogenes Knochenmaterial einem Vergleich, u.a. hinsichtlich Muskelatrophie, Bänderstabilität, Meniskuszeichen und der Beuge- und Streckfähigkeit. Die Autoren konnten zwischen bioaktivem Glas und autogenem Material keine Unterschiede proklamieren. Russell et al [145] zogen 2008 autogenen Knochen und Kalzium-Phosphat-Zement zum Vergleich heran. Als klinischer Test wurde die Flexion überprüft, der jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Materialien hervorbrachte. Schon 1989 konnten auch Bucholz et al [241] zwischen ihren untersuchten Gruppen, zum einen autogener Knochenersatz und zum anderen porösem Hydroxylapatit, bei der Flexion keine Unterschiede feststellen. Zusammengefasst deckt sich das Teilergebnis dieser Studie, der nicht vorhandene Effekt auf das klinische Outcome, egal welches Unterfütterungsmaterial zum Einsatz kam, mit den zuvor zitierten Veröffentlichungen.

#### 4.2.3 Funktionelle Ergebnisse

Die unterschiedlichen Unterfütterungsmaterialien hatten keinen wesentlichen, das heißt keinen statistisch signifikanten, Einfluss auf die Ausprägung des funktionellen Ergebnisses, egal ob durch den Lysholm-, WOMAC 3.1- oder Tegner-Score ausgewertet. Bei der Überprüfung der

Korrelation der durchgeführten Erhebungen untereinander zeigte sich ein homogenes Bild. Alle drei Fragebögen sind statistisch sehr eng miteinander verbunden. Der Lysholm-Score [177,178] korreliert mit dem WOMAC 3.1-Score [175,176] sehr stark ( $p < 0,0001$ ). Eine starke negative Korrelation liefert der postoperative Tegner-Score [179,180] mit dem WOMAC 3.1-Score. Das heißt, dass Patienten mit einer hohen Belastung an Beschwerden ein vergleichsweise niedriges Aktivitätslevel boten ( $p < 0,0001$ ). Die Korrelation zwischen der postoperativen Tegner Aktivitätsskala und dem Lysholm-Score war mit einem p-Wert von 0,0002 ebenso stark ausgeprägt. Patienten mit höheren Aktivitätslevels erreichten auch höhere Lysholm-Scores, womit eine bessere Kniefunktion einherging. Alle 34 Patienten füllten die drei verschiedenen Selbsteinschätzungsfragebögen vollständig und fehlerfrei, im Sinne von eindeutig und regelkonform, aus. Damit konnten jeweils alle 34 Bewertungsbögen der statistischen Auswertung zugeführt werden. Die erzielten Punktwerte bzw. Levels sind mit der einschlägigen Literatur vergleichbar. Bei jeweils kongruent klassifizierten und operativ versorgten lateralen Tibiakopffrakturen lieferten Hap und Kwek [300] WOMAC Ergebnisse in ähnlicher Größenordnung. Lobenhoffer et al [143] erhoben 2002 auch vergleichbare Lysholm- und Tegner-Scores. Horstman et al [301] nutzten auch den Lysholm Scores zur Evaluierung der Kniefunktion nach lateraler Tibiakopffraktur und kamen auch zu vergleichbaren Ergebnissen. Ebenso erarbeiten Obada et al [302] das funktionelle Ergebnis im Jahre 2016 unter Zuhilfenahme des Lysholm-Scores mit vergleichbaren Ergebnissen. Ong et al [299] untersuchten 2012 die Versorgung von Tibiakopffrakturen mit autogenem, allogenem und Hydroxylapatit als Knochenersatzmaterial. Unterschiede u.a. beim WOMAC-Score Ergebnis ließen sich nicht feststellen. Bagherifard et al [298] verglichen 2017 bei der Rekonstruktion von akuten Tibiakopffrakturen autogenen mit allogenem Knochen. Einen Unterschied beim klinischen und funktionellen Ergebnis stellten die Autoren nicht fest. In der Literatur finden sich vielzählige Hinweise darauf, welche Einflussfaktoren das funktionelle Outcome, gemessen mit entsprechenden Scores, maßgeblich beeinflussen. Singleton et al [282] vermeldeten 2017, dass zwischen der mechanischen Beinachse und WOMAC-Score Resultaten keine signifikante Beziehung besteht. Parkkinen et al postulierten 2014 [235] den fehlenden Einfluss der Beinachse auf die Ergebnisse von WOMAC- und Lysholm-Score. Diese Aussage schränkt Parkkinen et al 2018 [303] selbst wieder ein. Die Autoren meldeten bei einer mechanischen Achse  $>4^\circ$  im Varus mehr WOMAC Schmerzen und damit insgesamt schlechtere WOMAC Ergebnisse. Der Grad der Gonarthrose spielte auch eine zentrale Rolle bei der Selbsteinschätzung nach WOMAC. Zunehmende Arthrose im Kniegelenk und die damit verbundenen Schmerzen und Beschwerden waren der Grund für signifikant schlechtere WOMAC Ergebnisse. Schließlich war die Studie aus 2018 als Follow-Up zur Untersuchung aus 2014 angelegt. Parkkinen et al [303] hielten 2018 nun fest, dass die wieder hergestellte Integrität der Gelenkfläche und die physiologische Beinachse zentrale Faktoren bei der Entwicklung einer

posttraumatischen Gonarthrose seien. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass gerade in der Langzeitbetrachtung die wieder hergestellte Gelenkfläche und die normale Beinachse wesentliche Rollen für das langfristige funktionelle Ergebnis einnehmen. Hap und Kwek [300] ermittelten 2020 die WOMAC-Scores [175,176] bei allen Schweregraden von Tibiakopffrakturen (Schatzker I bis VI). Die schwerwiegenderen Frakturtypen führten zu signifikant schlechteren funktionellen Ergebnissen und damit zu höheren WOMAC Gesamtpunkten. Vergleichbare Feststellungen machten 2010 Manidakis et al [304]. Unicondyläre Tibiakopffrakturen schnitten beim funktionellen Ergebnis besser als bicondyläre Verletzungen des Tibiakopfs ab.

Im Einklang mit vergleichbarer Literatur befinden sich die Ergebnisse dieser Studie hinsichtlich des nicht vorhandenen Einflusses der Beinachsen auf das funktionelle Ergebnis. Die mechanische Tragachse, die anatomische Beinachse und auch der mTFA stehen in keiner signifikanten Beziehung zu den Auswertungen der Bewertungsbögen zur Ermittlung des funktionellen Ergebnisses. Ebenso passend zur aktuellen Literatur stellte sich in der hier vorliegenden Studie ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Grad der Arthrose, gemessen anhand des Kellgren und Lawrence-Scores [181] und dem Ergebnis des Lysholm-Scores ( $p=0,0098$ ), sowie des WOMAC 3.1-Scores ( $p=0,0108$ ) und des postoperativen Tegner-Scores ( $p=0,0165$ ) heraus. Die Betrachtung der Beinachsen und des Schweregrads der Arthrose fand Kollektiv-übergreifend ( $n=34$ ) statt und wurde den funktionellen Scores gegenübergestellt. Mit einer Teilnehmerzahl von 34 erreichte diese Studie für die zuvor behandelte Thematik eine statistisch relevante und in der Literatur übliche Gruppengröße.

#### 4.2.4 Ganganalyse

An der Analyse des Gangbilds im Bewegungslabor konnten 32 von 34 Patienten teilnehmen. Der dabei gemessene durchschnittliche ROM im freien Gang auf einer ebenen Strecke bei subjektiver Wohlfühl-Geschwindigkeit lag bei  $56,35^\circ \pm 7,04^\circ$ . Zwischen den Geschlechtern ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Das Alter jedoch spielte eine tragende Rolle. Je älter die Patienten waren, desto geringer fiel der ROM aus ( $p=0,0008$ ). Der BMI wiederum war für die Ausprägung des ROM nicht entscheidend ( $p=0,5788$ ). Das funktionelle Ergebnis blieb vom erreichten ROM auch unbeeinflusst. Weder Lysholm-Score ( $p=0,1475$ ) noch WOMAC 3.1-Score ( $p=0,5621$ ) und ebenso nicht das postoperative Tegner Aktivitätslevel ( $p=0,6870$ ), standen in einem signifikanten Zusammenhang mit den erhobenen ROM Werten. Die verschiedenen Unterfütterungsmaterialien standen auch in keiner signifikanten Beziehung zum ROM. Unter allen Paarungen der verschiedenen Knochenersatzmaterial-Gruppen war der niedrigste p-Wert bei 0,271. Der Zusammenhang zwischen Kellgren und Lawrence-Score, also dem Grad der Arthrose im Kniegelenk, und dem vom jeweiligen Patienten erzielten ROM, war signifikant ( $p=0,0003$ ). Die Einordnung der Ergebnisse der hier vorliegenden Studie beginnt beim durchschnittlich gemessenen ROM. Es gilt an dieser Stelle klar zwischen dem durch eine passive Kniebewegung erhaltenen ROM, der bei einer manuellen klinischen Untersuchung des Kniegelenks erhoben wird, und dem bei der instrumentellen kinematischen Ganganalyse gemessenen zu unterscheiden. Götz-Neumann [206] berichtet von  $60^\circ$  als physiologischen Bewegungsumfang. Kadaba et al [207] erarbeiteten als Normalwert des ROM  $56,7^\circ$ , Perka et al [208]  $61,4^\circ$  und Yu et al [264] maßen in der gesunden Kontrollgruppe bei Ruptur des vorderen Kreuzbands als Mittelwert  $60,4^\circ \pm 5,9^\circ$  als ROM des Kniegelenks. Perry und Burnfield [209] wiesen  $70^\circ$  als Normalwert des ROM aus. Mit einem Mittelwert von  $56,35^\circ \pm 7,04^\circ$  des genutzten ROM des ursprünglich verletzten Knies, findet sich diese Studie am unteren Ende der Vergleichswerte in der Literatur wieder. Da in unserem Fall der Durchschnittswert von  $56,35^\circ \pm 7,04^\circ$  das traumatisierte und operativ versorgte Knie betrifft, zeigt dieses Resultat die gute Restitution der jeweils abgelaufenen lateralen Tibiakopffraktur. Der in dieser Studie proklamierte Zusammenhang, zwischen dem Schweregrad der Osteoarthritis und dem erreichten Bewegungsumfang bei der Ganganalyse, findet sich auch regelmäßig in der Literatur. Favre et al [305] erklärten 2014 ebenso diesen Zusammenhang. 2017 wiederholten Favre und Jolles [306] diese Feststellung. Kaufmann et al [307] postulierten gleichsam den verringerten ROM bei Patienten mit Gonarthrose. Der Einfluss des Alters auf die Entwicklung einer Kniearthrose, welcher auch in dieser Studie festgestellt werden konnte, führt in logischer Folge auch zu einer Einschränkung des Bewegungsumfangs des Kniegelenks. Eine Aussage zur Gewichtung der Parameter Alter und Arthrose, bezüglich der Auswirkung auf den zu erreichenden ROM, konnte im Rahmen dieser Studie aber nicht vorgenommen werden. Trotz intensiver Recherche fanden sich keine Veröffentlichungen mit Untersuchungen zum Einfluss

unterschiedlicher Füllstoffe für metaphysäre Knochendefekte bei einer lateralen Tibiakopffraktur auf den durch eine instrumentelle Ganganalyse gemessenen ROM. Damit lassen sich die in dieser Studie gefundenen Resultate nicht mit anderen Autoren vergleichen. Aufgrund der kleinen Gruppengrößen, die die statistische Aussagekraft deutlich schmälern oder sogar einschränken, müssen die hier erzielten Ergebnisse zumindest kritisch betrachtet werden. Auch für den durch eine instrumentelle Ganganalyse gemessenen ROM und das dadurch möglicherweise beeinflusste funktionelle Behandlungsergebnis, gibt es aktuell keine entsprechende Literatur. Ein Literaturvergleich schlägt diesbezüglich deshalb fehl.

#### 4.2.5 Achsendeviation

Untersucht wurden insgesamt drei verschiedene Achsenverhältnisse. Die Messungen zielten darauf ab, einerseits die absoluten Winkelverhältnisse zu bestimmen und andererseits Abweichungen von vorher definierten Normbereichen festzustellen.

Die funktionellen Ergebnisse, evaluiert anhand der Bewertungsfragebögen nach Lysholm, WOMAC 3.1 und Tegner, wiesen jeweils keine Korrelation mit den gemessenen Achsenverhältnissen auf. Bezüglich des Einflusses der Achsenverhältnisse auf die postoperative Kniefunktion, sei an dieser Stelle auf die Diskussion der funktionellen Ergebnisse unter Punkt 4.2.3 verwiesen.

Bei der klinischen Untersuchung fiel die Abhängigkeit der Streckfähigkeit von der Achsenkonstellation auf. Je mehr die mechanische Achse von der Kniegelenksmitte nach medial oder auch vom Normalbereich, festgelegt als Bereich von 0 bis 16 mm medial der Kniemitte, abwich, desto besser war die Streckfähigkeit des Beins. Ähnlich verhielt es sich beim mTFA. Je größer der gemessene Winkel und je mehr der mTFA vom Normalbereich von  $-1^{\circ}$  bis  $3,4^{\circ}$  abwich, desto weiter konnte das Bein gestreckt werden. Negativ miteinander in Beziehung stand die anatomische Beinachse mit der Streckmöglichkeit des verletzten Beins. Das bedeutete, je positiver die anatomische Beinachse ausgemessen wurde und je weiter sich die anatomische Achse vom Normalbereich von  $5^{\circ}$  bis  $9^{\circ}$  entfernte, desto geringer war die Streckfähigkeit ausgeprägt. Zu dieser Feststellung findet sich in der Literatur keine vergleichbaren Studien bzw. Ergebnisse. Damit ist ein Vergleich mit aktueller Literatur nicht möglich.

Der per kinematischer Ganganalyse gemessene ROM wurde von der Beinachsen-Situation signifikant tangiert. Eine Einordnung dieser Beobachtung fällt aufgrund fehlender vergleichbarer Studien schwer. Es liegen derzeit keine veröffentlichten Untersuchungen der Abhängigkeit der Bewegungsfähigkeit im Kniegelenk, gemessen durch kinematische Ganganalysen, von den Beinachsenverhältnissen vor.

Alle drei Achsendimensionen standen in keiner statistisch signifikanten Beziehung zur Entwicklung einer postoperativen Gonarthrose. Zur Einordnung dieses Ergebnisses müssen

jedoch die Einschränkungen bezüglich der Beurteilungsmöglichkeit einer Gonarthrose, genauer erläutert unter 4.1.6.1, bedacht werden. Die einschlägige Literatur liefert regelmäßig Belege dafür, dass eine vermehrte Achsenfehlstellung zu gehäufte und zunehmend ausgeprägter Gonarthrose führt. Insoweit decken sich die in dieser Studie gemachten Erfahrungen nicht mit der vergleichbaren Literatur. Rademakers et al [308] zeigten 2007 auf, dass erst bei Fehlstellungen im Varus oder Valgus von mehr als 5° signifikant höhere Raten an Osteoarthritis auftraten. Parkkinen et al [235] bestätigten 2014 die Aussagen von Rademakers et al [308] und gaben an, dass bei Achsabweichungen von mehr als 5° eine vermehrte Rate an Gonarthrose zu beobachten war. Hayashi et al [309] belegten 2012 den Zusammenhang zwischen zunehmender Achsenfehlstellungen und der damit verbundenen Mehrbelastung der Kniegelenksflächen und des daraus resultierenden höheren Risikos eine sekundäre Osteoarthritis zu entwickeln. Manidakis et al [304] postulierten 2010, dass vor allem der Schweregrad der Verletzung maßgeblich für Entwicklung der sekundären Arthrose verantwortlich ist.

Die unterschiedlichen Unterfütterungsmaterialien hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Ausprägung der mechanischen Beinachse. Auch der mTFA, absolut gemessen und bezüglich der Abweichung vom Normalbereich beurteilt, blieb vom eingesetzten Unterfütterungsmaterial unbeeinflusst, zumindest ohne statistische Signifikanz. Die Unterscheidung der anatomischen Beinachse hinsichtlich der eingesetzten Knochenersatzmaterialien brachte auch keinen signifikanten Zusammenhang hervor, nicht bei den absoluten Ergebnissen und auch nicht bei der Betrachtung der Abweichung vom Normalbereich. Perna et al [310] fanden 2011 ebenso keine Unterschiede des tibio-femorale Winkels im Vergleich von bioaktivem Glas (S53P4) und autogenem Knochenmaterial. Heikkilä et al [292] verglichen 2011 ebenso bioaktives Glas mit einer Kontrollgruppe, welche autogene Knochensubstanz als Unterfütterungsmaterial einsetzte. Beim 1-Jahres Follow-Up konnten bei der Ausprägung des mTFA und der mechanischen Beinachse keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Parkkinen et al [235] untersuchten 2014 Faktoren, die die Entwicklung einer Kniegelenksarthrose beeinflussen. Dabei stellten die Autoren fest, dass beim Vergleich (Kollektiv n=73) von autogenem Knochen vom Beckenkamm (n=44) oder synthetischem Knochenersatzmaterial (n=21), ohne dieses näher zu spezifizieren, und einer reinen Osteosynthese (n=8) ohne Unterfütterungsmaterial, keine Unterschiede der postoperativ gemessenen mechanischen Achse auftraten. Hofmann et al [242] fanden beim Vergleich von autogenem Knochen mit einem Komposit aus Hydroxylapatit und Kalziumsulfatzement keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der postoperativen Beinachsenstellung. Somit decken sich die Resultate dieser Studie mit der vorliegenden Literatur, wobei nochmal auf die statistisch unzureichende Gruppengrößen der einzelnen Unterfütterungsmaterialien hingewiesen werden muss.

#### 4.2.5.1 Mechanische Achse (Mikulicz-Linie)

Die mechanische Achse, die sogenannte Mikulicz-Linie oder auch Tragachse des Beins genannt, verlief im Mittel bei  $-2,9 \pm 15,87$  mm der Kniegelenksmitte. Negative Werte zeigten in dieser Studie einen Verlauf der Mikulicz-Linie lateral des Kniegelenkszentrums an, dagegen positive Werte eine medial des Kniezentrums gelegene mechanische Beinachse (Abbildung 15). Nach Paley [212] liegt der normale Verlauf der Tragachse bei  $8 \pm 8$  mm medial der Kniemitte. Unter Einbeziehung des Normalbereichs von 0 bis 16 mm war das Studienkollektiv seitens der mechanischen Achse hauptsächlich im pathologischen Bereich angesiedelt. 70,60% ( $n=24$ ) lagen mit der Mikulicz-Linie außerhalb des oben genannten Normbereichs. Innerhalb davon befanden sich folgerichtig 29,40% ( $n=12$ ). Unterschiede zwischen den Geschlechtern gab es weder beim absoluten Verlauf der Tragachse noch bei der Verteilung der Zugehörigkeit zum Normalbereich bzw. pathologischen Bereich. Problematisch an dieser Stelle ist die Einordnung in den Normalbereich. Die vorherrschende Literatur ist sich dabei uneins. Während Paley et al [221] 1994 den Bereich von  $9,7 \pm 6,8$  mm medial von der Kniegelenksmitte als physiologischen Abstand festlegten, änderte Paley [212] seine Aussage für den Normalbereich in 2012 auf  $8 \pm 8$  mm. Ergänzend nannte Paley den idealen Abstand von  $4 \pm 4$  mm, wobei diese Annahme nicht begründet wurde. Im Jahre 2000 legten Paley und Pfeil [311] eine Fehlstellung der Beine bei einer Achsabweichung größer 15 mm medial oder 1 mm lateral, jeweils von der Kniegelenksmitte ausgehend, fest. Sie bezeichneten die pathologische Achsenvermessung als MAD (Mechanical axis deviation). Im Verlauf der gleichen Veröffentlichung aus 2000 wichen Paley und Pfeil [311] von ihrer zuvor geäußerten Definition der Fehlstellung insoweit wieder ab, dass Sie  $8 \pm 7$  mm als Normwert deklarierten. Als Maßeinheit wurde Grad angegeben, was wohl einen Fehler darstellt. Erwähnt sei an dieser Stelle noch, dass auch im Werk von Paley aus 2012 „Improving Accuracy in Knee Arthroplasty - What is Alignment and Malalignment? [212] die Einheit fälschlicherweise mit Grad anstatt mm angegeben wurde. Eine Anfrage an den Autor Dror Paley per E-Mail vom 26.02.2020 brachte keine Klärung der Unklarheiten und auch keine Bestätigung der offensichtlichen Fehler [312]. Für diese Studie wurde trotzdem der von Paley [212] 2012 definierte Normalbereich von 0 bis 16 mm medial des Kniegelenkszentrums angenommen. Galla und Lobenhoffer [116] sahen 2007 4 mm medial der Kniemitte als normalen Verlauf der Mikulicz-Linie an. Ein Genu varum lag laut den Autoren ab einem Abstand  $>15$  mm medial und ein Genu valgum ab einem Abstand  $>10$  mm lateral des Kniegelenkszentrum vor. Lobenhoffer et al [172] gaben 2014 für den Abstand der Mikulicz-Linie  $4 \pm 2$  mm medial der Kniemitte als Normalverlauf an. Bei einem medial gelegenen Verlauf, mit einem Abstand zur Kniegelenkszentrum  $>15$  mm, sprach auch Lobenhoffer et al [172] von einem Genu varum. Ein Genu valgum wurde definiert als Verlauf der mechanischen Beinachse  $>10$  mm lateral der Kniemitte. Als Referenz gaben Lobenhoffer et al [172] die Arbeit von Paley und Pfeil [311] aus dem Jahr 2000 an. Hervorgehoben sei an dieser Stelle der gravierende

Unterschied der Definition eines vorliegenden Genu valgum ab 10 mm lateral der Kniegelenksmitte (Lobenhoffer et al [172]) respektive 1 mm lateral des Kniezentrums (Paley und Pfeil [311]). Eine telefonische Nachfrage im Februar 2020 bei Prof. Lobenhoffer bezüglich der Differenz seiner Definition des Normalverlaufs der mechanische Beinachse zu den Abhandlungen von Dror Paley erbrachte keine Klärung des Sachverhalts. Rucholtz und Wirtz [73] definierten 2019  $4 \pm 2$  mm als normalen Achsenverlauf der mechanischen Tragachse. Die Marke, ab wann ein Genu varum vorliegt, setzen die Autoren bei einem Abstand  $>15$  mm fest. Jedoch nicht als Abstand zur Kniegelenksmitte, sondern gemessen ab dem sogenannten 4 mm Punkt, der laut Rucholtz und Wirtz [73] als physiologische Landmarke für den Verlauf der mechanischen Beinachse bei 4 mm medial der Kniegelenksmitte lag. Zeigte sich die Mikulicz-Linie mit einem Abstand  $>10$  mm lateral des 4 mm Punkts, so war ein Genu valgum gegeben. Bezogen auf die Kniemitte sprachen also Rucholtz und Wirtz [73] beim Abstand von größer 19 mm nach medial und 6 mm nach lateral von pathologischen Achsabweichungen im Sinne eines Genu varum bzw. Genu valgum. Die genannte Festlegung des physiologischen Bereichs für die mechanische Tragachse nahmen Rucholtz und Wirtz [73] vor, obwohl sie Lobenhoffer et al [172] aus 2014 als Referenz für die Normwerte angaben, die wiederum die Kniegelenksmitte als Messpunkt des Abstands zur Mikulicz-Linie vorsahen. Watanabe et al [313] erarbeiten im Jahre 2019 als physiologischen Verlauf der mechanischen Beinachse den Abstand von 1 bis 15 mm medial der Kniegelenksmitte.

Für die Bewertung, der in dieser Studie gemachten Ergebnisse, sind die Unklarheiten bezüglich der Normwerte und pathologischen Werte des Verlaufs der Mikulicz-Linie von Bedeutung. Die historischen Gegebenheiten, sowie die Heranziehung des Normalwerts des Achsenverlaufs der Mikulicz-Linie von 0 bis 16 mm medial des Kniegelenkszentrums, gilt es deshalb bei der Betrachtung und Bewertung der Messergebnisse und der daraus gemachten Zusammenhänge stets zu beachten.

#### 4.2.5.2 Mechanischer tibio-femorale Winkel

Mit einem Mittelwert von  $-0,88^\circ \pm 4,30^\circ$  lag das Kollektiv weitestgehend im durch Hsu et al [219] und Chao et al [214] proklamierten Normalbereich von  $-1^\circ$  bis  $+3,4^\circ$  (Abbildung 14). Differenzierter betrachtet jedoch fanden sich auch beim mTFA überwiegend (73,53%,  $n=25$ ) pathologische Abweichungen vom Normalbereich. Nur 26,47% ( $n=9$ ) wiesen Werte innerhalb der Spanne von  $-1^\circ$  bis  $+3,4^\circ$  auf. Weder das Alter noch das Geschlecht stellten relevante Einflussgrößen auf die geschilderten Ergebnisse des mTFA dar. Beim Vergleich mit anerkannter Literatur fällt die große Varianz der Definition des Normalbereichs, wie auch beim Versuch den physiologischen Verlauf der Mikulicz-Linie zu definieren, auf. So wiesen Lobenhoffer et al [172] 2014 eine Abweichung des mTFA von  $<-2^\circ$  als Varusabweichung und  $<0^\circ$  als Valgusabweichung aus. Moreland et al [216] gingen bei mTFA Werten von  $-1,5^\circ \pm 2^\circ$  von

einer physiologischen Bandbreite aus. Hsu et al [219] definierten eine vergleichbare Spanne von  $-1,2^{\circ} \pm 2,2^{\circ}$  als normal. Beim mTFA gibt es damit auch keinen eindeutigen Normalwert. Daraus folgt die Notwendigkeit, die Auslegung der Ergebnisse immer unter dem Gesichtspunkt der unterschiedlichen Normalbereichs-Definitionen zu vorzunehmen.

#### 4.2.5.3 Anatomische Beinachse

Die anatomische Beinachse hat einen normalen Achsenwinkel von  $5^{\circ}$  bis  $9^{\circ}$  [212] (Abbildung 14). Das Kollektiv ( $n=34$ ) war im Mittel mit einer Beinachse von  $5,39^{\circ} \pm 4,68^{\circ}$  ausgestattet. Auch bei der anatomischen Beinachse wies die Mehrheit der Teilnehmer mit  $61,76\%$  ( $n=21$ ) eine Abweichung vom Normalbereich auf.  $38,24\%$  ( $n=13$ ) der Patienten warteten mit einer physiologischen anatomischen Beinachse auf. Im Falle der anatomischen Beinachse zeigten sich ältere Patienten eher mit einem größeren Winkel, es lag eine mittelstarke Korrelation vor ( $p=0,0156$ ). Das Geschlecht war von keiner statistischen Bedeutung, weder bei den absolut gemessenen Winkeln noch bei den jeweiligen Abweichungen vom Normalbereich. Wie schon bei der mechanischen Tragachse und beim mTFA diskutiert, zeigte sich auch bei der anatomischen Beinachse bei verschiedenen Autoren Uneinigkeit darüber, welcher Winkelbereich als normal anatomische Beinachse gilt. Paley und Tetsworth [213] nannten 1992 den Bereich von  $5^{\circ}$  bis  $7^{\circ}$  als normwertige anatomische Beinachse. Chao et al [214] legten sich 1994 auf den absoluten Winkel von  $5,4^{\circ}$  fest. Im Jahr 2000 änderten Paley und Pfeil [311] die Definition der physiologischen anatomischen Beinachse auf  $7^{\circ} \pm 2^{\circ}$ . Galla und Lobenhoffer [116] folgten 2007 mit  $6^{\circ} \pm 1^{\circ}$ . Paley veröffentlichte 2012 wiederum seine Sicht auf die normale anatomische Beinachse mit  $7^{\circ} \pm 2^{\circ}$  und wiederholte damit seine Angaben aus dem Jahre 2000. Rucholtz und Wirtz [73] steuerten 2019 mit  $5^{\circ}$  bis  $7^{\circ}$  ihren Normwert der anatomischen Beinachse bei. Der in dieser Studie verwendete Normalbereich von  $5^{\circ}$  bis  $9^{\circ}$  bezieht sich auf die Vorgaben von Paley aus 2012 [212]. Bei der Auswertung und der daraus gezogenen Schlüsse, muss die Divergenz der existierenden Normalwert-Definitionen der anatomischen Beinachse berücksichtigt werden.

Für zukünftige Forschungen werden auch die von Maini et al [314] 2015 festgestellten ethnischen Unterschiede in der Achsenstellung der Beine eine wichtige Rolle spielen. Die Autoren verglichen die Beinachsen von erwachsenen indischen Männern mit denen chinesischer Männer. Zudem nahm Maini et al [314] verallgemeinert ausgedrückt weiße Männer mit in den Vergleich, ohne den Begriff der weißen Männer genauer zu differenzieren. Indische Männer warteten mit Beinachsen vermehrt im Varus auf. Der Aspekt der ethnischen Unterschiede wurde in dieser Studie nicht mit aufgegriffen.

## 4.2.6 Radiologische Ergebnisse

### 4.2.6.1 Posttraumatische Arthrose

Keine oder nur eine geringe Arthrose zeigten 24 (64,71%) Patienten mit einem Arthrosegrad von 0 oder 1 nach Kellgren und Lawrence, was knapp 2/3 des Gesamtkollektivs entspricht. Das andere Drittel lag im Bereich darüber. Bei 7 (20,58%) Studienteilnehmern wurde eine Gonarthrose Grad 2 diagnostiziert und bei weiteren 5 (14,71%) ein Grad 3. Die maximale Ausprägung einer Gonarthrose mit Grad 4 kam nicht vor.

Untersucht wurden mögliche Einflussfaktoren auf die die Entwicklung einer posttraumatischen Gonarthrose. In dieser Studie nahmen weder die Beinachsen noch die verwendeten Unterfütterungsmaterialien eine entscheidende Rolle bei der Entwicklung einer Arthrose nach einem Trauma ein. Signifikante Ergebnisse lagen jedoch beim Zusammenhang zwischen dem Alter und der Entwicklung einer Arthrose vor. Die Korrelationsanalysen ergaben, dass das Alter bei Untersuchung in Jahren und die Gesamtpunktzahl des Kellgren und Lawrence Scores mittelstark miteinander korreliert sind ( $p=0,0041$ ). Als einziger signifikanter Einflussfaktor zur Entwicklung einer Gonarthrose konnte in dieser Studie das Alter der Patienten eruiert werden, was sicher wiederum mit der gängigen Lehrmeinung zur altersabhängigen Entwicklung der Arthrose deckt [295].

Nach der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung [315] besteht eine relevante Gonarthrose zur Anerkennung als Berufskrankheit erst bei einem Kellgren und Lawrence Grad von 2, 3 oder 4. Überträgt man diese Kriterien auf die Definition einer klinisch relevanten Gonarthrose, so durften in dieser Studie 64,71% ( $n=24$ ) der Patienten ohne relevante Osteoarthritis bezeichnet werden. Folgerichtig litten 35,29% ( $n=12$ ) unter einer relevanten postoperativen Gonarthrose. Mit den Ergebnissen dieser Studie decken sich Decoster et al [316] mit ihrer 1988 gemachten Feststellung von 32% postoperativer Osteoarthritis nach einer Tibiakopffraktur. Jagdev et al [228] stellten 2018 den Zusammenhang zwischen der Schwere der Tibiakopffraktur und der Entwicklung einer Gonarthrose fest. Über alle Schweregrade hinweg ( $n=60$ ) diagnostizierten die Autoren bei 31,66% ( $n=19$ ) eine postoperative Gonarthrose. Rademakers et al [308] identifizierten 2007 bei vergleichbaren 31% eine sekundäre Osteoarthritis. Ähnliche Ergebnisse erarbeiten auch Parkkinen et al [235] 2014 mit einer radiologisch festgestellten Kniearthrose bei 28,77% der Probanden. Van Dreumel [296] lagen 2015 mit einer Arthroserate von 40,6% etwas höher, bei Manidakis et al [304] lag die Rate, festgestellt im Jahre 2010, bei 26,40% und damit deutlich niedriger.

In einer Übersichtsarbeit durch Literaturrecherche untersuchten 2009 Tanamas et al [317] den Zusammenhang von Achsenfehlstellungen der unteren Extremität und der Entwicklung und Progression einer Gonarthrose. Für die Beeinflussung der Entwicklung einer initialen Kniearthrose, durch eine entsprechende Konstellation der Beinachsen, fanden die Autoren nur

begrenzte Beweise. Für die Progression einer bestehenden Veränderung jedoch lieferte die untersuchte Literatur eindeutige Hinweise auf eine signifikante Abhängigkeit des Fortschreitens einer bereits bestehenden Osteoarthritis von der Achsenstellung der Beine. Unter anderem beziehen sich Tanamas et al [317] auf die Studie von Sharma et al [318] aus dem Jahre 2001. Darin äußerten sich die Autoren dahingehend, dass eine zunehmende Varusstellung des Kniegelenks zu einer vermehrten medialen Osteoarthritis führt. Analog verhält es sich mit der lateralen Gelenkfläche. Je größer die Valgusstellung des Beins, desto mehr laterale Gonarthrose tritt auf. Parkkinen et al [303] fanden 2018 zwischen der mechanischen Beinachse und der Entwicklung einer Gonarthrose wiederum keinen Zusammenhang. Auch Zhai et al [319], Hunter et al [320] und Brouwer et al [321] proklamierten die fehlende Assoziation einer Achsenfehlstellung mit dem Grad der Kniegelenksarthrose. Keine der genannten Studien konkretisierte Normwerte und pathologische Werte der Beinachsen. Damit wird die Vergleichbarkeit der einzelnen Studien sehr schwierig bis unmöglich.

Inwieweit verschiedene Knochenersatzstoffe die Entwicklung einer Gonarthrose beeinflussen, wurde in der gegenwärtigen Literatur bisher nicht konkret thematisiert. Untersuchungen zu kausalen Abhängigkeiten von Einflussfaktoren einer klinisch und radiologisch festgestellten initialen oder progredienten postoperativen Kniearthrose, bezogen sich bisher auf die Beinachsenstellung, die initiale Gelenkflächendepression und die postoperative Kongruenz der Gelenkflächen. Auch die verschiedenen Verletzungsmuster und der Schweregrad der stattgefundenen Tibiakopffraktur wurden im Hinblick auf eine postoperative Osteoarthritis untersucht.

Die Resultate dieser Studie zur Entwicklung einer sekundären Kniearthrose reihen sich insoweit in die einschlägige Literatur ein, dass das Alter einen signifikanten Einflussfaktor darstellt. Der in dieser Studie festgestellte fehlende Einfluss der Beinachsenstellung steht im Gegensatz zu etlichen vergleichbaren Studien [235,303,308,309,317,318]. Andererseits unterstützen anderen Autoren die These, die Beinachsen hätten keinen Einfluss auf die Ausprägung bzw. Entwicklung einer Gonarthrose [319,320,321]. Diese Gegensätzlichkeit zeigt die weiterhin bestehende Heterogenität der Forschungsergebnisse im Bereich der entscheidenden Faktoren zur Entwicklung einer Kniegelenksarthrose. Ob die unterschiedlichen Unterfütterungsmaterialien die Entwicklung einer Gonarthrose primär beeinflussen, blieb bisher in der Literatur ungeklärt. Es ist davon auszugehen, dass weiterhin die postoperativ erreichte Kongruenz der Gelenkfläche, der entstandene Knorpelschaden und die Stellung der Beinachsen Gegenstand weiterer Untersuchungen sein werden. Ergänzend wären aber Studien notwendig, bei denen der Knorpelschaden und damit die Grundvoraussetzung für die Entwicklung einer Arthrose, im Fokus steht. Dabei sollte geklärt werden, welche Faktoren die Erholung des Knorpels bzw. die weitere Degeneration beeinflussen. Entscheidend hierfür dürften die physiologischen und vor

allem die pathophysiologischen Vorgänge bei der sogenannten Ernährung des Gelenkknorpels sein, siehe dazu auch unter 1.4.1.

Offen bleibt insgesamt der Wert der in dieser Studie gemachten Feststellungen aufgrund der limitierenden Rahmenbedingungen. Hinsichtlich der Aussagekraft der Ergebnisse sollte zum einen die Gesamtgröße des Kollektivs und zum anderen die kleinen Gruppengröße, bezogen auf die Unterteilung der verwendeten Unterfütterungsmaterialien, bedacht werden.

#### 4.2.6.2 Knöcherne Integration des Unterfütterungsmaterials

Bei 26 von 34 Studienteilnehmern konnte die Integration des Unterfütterungsmaterials in den metaphysären Knochen des Tibiakopfs visuell anhand einer Röntgenaufnahme des Knies beurteilt werden. Bei 8 Teilnehmern kam eine reine Osteosynthese ohne Unterfütterung zur Anwendung. Wie unter 2.6.2 beschrieben und unter 4.1.6.2 diskutiert, barg das visuelle Befunden nach Felix Brüning genannt Wolter aus dem Jahre 2016 [227] qualitative Limitationen aufgrund der fehlenden Validierung der angewandten Beurteilungsmethode. Bei den verschiedenen Stadien der Resorption und Integration gab es bezüglich der verwendeten Knochenersatzmaterialien keine signifikanten Unterschiede bei der Häufigkeitsverteilung. Nichtsdestotrotz war es möglich das Einheilungsverhalten der verwendeten Knochenersatzstoffe und die Auswirkungen auf das klinische und radiologische Ergebnis zu prüfen und zu beschreiben. Die zur Unterfütterung eingesetzte Spongiosa (n=2) bildete sich zum Zeitpunkt der Anfertigung der Röntgenaufnahme des Kniegelenks zum einen als nicht mehr sichtbar und zum anderen auch als weiterhin scharf abgrenzbar ab. Inwieweit hier die Zeit zwischen Operation und Röntgenaufnahme eine Rolle spielte, wurde nicht überprüft. Bei autogenem spongiösem oder corticospongiösem Material spricht die gängige Literatur unisono von einem vollständigen Integrationsprozess, wenn auch zeitlich nicht immer genau definiert. Roberts und Rosenbaum [275] beschrieben 2012 anschaulich den Einheilungsprozess von eingebrachtem autogenem Material und gehen dabei von einer vollständigen Resorption bzw. von einem vollständigen Umbauprozess aus, wenn auch, bei corticospongiösem Material, über Jahre hinweg. Wang und Yeung [159] schlossen sich 2017 dieser Erkenntnis an, wobei sie den vollständigen Integrationsprozess bei reiner Spongiosa auf 6 bis 12 Monate eingrenzten. Bei Spongiosa mit Corticalisanteil blieben die Autoren wiederum vage mit der Aussage, der Prozess des Ein- und Umbaus könnte Jahre dauern, abhängig von der Größe des Transplantats und dem Ort der Implantation. Hofmann et al [242] verglichen 2019 autogenes Material vom Beckenkamm mit Hydroxylapatit und Kalziumsulfatzement. Die Resorption des autogenen Unterfütterungsmaterials war nach 26 Wochen bei 70% der damit versorgten Patienten nicht vollständig abgelaufen. Russell et al [145] stellten 2008 einen Vergleich von autogenem Unterfütterungsmaterial mit Kalziumphosphatzement an. Dabei äußerten sie sich zur knöchernen Integration dahingehend, dass weder der autogene Knochen noch der Zement

nach einem Jahr komplett resorbiert waren. Zunehmende Resorptionszeichen wurden auf im Verlauf angefertigten Röntgenaufnahmen festgestellt, jedoch quantifizierten und qualifizierten die Autoren diese Feststellungen nicht näher. So sprachen sie von der ausbleibenden vollständigen Integration bei den meisten der behandelten Frakturen ohne eine genaue Anzahl anzugeben.

Aufgrund der äußerst kleinen Gruppe von 2 Patienten mit Spongiosa als Unterfütterungsmaterial und der nicht mit in Betracht gezogenen möglichen Unterschiede in der Zeitperiode von der Operation bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, kann das initial gegensätzlich imponierende Ergebnis bei der knöchernen Integration von eingebrachter Spongiosa nicht abschließend bewertet werden.

Die zweitgrößte Gruppe war die mit Composite Graft als Knochenersatzstoff (n=4). Dreimal blieb das Material deutlich sichtbar mit flauer Abgrenzung zum Ersatzlager bestehen. Bei einem Patienten war das Composite Material soweit resorbiert, dass nur noch eine leichte Wolke sichtbar war. In dieser Studie war Composite Graft als eine Mischung aus Hydroxylapatit oder  $\beta$ -TCP mit autogener Spongiosa definiert. Sohn und Oh [99] hielten 2019 fest, dass der Umbauprozess des in einen Knochendefekt einsetzten Materials hauptsächlich von der biologischen Abbaubarkeit des keramischen Anteils abhängt. Weiter führten sie an, dass ein zu hoher Anteil von Keramik den Integrationsprozess behindern kann. Einen Literaturvergleich schwierig macht die Tatsache, dass der Begriff Composite für viele Kombinationen von Materialien verwendet wird. So kann einerseits keramische Grundsubstanz mit autogener Spongiosa vermischt sein und andererseits entstehen Composite durch die Kombination mehrerer industriell hergestellter Ingredienzien. Die Ergebnisse sind wegen der zu kleinen Gruppengröße (n=4), vergleichbar mit der Gruppe der mit Spongiosa unterfütterten Knochendefekte (n=2), statistisch nicht belastbar. Es drohen statistische Verzerrungen und eine damit einhergehende eingeschränkte Aussagekraft.

Die größte Gruppe (n=20) war diejenige, bei der als Unterfütterung der Depression der Gelenkfläche der Tibia TCP oder Hydroxylapatit zum Einsatz kam. Die beiden keramischen Substanzen wurden zu einer Gruppe zusammengefasst, siehe dazu auch unter 1.3.3.

Von den 20 versorgten Knochendefekten waren TCP bzw. Hydroxylapatit bei einem Patienten auf den Röntgenaufnahmen nicht mehr sichtbar, bei 3 Patienten als leichte Wolke erkennbar, bei 9 weiteren deutlich sichtbar mit flauer Abgrenzung zum umgebenden Knochengewebe und schließlich bei 7 Patienten weiterhin scharf abgrenzbar zu identifizieren. Die Heterogenität der erhobenen Befunde hat wohl mehrere Gründe. Auf der einen Seite steht die bereits angesprochene fehlende Korrelation des Grads der Integration des Unterfütterungsmaterials mit der vergangenen Zeit zwischen Operation und Anfertigung der Röntgenaufnahme einer belastbaren Aussagekraft des Integrationsgrads im Weg. Auf der anderen Seite schränkt die reine visuelle Beschreibung des Befunds von einem einzelnen Betrachter, abhängig auch von

dessen Expertise, die statistische Auswertung stark ein. Hinzu kommt die jeweils kleine Teilnehmerzahl der unterschiedlichen Gruppen an Unterfütterungsmaterial. Problematisch erscheint auch die Zusammenfassung von TCP und Hydroxylapatit zu einer gemeinsamen Gruppe, denn obwohl beide Substanzen nahe verwandt sind, unterscheiden sie sich hinsichtlich der Löslichkeit doch erheblich. Dieser Umstand schlägt sich natürlich auch im physiologischen und zeitlichen Ablauf des Integrationsprozesses nach Einbringung in einem Knochendefekt nieder.

So sprachen Shen et al [322] 2009 bei der Verwendung von  $\beta$ -Tricalciumphosphat ( $\beta$ -TCP) von einer Resorption des Materials bei der Mehrheit der behandelten Patienten nach durchschnittlich 10 Monaten. Quantifiziert wurden die Angaben zur Resorption nicht. Die Autoren gaben lediglich an, die Dichte von  $\beta$ -TCP sank im Verlauf des Follow-Up, was der stattfindenden Osteoneogenese bei entsprechend Biokompatibilität entsprechen sollte.

Rolvien et al [229] zeigten 2017 bei 52 operierten und mit  $\beta$ -TCP versorgten Patienten auf, dass keine vollständige Resorption stattfand. Reste des eingebrachten  $\beta$ -TCP waren auch nach durchschnittlich 36 Monaten (14 bis 64 Monate Follow-Up) noch zu sehen.

Rentsch et al [95] schrieben 2012 über Hydroxylapatit, dass es fast nicht umgebaut wird, nur die Ränder werden integriert. TCP stuften die Autoren als besser resorbierbar ein, wiesen aber auf die kaum mögliche Vorhersage der dafür benötigten Zeitdauer hin.

Keating et al [291] nutzten 2003 Kalziumphosphatzement zur Wiederherstellung der Tibiakopf-Gelenkfläche. Die Resorption war bei 8 von 44 der operierten Patienten nach einem Jahr vollständig vollzogen. Bei den übrigen war der Zement mit geringen Anzeichen einer Resorption weiterhin gut zu sehen. Die Gründe für die gravierend unterschiedliche Resorption wurden nicht genannt.

Oh et al [323] untersuchten 2017 die Augmentation von Tibiakopffrakturen mit injizierbarem Kalziumphosphatzement (chronOS Inject). Die Autoren stellten eine Resorption von 64% des Zements nach 12 Monaten fest. Die Evaluierung der Integration in den metaphysären Knochen nahmen die Autoren anhand angefertigter konventioneller Röntgenaufnahmen vor, ohne dabei auf die genaue Methode der Quantifizierung einzugehen.

Öztürkmen et al [293] schilderten 2010 bei der Verwendung von Kalziumphosphatzement bei 89,3% (n=25 von 28) der Patienten eine vollständige Resorption nach 12 Monaten. Auf den Integrationsgrad des eingesetzten Zements bei den anderen 3 Patienten gehen die Autoren nicht näher ein. Zur Methodik der Bestimmung des Resorptionsgrads äußerten sich Öztürkmen et al [293] nicht.

Auch Yin et al [324] beschrieben 2012 eine vollständige Resorption von Kalziumphosphatzement nach 9 bis 12 Monaten postoperativ. An welchen Kriterien diese Feststellung gekoppelt war, erwähnten die Autoren nicht.

In der gängigen Literatur zu Knochenersatzmaterialien spiegelt sich insgesamt die Vielseitigkeit der postulierten Erkenntnisse zur knöchernen Integration wider. Das betrifft, neben den Materialien die in dieser Studie verwendet wurden, auch weitere in der Unfallchirurgie und Orthopädie genutzten Unterfütterungsmaterialien.

Bei Bansal et al [294] kam 2009 xenogenes Knochengranulat von Rindern zum Einsatz, dessen Integration nach durchschnittlich 5 Monaten zu 95% stattfand. Auch in dieser Untersuchung blieb die Mess- bzw. Evaluierungsmethode unklar. Lasanianos et al [325] beschäftigten sich 2008 mit gefriergetrockneten allogenen Spongiosa-Transplantaten, die nach 8 bis 12 Wochen vollständig eingearbeitet waren. Nicht beschrieben war auch hier die Art und Weise, wie die Autoren zu Ihrer Einschätzung bezüglich der Resorption kamen. Heikillä et al [292] konnten 2011 veröffentlichen, dass bioaktives Glas als Füllstoff für Knochendefekte nach 3 Monaten zu inkorporieren begann. Man deutete das Verschwinden der scharfen Abgrenzung des Granulats als Integration in den metaphysären Knochen. Nach 12 Monaten war dieser Vorgang weiter vorangeschritten. Ein Urteil über den genauen Grad der Resorption blieben die Autoren aber schuldig.

Ein deckungsgleiches Ergebnis lieferte der literaturwissenschaftliche Abgleich des in dieser Studie festgestellten fehlenden Zusammenhangs zwischen der knöchernen Integration der verwendeten Unterfütterungsmaterialien und dem funktionellen Ergebnis. Die durch Goff et al [76] 2013 recherchierten 19 Studien mit Themenrelevanz bezüglich Unterfütterungsmaterialien brachten, wie in der vorliegenden Studie auch, keine Korrelation zwischen dem Grad der Inkorporation des Knochenersatzmaterials und dem funktionellen Outcome hervor. Die Achsenstellung der Beine und auch die klinischen Ergebnisse (siehe 3.2) blieben vom jeweils verwendeten Füllstoff bei Knochendefekten unberührt. Mangels vergleichbarer wissenschaftlicher Auseinandersetzungen hinsichtlich des Einflusses von verschiedenen Unterfütterungsmaterialien zum einen auf die Beinachsenstellung und zum anderen auf klinische Untersuchungsergebnisse, konnte keine Einordnung der Erkenntnisse in einen literarischen Kontext erfolgen.

#### 4.2.6.3 Nachsinterung des lateralen Tibiakopfplateaus

Bei keinem der 34 Teilnehmer konnte eine erneute postoperative Depression des Tibiaplateaus >2 mm festgestellt werden. Somit lässt sich festhalten, dass bei allen Patienten eine ausreichend kongruente Gelenkfläche wieder hergestellt wurde. Dieses Ergebnis muss damit als hervorragendes operatives Ergebnis gewertet werden. Andere Autoren berichteten von verschieden stark ausgeprägten sekundären Sinterungen der Gelenkflächen. Nur wenige Studien beschrieben keine Nachsinterung der Gelenkflächen. Nachfolgende Tabelle gibt dazu einen Überblick.

Tabelle 23: Übersicht der Literatur-Quellen bezüglich einer sekundären Gelenkflächendepression

	Nachsinterung	Schwelle in mm	Fallzahl	Unterfütterungsmaterial
Bucholz et al [241], 1989	5,0%	undefiniert	20 20	Hydroxylapatit Autogener Knochen
Itokazu et al [326], 1996	5,9%	>3 mm	17	Hydroxylapatit
Lobenhoffer et al [143], 2002	7,7%	undefiniert	26	Kalziumphosphatzement
Horstmann et al [301], 2003	7,1%	6 mm	14	Kalziumphosphatzement
Keating et al [291], 2003	2,0%	>3 mm	49	Kalziumphosphatzement
Simpson et al [327], 2004	7,7%	3 mm	13 13	Kalziumphosphatzement Autogener Knochen
Watson [328], 2004	40%	undefiniert	5	Kalziumphosphat
Larsson et al [141], 2004	8,3%	1,4 mm 3,9 mm	12 12	Kalziumphosphatzement Autogener Knochen
Lasanianos et al [325], 2008	4,3%	>4 mm	23	Allogener Knochen
Newman et al [329], 2008	9,8%	4,1 mm	41	Allogener Knochen
Yu et al [330], 2009	7,1%	2 mm	31	Kalziumsulfat
Shen et al [322], 2009	0,0%	undefiniert	130	β-TCP
Öztürkmen et al [293], 2010	7,0%	6,5 mm	28	Kalziumphosphatzement
Veitch et al [331], 2010	16,7%	>5 mm	5	Allogener Knochen
Yin et al [324], 2012	0,0%	undefiniert	42	Kalziumphosphatzement

Goff et al [76] fassten 2013 die zur Verfügung gestandene Literatur dahingehend zusammen, dass der Schwellenwert, ab dem eine Sinterung als sekundärer Gelenkflächeneinbruch gewertet wurde, bei größer 2 mm lag. Die Autoren wiesen in ihrer Übersichtsarbeit ausdrücklich darauf hin, dass das Zustandekommen der Beurteilungen der jeweiligen Gelenkflächenkongruenz auf unterschiedlichen Methoden basierte. Dieser Hinweis auf die Varianz der Erhebungsmethoden stellt auch die wesentliche Limitation in der Aussagekraft der genannten Literatur dar. Kontrovers wird weiterhin der Schwellenwert diskutiert, ab dessen Überschreitung eine relevante Inkongruenz des Tibiakopfplateaus vorliegt. Als gemeinsamer Nenner kristallisierte sich die Grenze bei 2 mm heraus [76,228,229], wobei bis heute keine Einigkeit darüber besteht, welche diagnostische Methode zur Evaluierung der Gelenkflächendepression die richtige Wahl ist [283]. Die eigenen Ergebnisse, festgestellt mittels konventioneller Röntgenaufnahme des Knies und mit durchgehend stabil gebliebenen Gelenkflächen, lassen sich nur insoweit beurteilen, dass kein größerer Gelenkflächenkollaps festgestellt wurde. Eine Aussage hinsichtlich des Einflusses einer sekundären Sinterung auf das funktionelle Ergebnis konnte aufgrund des Fehlens eben dieser nicht getroffen werden. Die verschiedenen Unterfütterungsmaterialien oder auch die reine Osteosynthese ohne Einsatz eines Knochenersatzmaterials hatten keine signifikante Bedeutung bei der Ausprägung einer postoperativen Gelenkflächendepression. In Ermangelung geeigneter Diagnostik, siehe auch unter 4.1.6.3, und aufgrund der fehlenden Definition einer relevanten Gelenkflächendepression, zeigt sich eine Wertung der erhobenen Befunde als recht beschwerlich. Der Wiederherstellung der Gelenkfläche wird seitens der gängigen Literatur jedoch eine entscheidende Rolle zugesprochen. Eine Übersichtsarbeit dazu lieferte 2010 Giannoudis et al [283]. Darin stellten die Autoren klar, dass es nicht nur eine Art von Depression einer Gelenkfläche gibt. Die verschiedenen Anteile eines Gelenks zeigten unterschiedlich tolerable Belastungsfähigkeiten bevor es zur Entwicklung einer initialen oder zu einem Fortschreiten einer vorbestehenden Arthrose kam. Zusammenfassend bezeichnen Giannoudis et al [283] das Tibiaplateau als recht tolerant gegenüber residualen Gelenkstufen. Erst das Zusammenspiel von weiteren Risikofaktoren zur Entwicklung einer Gonarthrose wie Instabilität des Kniegelenks, Meniskusläsionen, insbesondere degenerative Veränderungen der Menisci, und die Beinachsenstellung vervollständigen das Portfolio zur Beeinflussung der sekundären Osteoarthritis. Parkkinen et al [303] vermeldeten 2018, dass die initiale Gelenkflächendepression eine Vorhersagekraft für Entwicklung sekundären Osteoarthritis mit sich bringt. Den sogenannten Cut-off sahen die Autoren bei >3,4 mm. Verbleibt postoperativ eine Gelenkstufe oder eine Eindellung der Gelenkfläche >2 mm, so führt dies zu vermehrten Schmerzen, was insgesamt schlechtere WOMAC Ergebnisse ergibt. Der Lysholm-Score [177,178] blieb bei Parkkinen et al [303] jedoch unbeeinflusst. Singleton et al [282] erklärten 2017, dass eine Depression der Gelenkflächen <2,5 mm zu signifikant weniger Verlust des

passiven ROM und zu einem besseren klinischen Outcome führt. Ong et al [299] verglichen 2012 Hydroxylapatit mit biologischem Knochenmaterial (autogen und allogenen). Bezüglich einer erneuten Senkung des Tibiaplateaus manifestierte sich zwischen den Materialien kein Unterschied. Berkes et al [332] examinierten 2014 insgesamt 77 nach Schatzker II eingeteilte Tibiakopffrakturen. Versorgt wurden die Knieverletzungen mit allogenem Unterfütterungsmaterial (n=48) und dem sogenannten Plexur P (n=29), wobei Plexur P ein Verbundwerkstoff (Composite) zusammengesetzt aus allogenen kortikalen Fasern, extrazellulären Matrixproteinen und suspendierten Kalzium-, Phosphat- und Spurenelementen war. Die vorhandene Porosität verlieh Plexur P die Funktion eines resorbierbaren Knochengerüsts zum Einsatz in Knochendefekten. Weder beim klassischen allogenen Ersatzmaterial noch bei Plexur P konnte ein sekundäres Absinken der Gelenkfläche >2 mm beobachtet werden. Russell et al [145] untersuchten 2008 insgesamt 119 Patienten mit Tibiakopffrakturen vom Typ Schatzker I bis VI. Dabei fiel eine höhere Rate (p=0,009) an erneuten Senkungen des Tibiaplateaus  $\geq 2$  mm bei autogenem Knochenmaterial im Vergleich mit Kalziumphosphatzement (alpha-BSM) auf. Dagegen steht die Studie von Hofmann et al [242] aus 2019. Zwischen autogenem Material vom Becken und einem Gemisch aus Hydroxylapatit und Kalziumsulfatzement (Cerament Bone Void Filler, CBVF) ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (p=0,9144) bei der Betrachtung der postoperativen Senkungen der Gelenkfläche der Tibia. Einschränkend muss erwähnt werden, dass die versorgten Frakturen der Tibia vom Typ Schatzker II und III waren. Bansal et al [294] prüften 2009 die Ergebnisse bei älteren Patienten mit einem Durchschnittsalter von 74 Jahren bei der Verwendung von xenogenem Knochengranulat von Rindern (Tutoplast). Die radiologische Auswertung ergab im Mittel eine postoperative Gelenkflächensinterung von 4 mm.

Die Heterogenität der Studienergebnisse bezüglich der Korrelation von bestimmten Unterfütterungsmaterialien und einer Nachsinterung der Gelenkfläche im Verlauf der Rekonvaleszenz zeigen besonders zwei miteinander gut vergleichbare Studien. Auf der einen Seite berichteten Shen et al [322] 2009 von 130 Patienten ohne jeglichen sekundären Gelenkflächenkollaps unter der Verwendung von  $\beta$ -TCP zur Restoration der Gelenkflächen bei Tibiakopffrakturen des Typs Schatzker II, V und VI. Auf der anderen Seite veröffentlichten Rolvien et al [229] 2017 eine Rate von 17% (n=9) sekundärer Gelenkflächenabsenkung >2 mm bei einem Kollektiv von insgesamt 52 Patienten die ebenfalls mit  $\beta$ -TCP behandelt wurden. Die erhobenen Studienparameter wie Alter, Geschlechterverteilung und Beobachtungszeitraum waren vergleichbar. Daher beschreiben diese doch erheblich differierenden Ergebnisse exemplarisch das Dilemma der Forschung bezüglich der Versorgung von Tibiakopffrakturen. Insbesondere die mit dieser Verletzung meist einhergehende Gelenkflächendepression mit ihrer konsekutiv notwendigen Wiederaufrichtung der Gelenkfläche und deren Unterfütterung mit

diversen körpereigenen oder körperfremden Materialien birgt weiterhin viel Forschungspotenzial für die Wissenschaft.

## 5 Zusammenfassung

Das Ziel des geplanten Forschungsvorhabens war es, signifikante Unterschiede beim radiologischen, klinischen und funktionellen Ergebnis je nach Art der Unterfütterung bei der operativen Versorgung eines lateralen Tibiakopf Impressionsspaltbruchs zu identifizieren. Aktuell stehen verschiedene Materialien und Methoden zur Unterfütterung der Impressionszone zur Verfügung, wobei in der einschlägigen Literatur bisher keinem Prozedere eine höhere oder niedrigere Priorität zugeordnet wurde. Teilnehmer der Studie waren 34 Patientinnen und Patienten des RoMed Klinikums Rosenheim (Kliniken der Stadt und des Landkreises Rosenheim GmbH) die von 01/2012 bis 12/2017 an einem Impressionsspaltbruch des lateralen Tibiakopfs operiert wurden. Neben einer klinischen Kniegelenksuntersuchung absolvierte der Patient auch eine instrumentelle kinematische Ganganalyse im hauseigenen Bewegungslabor. Die Teilnehmer der Studie mussten zudem Selbsteinschätzungsfragebögen nach WOMAC 3.1, Lysholm und Tegner eigenständig ausfüllen. Die Befundung von konventionellen Röntgenaufnahmen des Knies ermöglichte die Ausmessung der mechanischen Beinachse (Mikulicz-Linie), der anatomischen Beinachse und des tibio-femorale Winkels (mTFA) sowie die Beurteilung der arthritischen Veränderungen und die Überprüfung der postoperativen Kongruenz der Gelenkfläche der Tibia.

Das Alter der Patienten lag im Mittel bei  $59,11 \pm 13,54$  Jahren. Frauen waren im Schnitt  $60,19 \pm 13,90$  und die Männer  $56,85 \pm 13,10$  Jahre alt. Der Unterschied war nicht signifikant ( $p=0,5102$ ). Der Zeitraum zwischen Operation und Nachuntersuchung umfasste durchschnittlich  $3,48 \pm 1,45$  Jahre (Min. 1,13 und Max 6,22 Jahre). Zwischen den Geschlechtern gab es keine signifikanten Unterschiede ( $p=0,4420$ ).

Zur Unterscheidung der eingesetzten Unterfütterungsmaterialien wurden 4 Gruppen gebildet. Die Gruppe Composite Graft bestand aus 4 Patienten, Spongiosa aus 2 und TCP/Hydroxylapatit aus 20 Teilnehmern der Studie. 8 weitere Patienten gehörten der Gruppe an, die ohne Unterfütterung rein osteosynthetisch versorgt wurde. Geschlechterspezifisch und auch altersspezifisch gab es keine Häufigkeitsunterschiede bei der Verwendung der Knochenersatzmaterialien.

Bei den Ergebnissen der klinischen Kniegelenksuntersuchung gab es keine statistische Beeinflussung durch die eingesetzten Unterfütterungsmaterialien bzw. die reine Osteosynthese. An dieser Stelle gilt es noch die Korrelation zwischen dem Grad der Arthrose und der damit einhergehenden Einschränkung der Beugefähigkeit des Kniegelenks hervorzuheben ( $p=0,0006$ ). Statistisch signifikant zeigte sich auch die Korrelation der visuell diagnostizierten Genu valga mit den gemessenen Beinachsen (jeweils  $p < 0,0001$ ).

Beim funktionellen Ergebnis boten die Patienten insgesamt ein gutes Bild mit einem mittleren Lysholm-Score [177,178] von  $77,82 \pm 17,43$ . 47,06% der Teilnehmer schnitten mit ausgezeichnet und gut ab, weitere 26,47% mit ausreichend und die restlichen 26,47% mit einem

schlechten Resultat. Der WOMAC 3.1-Score [175,176] ergab im Mittel  $11,53 \pm 12,35$  Punkte, was ebenso einem guten Resultat entspricht. Die Aktivität schränkte sich im Mittel um  $0,85 \pm 0,82$  Stufen ein, erhoben anhand des Tegner-Scores [179,180]. Die Verlässlichkeit der Bewertungsverfahren zeigte sich, analog der literaturwissenschaftlichen Validierung, auch in dieser Studie durch die jeweils starke Korrelation der Bewertungsbögen untereinander. Ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Ausprägung des funktionellen Ergebnisses, gemessen durch die entsprechenden Selbsteinschätzungsfragebögen (Lysholm-Score [177,178], WOMAC 3.1.-Score [175,176] und Tegner-Score [179,180]) und den eingesetzten Unterfütterungsmaterialien zur Auffüllung des metaphysären Knochendefekts nach stattgehabter lateraler Tibiakopffraktur, konnte in dieser Studie nicht gefunden werden. Eine klare Erkenntnis dieser Studie liefert die statistisch signifikante Beziehung zwischen dem diagnostizierten Arthrosegrad nach Kellgren und Lawrence und den funktionellen Ergebnissen. Je stärker die Arthrose beurteilt wurde, umso stärker waren die Beschwerden und Schmerzen und umso geringer fiel das Aktivitätsniveau aus. Statistisch signifikant im Wechselverhältnis standen das zunehmende Alter des Patienten und ein vermindertes präoperatives Aktivitätslevel. Die Differenz zum postoperativen Aktivitätsniveau wurde jedoch nicht vom Alter beeinflusst.

Die kinematische Ganganalyse brachte im Mittel einen Range of Motion (ROM) im Kniegelenk von  $56,35^\circ \pm 7,04^\circ$  hervor, was im literarischen Kontext gute Ergebnisse widerspiegelt. Auch der beim Gang genutzte ROM war von den eingesetzten Unterfütterungsmaterialien nicht beeinflusst. Beim instrumentell mittels Ganganalyse gemessenen Bewegungsumfang des Knies spielte der Grad der Arthrose eine erhebliche, statistisch signifikante Rolle. Je stärker die Arthrose war, desto kleiner stellte sich der ROM dar ( $p=0,0003$ ). Auch höheres Alter schränkte den ROM zunehmend ein ( $p=0,0008$ ). Die Konstellation aller gemessenen Beinachsen beeinflusste den ROM statistisch signifikant, wohingegen das funktionelle Ergebnis vom ROM wiederum nicht abhing.

Die Ausprägung der Achsen der unteren Extremität befand sich mehrheitlich im pathologischen Bereich. Bei der mechanischen Tragachse lagen 70,60% der Patienten außerhalb des Normbereichs, beim mTFA 73,53% und bei der anatomischen Beinachse boten 55,56% der Patienten eine Abweichung vom physiologischen Bereich. Die Geschlechterverteilung bei der Beinachsenstellung lieferte keine Häufigkeitsunterschiede. Mit dem Alter der Patienten korrelierte nur die anatomische Beinachse mittelstark ( $p=0,0156$ ), bei den beiden anderen Messvarianten der Beinachsen lag kein Zusammenhang vor. Auf die Entwicklung einer sekundären Gonarthrose hatten die Beinachsen in dieser Studie keinen Einfluss, wie auch auf das funktionelle Ergebnis, dokumentiert durch die Patienten selbst anhand Lysholm-, WOMAC 3.1- und Tegner-Score. Bei der manuellen Messung der passiven Beweglichkeit im Kniegelenk durch ein Goniometer ergab sich eine signifikante Korrelation des Ausmaßes der

Beinachsenabweichung mit der Streckfähigkeit im Kniegelenk. Bei zunehmender Abweichung der Beinachse von der Norm war die Streckfähigkeit weiter eingeschränkt. Die Beinachsenvermessung deckte sich bei allen Messvarianten mit einem visuell diagnostizierten Genu valgum ( $p < 0,0001$ ).

Eine relevante posttraumatische Gonarthrose boten 35,29% ( $n=12$ ) der Patienten mit einem Grad 2 oder höher nach Kellgren und Lawrence. Bei 64,71% ( $n=24$ ) der Studienteilnehmer konnte eine geringfügige Kniegelenksarthrose (Grad 0 und 1) dokumentiert werden. Die Rate und Ausprägung der sekundären Gonarthrose konnten literaturwissenschaftlich als gute Resultate eingeordnet werden. Die Ausprägung der Arthrose war nicht geschlechterspezifisch, jedoch vom Alter des Patienten abhängig ( $p=0,0041$ ). Die verschiedenen Unterfütterungsmaterialien veränderten das initiale Entstehen und den Verlauf einer Kniegelenksarthrose statistisch nicht entscheidend. Der wesentliche Faktor für das postoperative funktionelle Erleben der Kniefunktion war, wie zuvor schon beschrieben, die Ausprägung der Arthrose.

Die Integration des eingebrachten Füllstoffs in den metaphysären Defekt des Tibiakopfs konnte nur visuell beschrieben werden. Ein validiertes Bewertungssystem hierzu existiert noch nicht. Eine rein radiologische Beurteilung scheiterte bisher [227], deshalb sprachen sich unterschiedliche Autoren dafür aus, die Integration von Eigen- oder Fremdmaterial histologisch zu erfassen [274,275,276]. Das in dieser Studie festgehaltene heterogene Bild des Einheilungsverhaltens in den Knochen beschreibt auch die gängige Wissenschaft, wobei die Gründe dafür weiterhin nicht abschließend geklärt sind. Der Grad der Resorption spielte weder für die Ausprägung der Beinachsen oder die Entwicklung einer sekundären Osteoarthritis eine signifikante Rolle noch für das funktionelle Ergebnis. Gleiches galt für die klinische Untersuchung des Kniegelenks.

Eine sekundäre Sinterung der betroffenen lateralen Gelenkfläche konnte in dieser Studie nicht beobachtet werden. Diese Feststellung kann als hervorragendes postoperatives Ergebnis gewertet werden. Ein erneutes Absinken des Tibiaplateaus gilt als ein entscheidendes negatives Kriterium bei der Entwicklung einer sekundären Gonarthrose [283]. Insgesamt liefert die Literatur ein inhomogenes Bild bei der Betrachtung des Risikos einer erneuten Gelenkflächendepression nach lateraler Tibiakopffraktur unter der Verwendung von diversen Knochenersatzstoffen [76]. Problematisch zeigte sich die Methode zur Diagnostik einer möglichen Nachsinterung durch Befundung ausschließlich eines konventionellen Röntgenbilds des Knies [278]. Unterschiedliche Autoren sprachen sich für eine postoperative Computertomographie oder die Anfertigung einer Kernspintomographie des Knies aus, um differenzierte und belastbare Aussagen bezüglich der Kongruenz der Kniegelenksfläche treffen zu können [74,77,279,281,282,283].

Die limitierenden Faktoren dieser Studie sind das relativ kleine Gesamtkollektiv, die zu kleinen Gruppengrößen der Unterfütterungsmaterialien, die nicht standardisierten Normbereiche der Beinachsenstellungen und die unzureichenden diagnostischen Methoden zur Überprüfung der postoperativen Kongruenz der Kniegelenksflächen. Die Gruppengrößen sind zu klein um statistische Verzerrungen weitgehend ausschließen zu können. Dadurch besteht die latente Gefahr von Fehlinterpretationen der Ergebnisse. Insgesamt zeigte sich jedoch, dass die verwendeten Unterfütterungsmaterialien keine entscheidende Rolle beim Ergebnis in der Gesamtbetrachtung einnehmen.

## 6 Schlussfolgerung

Die laterale Tibiakopffraktur stellt auch heute noch eine herausfordernde Verletzung dar. Die Vielfältigkeit der Unfallmechanismen auf der einen und die Komplexität der Verletzungsmuster auf der anderen Seite sorgen für einen breiten Fächer an hauptsächlich operativen Therapieansätzen. Gleichzeitig zeigt sich die Datenlage zur Evaluierung der Schlüsselfaktoren für das Erreichen eines optimalen Behandlungsergebnisses als weiterhin inhomogen. Der in dieser Studie postulierte fehlende Zusammenhang der Unterfütterungsmaterialien mit unterschiedlichen postoperativen Zielparametern, muss an dieser Stelle wissenschaftlicher Ansporn sein, in diese Richtung weiter zu forschen. Bis heute gibt es neben der autogenen Spongiosa kein präferiertes Knochenersatzmaterial, das die Anforderungen an einen adäquaten Knochenersatz allumfassend erfüllt.

Das Geschlecht, das Alter, das Körpergewicht und viele andere Parameter wurden als Einflussfaktoren auf postoperative Ergebnisse vielfältig untersucht. Chronische Begleiterkrankungen fanden dagegen bisher bei Untersuchungen zum bestmöglichen Knochenersatzmaterial kaum Beachtung, zumindest nicht in der gebotenen Systematik. Zukünftig muss eine Diabetes mellitus Erkrankung mit einhergehender Mikroangiopathie, eine Hyperurikämie oder auch eine Hypercholesterinämie mit in die Forschungen zu Knochenfüllstoffen einbezogen werden. Resorptionsvorgänge und damit das Einheilen eines Transplantats, werden hauptsächlich durch den Prozess der Revaskularisierung bestimmt [153,333]. Diese wiederum hängt von den oben genannten Begleiterkrankungen bekanntermaßen ab. Die Integration von Unterfütterungsmaterialien in den metaphysären Knochen ist grundsätzlich entscheidend für die subchondrale Ernährung des Gelenkknorpels [149], davon hängt wiederum das Entstehen oder der Progress einer Gonarthrose ab. Der Grad der Arthrose ist letztendlich ein bekannter und entscheidender Faktor für konsekutive Kniebeschwerden und somit für die Kniefunktion.

Es mangelt weiterhin an einer ausreichenden Vergleichbarkeit der Messmethodik, die aber den wissenschaftlichen Fortschritt maßgeblich erst ermöglicht. Ein Plädoyer zur Standardisierung der Messmethoden der Winkel und Achsen der unteren Extremität stammt von Derek et al [334] aus dem Jahre 2007. Die Aufforderung der Autoren zur Vereinheitlichung der diagnostischen Prinzipien sollte umgesetzt werden, denn nur so wird eine grundlegende Vergleichbarkeit Realität. Moderne digitale Möglichkeiten zur Auswertung bildgebender Verfahren müssen zügig als Standard etabliert werden. Software gestützte Analysen von Röntgenbildern, Computertomographien oder Kernspintomographien sind der menschlichen Bewertung gegenüber eindeutig überlegen [335], dies gilt zumindest jetzt schon für Messungen von Winkeln und Achsen der unteren Extremität. Ein gutes Beispiel einheitlicher Verfahren sind die Selbsteinschätzungsfragebögen nach Lysholm-, WOMAC 3.1- und Tegner. Mehrfach validiert und in unterschiedlichste Sprachen übersetzt, dienen die Fragebögen zur wertvollen Analyse

des funktionellen Outcomes. Gewarnt werden muss aber auch hier vor der Vielzahl der heute insgesamt verfügbaren Bewertungssysteme (Scores). Eine Vereinheitlichung oder zumindest eine konkretere Indikationsstellung zum Einsatzgebiet und -zweck der einzelnen Scores wäre ein großer Vorteil für die Vergleichbarkeit von Studienergebnissen.

Vermeehrt bedarf es auch Anstrengungen zusätzlicher rehabilitativer Maßnahmen nach erfolgter Operation nach einer stattgehabten Tibiakopffraktur. In dieser Studie erhielt jeder Teilnehmer sein klinisches, funktionelles und radiologisches postoperatives Ergebnis nach lateraler Tibiakopffraktur. Gerade die Resultate der funktionellen Ganganalyse stellten sich als äußerst praxis- und alltagsrelevant dar. Für die Verlaufsbeurteilung der Rekonvaleszenz eignet sich die kinematische Ganganalyse besonders [336,337,338,339]. Bei pathologischen Gesamtergebnissen lassen sich gezielt rehabilitative Maßnahmen, auch noch Jahre nach der Operation, ableiten. Dazu zählt gezieltes Gehtraining, Muskelaufbau oder in Einzelfällen auch eine Indikationsstellung zur operativen Korrektur von Achsfehlstellungen. Damit lässt sich das postoperative Risiko für Früharthrose, Arthroseprogress, Schmerz, Sporteinschränkung, Bewegungseinschränkung, eine Minderung der Erwerbsfähigkeit oder gar eine Berufsunfähigkeit reduzieren.

Genetische Faktoren, und die damit verbundenen ethnischen Unterschiede der Anatomie, in der hier vorliegenden Studie die Beinachsen betreffend [314], blieben bisher in der Literaturwissenschaft weitestgehend außen vor. Diese Gegebenheit sollte zukünftig vermehrt in wissenschaftliche Untersuchungen mit einfließen. Wünschenswert wäre insgesamt ein stringenter Weg hin zur Internationalisierung der Bewertungs- und Evaluierungsverfahren. Damit wäre der Weg für eine zunehmend globalisierte Wissenschaft, in der Erwartung vergleichbarer Studien, geebnet.

Die Auswahl des am besten geeigneten Unterfütterungsmaterials zur Füllung eines Knochendefekts bleibt vorerst weiter eine große Herausforderung. Zuvor genannte Anstrengungen zur Standardisierung und Vergleichbarkeit müssen deshalb unternommen werden, um zukünftig die Auswahl des bestmöglichen Knochenersatzmaterials anhand wissenschaftlich erarbeiteter Kriterien vornehmen zu können [340].

## 7 Anlagen

### 7.1 Anlage 1: Lysholm-Score (modifizierter Score nach Lysholm und Gillquist)

<b>Hinken: zeigt Ihr Gangbild ein Hinken?</b>	
<i>nein</i>	<input type="checkbox"/>
<i>wenig oder zeitweise</i>	<input type="checkbox"/>
<i>stark oder immer</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Belastung: wie gut können Sie Ihr Bein belasten?</b>	
<i>Vollbelastung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>Gehstützen oder Stock notwendig</i>	<input type="checkbox"/>
<i>Belastung nicht möglich</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Blockierung: zeigt Ihr Kniegelenk Blockierungen?</b>	
<i>keine Blockierung und kein Gefühl der Einklemmung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>Gefühl der Einklemmung aber keine Blockierung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>gelegentliche Blockierung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>häufige Blockierung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>blockiertes Gelenk bei Untersuchung</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Instabilität: zeigt sich plötzliche Kraftlosigkeit „giving way“ in Ihrem Knie?</b>	
Unter dem sogenannten „giving way“ Phänomen versteht man das Wegknicken oder das Weggleiten des Kniegelenks schon bei sehr geringer oder normaler Belastung	
<i>niemals</i>	<input type="checkbox"/>
<i>selten während des Sports oder anderer schwerer Anstrengung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>häufig während des Sports oder anderer schwerer Anstrengung (oder unmöglich daran teilzunehmen)</i>	<input type="checkbox"/>
<i>gelegentlich während Tätigkeiten des Alltags</i>	<input type="checkbox"/>
<i>oft während Tätigkeiten des Alltags</i>	<input type="checkbox"/>
<i>bei jedem Schritt</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Schmerzen: zeigen sich Schmerzen im Knie?</b>	
<i>niemals</i>	<input type="checkbox"/>
<i>unregelmäßig und gering während schwerer Anstrengung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>deutlich/ausgeprägt während schwerer Anstrengung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>deutlich während oder nach dem Gehen von mehr als 2 km</i>	<input type="checkbox"/>
<i>deutlich während oder nach dem Gehen von weniger als 2 km</i>	<input type="checkbox"/>
<i>ständig</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Schwellung: Ist Ihr Knie geschwollen?</b>	
<i>keine</i>	<input type="checkbox"/>
<i>bei schwerer Anstrengung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>bei gewöhnlicher Anstrengung</i>	<input type="checkbox"/>
<i>ständig</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Treppensteigen: können Sie Treppensteigen?</b>	
<i>kein Problem</i>	<input type="checkbox"/>
<i>ein wenig beeinträchtigt</i>	<input type="checkbox"/>
<i>Schritt für Schritt</i>	<input type="checkbox"/>
<i>nicht möglich</i>	<input type="checkbox"/>

<b>Hocken: Können Sie in die Hocke gehen?</b>	
<i>kein Problem</i>	<input type="checkbox"/>
<i>wenig beeinträchtigt</i>	<input type="checkbox"/>
<i>nicht über 90° (Abfahrt-Skifahrer-Position)</i>	<input type="checkbox"/>
<i>nicht möglich</i>	<input type="checkbox"/>

## 7.2 Anlage 2: WOMAC-Score 3.1

**Bitte geben Sie die Stärke des Schmerzes in Ihrem operierten Knie in Abhängigkeit der körperlichen Aktivität an:**

	kein	mild	moderat	stark	extrem
<i>Normales Gehen in der Ebene</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Treppen Hinauf- oder Hinabsteigen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Nachts im Bett</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Im Sitzen oder im Liegen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Im Stehen</i>	<input type="checkbox"/>				

**Bitte geben Sie den Grad der Steifigkeit in Ihrem operierten Knie in Abhängigkeit des Tagesverlaufs an:**

	kein	mild	moderat	stark	extrem
<i>Direkt nach dem Aufstehen am Morgen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Im Verlauf des Tages</i>	<input type="checkbox"/>				

**Bitte geben Sie den Grad der Beschwerden in Ihrem operierten Knie in Abhängigkeit der körperlichen Aktivität an:**

	kein	mild	moderat	stark	extrem
<i>Treppen hinuntersteigen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Treppen hinaufsteigen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Aufstehen vom Sitzen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Stehen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Bücken</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Normales Gehen in der Ebene</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Einsteigen und Aussteigen Auto</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Einkaufen gehen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Socken oder Strümpfe anziehen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Aufstehen aus dem Bett</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Socken oder Strümpfe ausziehen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Liegen im Bett</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>In oder aus Badewanne steigen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Sitzen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Auf Toilette setzen und aufstehen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Anstrengende Hausarbeit, z.B. Wischen</i>	<input type="checkbox"/>				
<i>Leichte Hausarbeiten, z.B. Kochen</i>	<input type="checkbox"/>				

### 7.3 Anlage 3: TAS - Tegner activity scale (Tegner Aktivitätsstatus)

Bitte in der linken Spalte die **maximale Tätigkeit VOR der Verletzung** ankreuzen und in der rechten Spalte die **maximale Tätigkeit NACH der Verletzung** ankreuzen. In jeder Spalte also nur **ein Kreuz** machen, vielen Dank! Bitte **Größe** und **Gewicht** nicht vergessen!

<b>Aktuelle Körpergröße:</b>	<b>Aktuelles Gewicht:</b>
------------------------------	---------------------------

<b>VOR</b>	<b>NACH</b>	<b>Aktivitätsgrad</b>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Wettkampfsport</b> auf höchstem Niveau (Teilnahme Dt. Meisterschaft, EM, WM, Olympia) - Fußball, Eishockey, Turnen, Ski
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Wettkampfsport</b> auf regionalem Niveau (Landesmeisterschaften) - Fußball, Eishockey, Turnen, Ski alpin, Ringen, Judo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Wettkampfsport</b> - Snowboard, Badminton, Squash, Leichtathletik (Sprungdisziplinen)
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Wettkampfsport:</b> Tennis, Leichtathletik (Lauf- und Wurfdisziplinen), Geräteturnen, Handball, Basketball, Crosslauf <b>Freizeitsport:</b> Eishockey, Fußball, Ski alpin
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Freizeitsport:</b> Badminton, Tennis, Squash, Basketball, Handball, Volleyball, Crosslauf, Snowboard, Aerobic (high impact), Joggen (mindestens 5x pro Woche)
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Wettkampfsport:</b> Radfahren, Skilanglauf, Eiskunstlauf <b>Freizeitsport:</b> Turnen, Gymnastik, In-line-skating, Klettern, Bergsteigen, Skitouren, Schneeschuhlaufen, Joggen auf unebenem Boden (mindestens 2x pro Woche) <b>Arbeit:</b> Schwere körperliche Arbeit (Bauarbeit, Waldarbeit)
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Freizeitsport:</b> Skilanglauf, Radfahren, Tanzen, Aerobic, Bergwandern (abwärts), Joggen auf ebenem Boden (mind. 2x pro Woche) <b>Arbeit:</b> Mittelschwere körperliche Arbeit (schwere Hausarbeit)
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Freizeitsport:</b> Schwimmen, Wandern, Walking, Kegeln, Bowling <b>Arbeit:</b> Leichte körperliche Arbeit <b>Gehen:</b> Querfeldein ist möglich
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Arbeit:</b> Vorwiegend sitzende Tätigkeit <b>Gehen:</b> Auf unebenem Boden möglich
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Arbeit:</b> Sitzende Tätigkeit <b>Gehen:</b> Nur auf ebenem Boden möglich
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<b>Arbeit:</b> Arbeitsunfähig oder berentet aufgrund von Knieproblemen <b>Gehen:</b> Nur eingeschränkt möglich

## 8 Literaturverzeichnis

1. Röntgen WC. Ueber eine neue Art von Strahlen. 2. Edition Röntgen WC, Herausgeber. Würzburg: Stahel; 1896.
2. Holz U. Hefte zur Unfallheilkunde: Ursachen, Formen und Begleitverletzungen der Tibiakopffrakturen. 120. Edition Bürkle De La Camp, H, Herausgeber. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag; 1975.
3. Boyer A. Abhandlung über die chirurgischen Krankheiten und über die dabei angezeigten Operationen. 2. Edition Boyer A, Herausgeber. Würzburg: Stahel'sche Buchhandlung; 1818.
4. Richter AL. Theoretisch-praktisches Handbuch der Lehre von den Brüchen und Verrenkungen der Knochen. 1. Edition Richter AL, Herausgeber. Berlin: Theodor Christian Friedrich Enslin; 1828.
5. Thiele K. Hefte zur Unfallheilkunde: Schienbeinkopfbrüche - Bruchformen, Behandlung, Spätergebnisse bei 486 Fällen. 95. Edition Bürkle De La Camp H, Herausgeber. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag; 1968.
6. Thomson W. Comminuted fracture of the head of the Tibia. Transactions of the Royal Academy of Medicine in Ireland. 1884 Dezember.
7. Andreesen R. Schienbeinkopfbrüche und ihre Behandlung. 41. Edition Bürkle De La Camp H, Herausgeber. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag; 1955.
8. Böhler J. Frakturen im Kniegelenk. Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie. 1965 Dezember: S. 502-509.
9. Eisenbach J. Spätergebnisse und Erfahrungen bei der konservativen und operativen Behandlung frischer Frakturen des Tibiakopfes. Bruns' Beitrage für klinische Chirurgie. 1967 September: S. 148-154.
10. Muggler E, Huber D, Burri C. Ergebnisse nach operativer Versorgung von 225 Tibiakopffrakturen. Der Chirurg - Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin. 1975 August: S. 348-352.
11. Lucht U, Pilgaard S. Tibial condylar fractures. Acta orthopaedica Scandinavica. 1971 Januar: S. 431.
12. Greinemann H. Schienbeinkopfbrüche aus scheinbarer „Gelegenheitsursache“. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik. 1970 März: S. 79-87.
13. Böhler J. Lorenz Böhler Der Vater der Unfallchirurgie 15.1.1885-20.1.1973. Zentralblatt für Chirurgie. 1985: S. 194-199.

14. Forrester CRG. A new method of reducing fractures of the head of the tibia involving the knee joint. *The American Journal of Surgery*. 1933 August: S. 230-234.
15. Keyser J. Die Tibiakondylenbrüche. *Deutsche Zeitschrift für Chirurgie - Langenbeck's Archives of Surgery*. 1938 Dezember: S. 281-297.
16. Salem G, Wurnig S. Die Gelenksfrakturen am oberen Tibiaende und ihre Behandlung. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie*. 1953: S. 600-616.
17. Junghanns H. Die Brüche des knienahen Unterschenkelabschnittes (Schienbeinkopfbrüche). *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie*. 1953 Dezember: S. 242-253.
18. Kuhlmann K. Tibiakopffrakturen. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie*. 1953 Dezember: S. 257-260.
19. Ender J. Behandlung und Behandlungsergebnisse der Schienbeinkopfbrüche. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik*. 1955 Mai: S. 287-306.
20. Aufranc OE, Jones WN, Harris WH. Depressed Lateral Tibial Plateau Fracture. *JAMA - The Journal of the American Medical Association*. 1961 November: S. 835-837.
21. Rasmussen PS, Sørensen SE. Tibial condylar fractures: Non-operative treatment of lateral compression fractures without impairment of knee-joint stability. *Injury: the British Journal of Accident Surgery*. 1973 Februar: S. 265-271.
22. Jensen DB, Rude C, Duus B, Bjerg-Nielsen A. Tibial plateau fractures. A comparison of conservative and surgical treatment. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 1990 Januar: S. 49-52.
23. Blum J, Noltze A, Rommens PM. Welche konservativen Behandlungsverfahren. *OP-Journal*. 2000 September: S. 130-136.
24. Riedl H. Eine seltene Kompressionsfraktur der Tibia. *Monatsschrift für Unfallheilkunde und Invalidenwesen*. 1907: S. 229-233.
25. Katzenstein M. Über Periost- und Knochenüberpflanzungen nebst einem Vorschlag zur Heilung des Plattknickfusses. *Berliner klinische Wochenschrift*. 1914 April: S. 699-700.
26. Lexer E. Die freien Transplantationen Teil 2. 1. Edition Lexer E, Herausgeber. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag; 1924.
27. Hultén O. Über die indirekten Brüche des Tibiakopfes. *Acta chirurgica Scandinavica. Supplementum*. 1929.
28. Muggler E, Bartzke G, Burri C. Die Tibiakopffraktur - Problematik, operative Therapie und Resultate. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*. 1978 September: S. 157-178.

29. Hultén O. Über die Behandlung der schalenförmigen Eindrückung der Gelenkflächen des Tibiakopfes. Zentralblatt für Chirurgie: Zeitschrift für allgemeine, viszeral- und Gefäßchirurgie. 1932: S. 344.
30. Lee HG. Fractures of the Tuberosities of the Tibia. The New England Journal of Medicine. 1931 März: S. 583-594.
31. Becker F. Tibiakopffrakturen. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie. 1934 April: S. 189-208.
32. Buttermann F. Klinik der Tibiacondylenbrüche. Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie. 1937: S. 580-603.
33. Lichtenauer F. Zur blutigen Behandlung der Schienbeinkopfbrüche mit centraler sogenannter schalenförmiger Depression eines Gelenkanteiles. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie. 1938 September: S. 1-11.
34. Lippmann RK. Depressed fracture of the tibial plateau, a simple surgical method for elevation and fixation of the depressed fragment. Journal of the Mount Sinai Hospital, New York. 1951 März: S. 761-768.
35. Lange M. Orthopädisch-chirurgische Operationslehre. 1. Edition Lange M, Herausgeber. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH; 1951.
36. Wilson W, Jacobs J. Patellar graft for severely depressed comminuted fractures of the tibial condyle. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1952 April: S. 436-442.
37. Titze A. Ersatz der zertrümmerten Gelenkfläche des Schienbeinkopfes durch die Kniescheibe. Der Chirurg - Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin. 1962 August: S. 360-362.
38. Jacobs JE. Follow-up notes on articles previously published in the journal: Patellar graft for severely depressed comminuted fractures of the lateral tibial condyle. The Journal of Bone and Joint surgery. 1965 Juni: S. 842-847.
39. Baumgartl F. Das Kniegelenk: Erkrankungen, Verletzungen und ihre Behandlung mit Hinweisen für die Begutachtung. 1. Edition Baumgartl F, Herausgeber. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer-Verlag; 1964.
40. Steinmann F. Die Nagelextension. In Payr E, Küttner H, Herausgeber. Ergebnisse der Chirurgie und Orthopädie. Berlin: Verlag von Julius Springer; 1916. S. 520-560.
41. Jonasch E. Einfache Methode zur Behandlung der unikondylären Schienbeinkopfbrüche. Archiv für Orthopädische und Unfall-Chirurgie. 1965 März: S. 5-7.
42. Jonasch E. Das Kniegelenk - Diagnose und Therapie seiner Verletzungen und Erkrankungen. 1. Edition Jonasch E, Herausgeber. Berlin: De Gruyter; 1964.
43. Kuss B. Zur Indikation und Technik der Osteosynthese von Schienbeinkopfbrüchen. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der

- Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik. 1967 Dezember: S. 297-314.
44. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual der Osteosynthese: AO Technik. 3. Edition Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag; 1992.
45. Heim UF. Geschichte der Entstehung und erste Jahre der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen 1952-1963. OP-Journal. 2012 Juli: S. 98-106.
46. Maatz R. Klinische Erfahrungen mit dem eiweißarmen Tierspan. Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie. 1959 November: S. 831-836.
47. Maatz R, Bauermeister A. Klinische Erfahrungen mit dem Kieler Span. Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie. 1961 November: S. 239-244.
48. Plaue R. Behandlung schwerer Schienbeinkopfbrüche durch Patellaimplantation. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik. 1967 September: S. 240-246.
49. Brückner H. Der Aufbau schwerster Tibiakopfbrüche mit autoplastischer Patella. Chirurgische Praxis. 1967: S. 601-607.
50. Zifko B, Vlasich E. Behandlung der Schienbeinkopfbrüche und ihre Ergebnisse. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik. 1969 Dezember: S. 297-309.
51. Gossling HR, Peterson CA. A New Surgical Approach in the Treatment of Depressed Lateral Condylar Fractures of the Tibia. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1979 Mai: S. 96-102.
52. Fred Knowles, M. D. 1888-1973. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1974 April: S. 646.
53. Heberer G, Schweiberer L. Indikation zur Operation. 2. Edition Heberer G, Schweiberer L, Herausgeber. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag; 1981.
54. Karpinski MRK, Botting TDJ. Patellar graft for late disability following tibial plateau fractures. Injury. 1983 November: S. 197-202.
55. Tscherne H, Lobenhoffer S. Tibial Plateau Fractures - Management and Expected Results. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1993 Juli: S. 87-100.
56. Koval KJ, Helfet DL. Tibial Plateau Fractures: Evaluation and Treatment. Journal of the AAOS - American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1995 März: S. 86-94.
57. Hertel S. Tibiakopffrakturen. Der Unfallchirurg. 1997 Juli: S. 508-523.

- 
58. Windolf J, Konold P, Pannike A. Gelenkflächenersatz des lateralen Tibiakopfplateaus mittels Patellatransplantation. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*. 1997 Juni: S. 114–120.
  59. Frank C, Grützner PA, Wentzensen A. Tibiakopffraktur beim alten Menschen. *OP-Journal*. 2005 September: S. 180-185.
  60. Petersen W, Zantop T, Raschke M. Tibiakopffraktur. *Der Unfallchirurg*. 2006 März: S. 219-234.
  61. Schwarz N, Grasslobler H, Widhalm HK. Rekonstruktion des lateralen Tibiakopfes durch Patellatransplantation. *Operative Orthopädie und Traumatologie*. 2007 November: S. 561-571.
  62. Weigel B, Nerlich ML. *Praxisbuch Unfallchirurgie*. 2. Edition Weigel B, Nerlich ML, Herausgeber. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2011.
  63. Stannard JP, Martin SL. Tibiakopffrakturen. In Stannard JP, Schmidt AH, Kregor PJ, Wentzensen A, Gebhard F, Grützner P, et al., Herausgeber. *Spezielle Unfallchirurgie*. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2011. S. 771-800.
  64. David S, Taheri AS, Dudda M, Özokyay L. Proximaler Unterschenkel. In Müller-Mai C, Ekkernkamp A, Herausgeber. *Frakturen auf einen Blick*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2015. S. 177-197.
  65. Rixen D, Mester B. Tibiakopffrakturen - Stand der Versorgung. *Trauma und Berufskrankheit*. 2015 Juni: S. 26-32.
  66. Rixen D. Tibiakopffrakturen. In Rixen D, Schoepp C, Tingart M, Herausgeber. *Kniechirurgie*. München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2016. S. 146-162.
  67. Galla M, Lobenhoffer S. Tibiakopffrakturen. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2008 Dezember: S. 803-824.
  68. Herbort M. Tibiakopffrakturen. In Engelhardt M, Grim C, Nehrer S, Herausgeber. *Das Sportlerknie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019. S. 103-107.
  69. Liebig K. Tibiakopffraktur. In Günther KP, Hoffmann R, Herausgeber. *SOPs in der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018. S. 200-206.
  70. Ramponi DR. Tibial Plateau Fractures. *Advanced Emergency Nursing Journal*. 2018 Juli-September: S. 155-161.
  71. Bonasia DE. Management of Simple Proximal Tibia Fractures (Schatzker Types I-IV). In Bonasia DE, Castoldi F, Herausgeber. *Fractures Around The Knee*. Schweiz: Springer International Publishing; 2016. S. 53-62.
  72. Raschke MJ, Kittl C, Domnick C. Partial proximal tibia fractures. *EFORT Open Reviews*. 2017 Mai: S. 241-249.

73. Ruchholtz S, Wirtz DC. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.
74. Mthethwa J, Chikate A. A review of the management of tibial plateau fractures. *Musculoskeletal Surgery*. 2017 Oktober: S. 119-127.
75. Prat-Fabregat S, Camacho-Carrasco S. Treatment strategy for tibial plateau fractures: an update. *EFORT Open Reviews*. 2016 Mai: S. 225-232.
76. Goff T, Kanakaris NK, Giannoudis PV. Use of bone graft substitutes in the management of tibial plateau fractures. *Injury - International Journal of the Care of the Injured*. 2013 Januar: S. 86-94.
77. Markhardt BK, Gross JM, Monu JUV. Schatzker Classification of Tibial Plateau Fractures: Use of CT and MR Imaging Improves Assessment. *RadioGraphics*. 2009 März-April: S. 585-597.
78. von Walter S. Wiedereinheilung der bei der Trepanation ausgebohrten Knochenscheibe. *Journal der Chirurgie und Augenheilkunde*. 1821: S. 571-582.
79. Barth A. Über histologische Befunde nach Knochenimplantationen. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie*. 1893: S. 409-417.
80. Axhausen G. Histologische Untersuchungen über Knochentransplantation am Menschen. *Deutsche Zeitschrift für Chirurgie*. 1908 Dezember: S. 388-428.
81. Lexer E. Über freie Transplantationen. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie*. 1911: S. 827-851.
82. Payr E, Küttner H. *Ergebnisse der Chirurgie und Orthopädie*. 14. Edition Payr E, Küttner H, Herausgeber. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1921.
83. Matti H. Über freie Transplantation von Knochenspongiosa. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie*. 1932: S. 236-258.
84. Axhausen W. Die Quellen der Knochenneubildung nach freier Knochenüberpflanzung. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie*. 1951 Dezember: S. 439-443.
85. Axhausen W. Die Knochenregeneration, ein zweiphasiges Geschehen. *Zentralblatt für Chirurgie*. 1952: S. 435-442.
86. Axhausen W. Der biologische Wert kältekonservierter Knochentransplantate. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie*. 1953: S. 856-859.
87. Lentz W. Der biologische Wert homoioplastischer Knochentransplantate. *Langenbecks Archiv Für Klinische Chirurgie*. 1954 Oktober: S. 52-55.
88. Urist MR. Bone: Formation by Autoinduction. *Science*. 1965 November: S. 893-899.

89. Urist MR, Strates BS. Bone Morphogenetic Protein. *Journal of Dental Research*. 1971 November-Dezember: S. 1392-1406.
90. Schweiberer L, Abei-Doenecke H, Hofmeister G, Müller J, Wörner D. Der osteogenetische Wert des heterologen Macerationsspanes nach Maatz und Bauermeister. In Bürkle de la Camp H, Schuchardt K, Herausgeber. *Chirurgica Plastica et Reconstructiva*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1967. S. 33-43.
91. Ehalt W. Hat die Knochenbank noch ihre Berechtigung? *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik*. 1968 März: S. 1-13.
92. Köster K, Karbe E, Kramer H, Heide H, König R. Experimenteller Knochenersatz durch resorbierbare Calciumphosphat-Keramik. *Langenbecks Archiv für Chirurgie*. 1976 Juni: S. 77-86.
93. Schweiberer L, Brenneisen R, Dambe LT, Eitel F, Zwank L. Derzeitiger Stand der auto-, hetero- und homologen Knochentransplantation. In Cotta H, Martini AK, Herausgeber. *Implantate und Transplantate in der Plastischen und Wiederherstellungschirurgie*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag; 1981. S. 115-127.
94. Gensior TJ, Mester B, Ullerich F, Colcuc S, Schoepp C. Primäre Spongiosaplastik und AMIC® bei Tibiakopffraktur. *Arthroskopie*. 2019 September: S. 373–377.
95. Rentsch C, Rentsch B, Scharnweber D, Zwipp H, Rammelt S. Knochenersatz - Transplantate und Ersatzmaterialien - ein Update. *Der Unfallchirurg*. 2012 Juli: S. 938–949.
96. Rueger JM, Hägele J, Lehmann W, Rücker A, Schlickewei C. Knochenaufbau - Knochenersatzmaterialien. *Orthopädie Und Unfallchirurgie Update*. 2010 Oktober: S. 295-314.
97. Lobb DC, DeGeorge Jr BR, Chhabra AB. Bone Graft Substitutes: Current Concepts and Future Expectations. *Journal of Hand Surgery*. 2019 Januar: S. 497-505.
98. Bow A, Anderson DE, Dhar M. Commercially available bone graft substitutes: the impact of origin and processing on graft functionality. *Drug Metabolism Reviews*. 2019 Oktober: S. 1-12.
99. Sohn HS, Oh JK. Review of Bone Graft and Bone Substitutes With an Emphasis on Fracture Surgeries. *Biomaterials Research*. 2019 März: S. 1-7.
100. Xiao YT, Xiang LX, Shao JZ. Bone morphogenetic protein. *Biochemical and Biophysical Research Communications*. 2007 Oktober: S. 550-553.
101. Hasan A, Byambaa B, Morshed M, Cheikh MI, Shakoor RA, Mustafy T, et al. Hasan, A., Byambaa, B., Morshed, M., Cheikh, M. IAdvances in osteobiologic materials for bone

- substitutes. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. 2018 Juni: S. 1448-1468.
102. Iaquinta MR, Mazzoni E, Manfrini M, D'Agostino A, Trevisiol L, Nocini R, et al. Innovative Biomaterials for Bone Regrowth. *International Journal of Molecular Sciences*. 2019 Januar: S. 1-17.
103. Schmidt-Rohlfing B, Tzioupis C, Menzel CL, Pape HC. Tissue Engineering von Knochengewebe - Prinzipien und klinische Anwendungsmöglichkeiten. *Der Unfallchirurg*. 2009 September: S. 785-795.
104. Kurien T, Pearson RG, Scammell BE. Bone graft substitutes currently available in orthopaedic practice. *The Bone & Joint Journal*. 2013 Mai: S. 583-597.
105. Schieker M, Heiss C, Mutschler W. Knochenersatzmaterialien. *Der Unfallchirurg*. 2008 August: S. 613-619.
106. Grote W, Joppich I, Köhnlein E, Kühn K, Largiadèr F, Seiffert KE, et al. Rundgespräch. *Langenbecks Archiv für Chirurgie*. 1970 Dezember: S. 1137-1144.
107. Kellner U, Frahm SO, Mawrin C, Krams M. *Kurzlehrbuch Pathologie*. 3. Edition Kellner U, Frahm SO, Mawrin C, Krams M, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.
108. Kremer MT, Hoffmann R. Tibiakopffrakturen. In Kohn D, Herausgeber. *Expertise Knie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015. S. 376-421.
109. Zeuner M, Schmidt-Horlohé K, Hoffmann R. Tibiakopffrakturen - aktuelle Therapiekonzepte. *Orthopädie Und Unfallchirurgie Up2date*. 2011 Juni: S. 175-196.
110. Colwell CW, D'Lima DD, Hoenecke HR, Fronek J, Pulido P, Morris BA, et al. In Vivo Changes After Mechanical Injury. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001 Oktober: S. 116-123.
111. Lotz MK. New developments in osteoarthritis. Posttraumatic osteoarthritis: pathogenesis and pharmacological treatment options. *Arthritis Research & Therapy*. 2010 Juni: S. 1-9.
112. Olson SA, Guilak F. *Post-Traumatic Arthritis - Pathogenesis, Diagnosis and Management*. 1. Edition Olson SA, Guilak F, Herausgeber. New York Heidelberg Dordrecht London: Springer-Verlag; 2015.
113. Anderson DD, Marsh JL, Brown TD. The Pathomechanical Etiology of Post-Traumatic Osteoarthritis Following Intraarticular Fractures. *The Iowa Orthopaedic Journal*. 2011: S. 1-20.
114. Engelhardt M, Grim C, Nehrer S. *Das Sportlerknie*. 1. Edition Engelhardt M, Grim C, Nehrer S, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.

- 
115. Hayes CW, Brigido MK, Jamadar DA, Propeck T. Mechanism-based Pattern Approach to Classification of Complex Injuries of the Knee Depicted at MR Imaging. *RadioGraphics*. 2000 Oktober: S. 121-134.
  116. Galla M, Lobenhoffer S. Achsenfehlstellungen - Knie. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2007 Februar: S. 21-40.
  117. Li M, Chang H, Wei N, Chang W, Yan Y, Jin Z, et al. Biomechanical Study on the Stress Distribution of the Knee Joint After Tibial Fracture Malunion with Residual Varus-Valgus Deformity. *Orthopaedic Surgery*. 2020 Juni: S. 983-989.
  118. Schatzker J, McBroom R, Bruce D. The Tibial Plateau Fracture: The Toronto Experience 1968-1975. *Clinical Orthopaedics und Related Research*. 1979 January: S. 94-104.
  119. Baierlein SA, Finkenzeller G. *Frakturklassifikationen*. 1. Edition Baierlein SA, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2011.
  120. Steinbrich W, Regazzoni P, Babst R, Bohnert M, Buitrago-Téllez CH. *Frakturen*. 1. Edition Steinbrich W, Regazzoni P, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1999.
  121. Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. 1. Edition Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J, Herausgeber. Berlin Heidelberg New York London Paris Tokyo Hong Kong Barcelona: Springer-Verlag; 1990.
  122. Marsh JJ, Slong TF, Agel J, Broderick JS, Creevey , DeCoster TA, et al. Fracture and Dislocation Classification Compendium - 2007. Marsh, J. L., Slong, T. F., Agel, J., Broderick, J. S., Creevey, W., DeCoster, T. A., ... Audigé, L. (2007). Fracture and Dislocation Classification Compendium - 2007 . *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2007 November; 21(10): S1-S6.
  123. Kellam JF, Meinberg EG, Agel J, Karam M, Roberts CS. Fracture and Dislocation Classification Compendium - 2018: International Comprehensive Classification of Fractures and Dislocations Committee. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2018 Januar: S. S49-S52.
  124. Kurz LT, Garfin SR, Booth REJ. Harvesting Autogenous Iliac Bone Grafts: A Review of Complications and Techniques. *Spine*. 1989 Dezember: S. 1324-1331.
  125. Schumpelick V, Kasperk R, Stumpf M. Spongiosaentnahme am Beckenkamm - Schritt für Schritt. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2020 April: S. 119-121.
  126. Kienast B, Neumann H, Brüning-Wolter F, Wendlandt R, Kasch R, Schulz AP. Nanostrukturiertes synthetisches Knochenersatzmaterial zur Behandlung von Knochendefekten. *Trauma und Berufskrankheit*. 2016 Oktober: S. 308-318.

127. Gotzen L, Garrel Tv, Hofmann C. Knochenersatz - Aktueller Stand und Perspektiven. In Oestern HJ, Probst J, Herausgeber. Unfallchirurgie in Deutschland. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1997. S. 394-421.
128. Soldner E, Herr G. Knochen, Knochentransplantate und Knochenersatzmaterialien - Grundlagen, aktueller Stand und neue Entwicklungen. Trauma und Berufskrankheit. 2001 März: S. 256-269.
129. Myeroff C, Archdeacon M. Autogenous Bone Graft: Donor Sites and Techniques. The Journal of Bone and Joint Surgery. 2011 Dezember: S. 2227–2236.
130. Schmidmaier G, Schmickal T, Kattner H. Spongiosagewinnung. In Ewerbeck V, Wentzensen A, Grützner P, Herausgeber. Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2014. S. 52-55.
131. Jäger M, Westhoff B, Krauspe R. Knochenspanentnahme am Becken - Techniken und Probleme. Der Orthopäde. 2005 Oktober: S. 976-994.
132. Pitzen T, Kränzlein K, Steudel WI, Strowitzki M. Postoperative Beschwerden und Befunde im Bereich der Spanentnahmestelle am Becken bei ventraler zervikaler Fusion. Zentralblatt Für Neurochirurgie. 2004 Februar: S. 7-12.
133. Campana V, Milano G, Pagano E, Barba M, Cicione C, Salonna G, et al. Bone substitutes in orthopaedic surgery: from basic science to clinical practice. Campana, V., Milano, G., Pagano, E., Barba, M., Cicione, C., Salonna, G., ... Logroscino, G. (2014). Bone substitutes in orthopaedic surgery: from basic science to clinical practice. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2014 Mai: S. 2445-2461.
134. De Long WG, Einhorn TA, Koval K, McKee M, Smith W, Sanders R, et al. Bone Grafts and Bone Graft Substitutes in Orthopaedic Trauma Surgery. The Journal of Bone and Joint Surgery. 2007 März: S. 649-658.
135. Smeets R, Kolk A. Osteokonduktive und -induktive Knochenersatzmaterialien. ZMK-aktuell. 2010 Juli: S. 328-340.
136. Ruga E, Gallesio C, Chiusa L, Boffano S. Clinical and Histologic Outcomes of Calcium Sulfate in the Treatment of Postextraction Sockets. Journal of Craniofacial Surgery. 2011 März: S. 494-498.
137. Gross U, Brandes J, Strunz V, Bab I, Sela J. The ultrastructure of the interface between a glass ceramic and bone. Journal of Biomedical Materials Research. 1981 Mai: S. 291-305.
138. Nandi SK, Roy S, Mukherjee P, Kundu B, De DK, Basu D. Orthopaedic applications of bone graft and graft substitutes: a review. Indian Journal of Medical Research. 2010 Juli: S. 15-30.

139. Weir MD, Xu HHK. Osteoblastic induction on calcium phosphate cement-chitosan constructs for bone tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2010 Februar: S. 223-233.
140. Welch RD, Zhang H, Bronson DG. Experimental Tibial Plateau Fractures Augmented With Calcium Phosphate Cement or Autologous Bone Graft. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2003 Februar: S. 222-231.
141. Larsson S, Bauer TW. Use of Injectable Calcium Phosphate Cement for Fracture Fixation: A Review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002 Februar: S. 23-32.
142. Jubel A, Andermahr J, Mairhofer J, Prokop A, Hahn U, Rehm , et al. Die Anwendung des injizierbaren Knochenzements Norian SRS bei Tibiakopffrakturen. *Der Orthopäde*. 2004 August: S. 919-927.
143. Lobenhoffer P, Gerich T, Witte F, Tscherne H. Use of an Injectable Calcium Phosphate Bone Cement in the Treatment of Tibial Plateau Fractures: A Prospective Study of Twenty-Six Cases With Twenty-Month Mean Follow-Up. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2002 März: S. 143-149.
144. Yeo QY, Kee Kwek EB. Use of a biphasic cement bone substitute in the management of metaphyseal fractures. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2018 Juli-August: S. 789-791.
145. Russell TA, Leighton RK. Comparison of Autogenous Bone Graft and Endothermic Calcium Phosphate Cement for Defect Augmentation in Tibial Plateau Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*. 2008 Oktober: S. 2057-2061.
146. Archer CW, Francis-West S. The chondrocyte. *The International Journal of Biochemistry and Cell Biology*. 2003 April: S. 401-404.
147. Madry H. Arthrose. In Kohn D, Herausgeber. *Expertise Knie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015. S. 275-295.
148. Poole AR, Kojima T, Yasuda T, Mwale F, Kobayashi M, Lavery S. Composition and Structure of Articular Cartilage. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001 Oktober: S. 26-33.
149. Wang Y, Wei L, Zeng L, He D, Wei X. Nutrition and degeneration of articular cartilage. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013 August: S. 1751-1762.
150. Dijkgraaf LC, de Bont LG, Boering G, Liem RS. Normal cartilage structure, biochemistry, and metabolism. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1995 August: S. 924-929.
151. Ballard BL, Antonacci JM, Temple-Wong MM, Hui AY, Schumacher BL, Bugbee WD, et al. Effect of Tibial Plateau Fracture on Lubrication Function and Composition of

- Synovial Fluid. *The Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*. 2012 Mai: S. 1-9.
152. Hewitt KM, Stringer MD. Correlation Between the Surface Area of Synovial Membrane and the Surface Area of Articular Cartilage in Synovial Joints of the Mouse and Human. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008 November: S. 645-651.
153. Madry H, Niek van Dijk C, Mueller-Gerbl M. The basic science of the subchondral bone. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010 April: S. 419-433.
154. Berry JL, Thaeler-Oberdoerster DA, Greenwald S. Subchondral Pathways to the Superior Surface of the Human Talus. *Foot and Ankle*. 1986 August: S. 2-9.
155. Milz S, Putz R. Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. *Journal of anatomy*. 1994 August: S. 103-110.
156. Imhof H, Breitenseher M, Kainberger F, Rand T, Trattig S. Importance of Subchondral Bone to Articular Cartilage in Health and Disease. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*. 1999 Juni: S. 180-192.
157. Goldberg VM, Akhavan S. Biology of Bone Grafts. In Lieberman JR, Friedlaender GE, Herausgeber. *Bone Regeneration and Repair - Biology and Clinical Applications*. Totowa: Humana Press; 2005. S. 57-65.
158. Bhatt RA, Rozental TD. Bone Graft Substitutes. *Hand Clinics*. 2012 November: S. 457-468.
159. Wang W, Yeung KWK. Bone Grafts and Biomaterials Substitutes for Bone Defect Repair: A Review. *Bioactive Materials*. 2017 Juni: S. 224-247.
160. Jensen SS, Broggin N, Hjørting-Hansen E, Schenk R, Buser D. Bone healing and graft resorption of autograft, anorganic bovine bone and b-tricalcium phosphate. A histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. *Clinical Oral Implants Research*. 2006 Juni: S. 237-243.
161. Stevenson S, Li XQ, Davy DT, Klein L, Goldberg VM. Critical Biological Determinants of Incorporation of Non-Vascularized Cortical Bone Grafts. Quantification of a Complex Process and Structure. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1997 Januar: S. 1-16.
162. Enneking , Campanacci D. Retrieved Human Allografts : A Clinicopathological Study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 2001 Juli: S. 971-986.
163. Abbott L, Schottstaedt E, Saunders JBdC, Bost F. The Evaluation of Cortical and Cancellous Bone as Grafting Material; A Clinical and Experimental Study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1947 April: S. 381-414.

- 
164. Khan S, Cammisa FP, Sandhu HS, Diwan AD, Girardi FP, Lane JM. The Biology of Bone Grafting. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005 Januar: S. 77-86.
  165. Ghosh SK, Nandi SK, Kundu B, Datta S, De DK, Roy SK, et al. In Vivo Response of Porous Hydroxyapatite and Beta-Tricalcium Phosphate Prepared by Aqueous Solution Combustion Method and Comparison With Bioglass Scaffolds. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*. 2008 Juli: S. 217-227.
  166. Egli PS, Müller W, Schenk RK. Porous Hydroxyapatite and Tricalcium Phosphate Cylinders with Two Different Pore Size Ranges Implanted in the Cancellous Bone of Rabbits: A Comparative Histomorphometric and Histologic Study of Bony Ingrowth and Implant Substitution. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1988 Juli: S. 127-138.
  167. Wenisch S, Stahl JP, Horas U, Heiss C, Kilian O, Trinkaus K, et al. In vivo mechanisms of hydroxyapatite ceramic degradation by osteoclasts: Fine structural microscopy. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2003 Oktober: S. 713-718.
  168. Koshino T, Murase T, Takagi T, Saito T. New bone formation around porous hydroxyapatite wedge implanted in opening wedge high tibial osteotomy in patients with osteoarthritis. *Biomaterials*. 2001 Juni: S. 579-582.
  169. Frayssinet P, Mathon D, Lerch A, Autefage A, Collard P, Rouquet N. Osseointegration of composite calcium phosphate bioceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2000 Mai: S. 125-130.
  170. Ogose A, Kondo N, Umezu H, Hotta T, Kawashima H, Tokunaga K, et al. Histological assessment in grafts of highly purified beta-tricalcium phosphate (OSferion®) in human bones. *Biomaterials*. 2006 März: S. 1542-1549.
  171. Finkemeier CG. Bone-grafting and Bone-Graft Substitutes. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 2002 März: S. 454-464.
  172. Lobenhoffer P, van Heerwaarden R, Agneskirchner J. *Kniegelenknahe Osteotomien*. 2. Edition Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2014.
  173. Wirth CJ, Kohn D. *Klinische Untersuchung*. In Kohn D, Herausgeber. *Expertise Knie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015. S. 53-65.
  174. Buckup J, Hoffmann R. *Kniegelenk*. In Buckup J, Hoffmann R, Herausgeber. *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018. S. 314-401.
  175. Bellamy N, Buchanan W. Outcome measurement in osteoarthritis clinical trials: the case for standardisation. *Clinical Rheumatology*. 1984: S. 293-303.

176. Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Theiler R, et al. Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario und McMaster Universities) Arthroseindex. Zeitschrift für Rheumatologie. 1996 Jan-Feb: S. 40-49.
177. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. The American Journal of Sports Medicine. 1982: S. 150-154.
178. Wirth B, Liffert F, de Bruin ED. Entwicklung und Evaluation einer deutschen Version des Lysholm-Scores zur Erfassung der Funktion nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbands. Sportverletzung Sportschaden. 2011 Januar: S. 37-43.
179. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1985 September: S. 43-49.
180. Wirth B, Meier N, Koch PP, Swanenburg J. Entwicklung und Evaluation einer deutschen Version der Tegner Aktivitätsskala zur Erfassung der Funktion nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbands. Sportverletzung Sportschaden. 2013 Januar: S. 21-27.
181. Kellgren JH, Lawrence JS. Annals of the Rheumatic Diseases. Radiological assessment of osteo-arthritis. 1957 Dezember: S. 494-501.
182. Krause M, Müller G, Frosch KH. Chirurgische Zugänge bei Tibiakopffrakturen. Der Unfallchirurg. 2018 Juli: S. 569-582.
183. El Attal R. Tibiakopffrakturen - moderne Klassifikationen und operative Strategie. JATROS Orthopädie & Traumatologie Rheumatologie. 2018 September: S. 42-48.
184. Hissnauer TN, Krause M, Frings J, Frosch KH. Chirurgische Zugänge zum Tibiakopf. OP-Journal. 2019 Juli: S. 107-116.
185. Reul M, Nijs S, Rommens PM, Hoekstra H. Intraartikuläre Tibiakopffrakturen. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2017 Juli: S. 352-370.
186. Lobenhoffer P, Gerich T, Bertram T, Lattermann C, Pohlemann T, Tschernke H. Treatment of posterior tibial plateau fractures via posteromedial and posterolateral exposures. Der Unfallchirurg. 1997 Dezember: S. 957-967.
187. Frosch KH, Balcarek P, Walde T, Stürmer KM. Ein modifizierter posterolateraler Zugang für die operative Versorgung von Tibiakopffrakturen. Operative Orthopädie Und Traumatologie. 2010 März: S. 107-119.
188. Kohn D, Pohlemann T, Fritsch E. Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung. 1. Edition Kohn D, Pohlemann T, Herausgeber. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2010.
189. Wagner M, Frigg R, Frenk A. Wann haben winkelstabile Implantate Vorteile gegenüber konventionellen Implantaten? OP-Journal. 2004 April: S. 64-73.

- 
190. Acklin YP, Sommer C. Winkelstabile Plattenosteosynthese an der Tibia. OP-Journal. 2012 September: S. 144-147.
  191. Tiemann AH, Hofmann GO. Winkelstabile Plattenfixation an der unteren Extremität. Trauma und Berufskrankheit. 2006 November: S. 71-77.
  192. Malanga GA, Andrus S, Nadler SF, McLean J. Physical Examination of the Knee: A Review of the Original Test Description and Scientific Validity of Common Orthopedic Tests. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2003 April: S. 592-603.
  193. Freiherr von Salis-Soglio G. Die Neutral-0-Methode. 1. Edition Freiherr von Salis-Soglio G, Herausgeber. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2015.
  194. Rupp S, Kaufmann M, Merz T. Beugung des Kniegelenks und Aktivitäten des täglichen Lebens. Arthroskopie. 2013 Oktober: S. 267-272.
  195. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler S. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. 8. Edition Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2017.
  196. Hochstein P, Schmickal T, Grützner PA, Wentzensen A. Verletzungen des hinteren Kreuzbands. Der Unfallchirurg. 1999 Oktober: S. 751-762.
  197. Harner CD, Höher J. Evaluation and Treatment of Posterior Cruciate Ligament Injuries. The American Journal of Sports Medicine. 1998 Mai-Juni: S. 471-482.
  198. Torg JS, Conrad W, Kalen V. Clinical diagnosis of anteriorcruciate ligament instability in the athlete. The American Journal of Sports Medicine. 1976: S. 84-93.
  199. Mitsou S, Vallianatos P, Piskopakis N, Maheras S. Anterior cruciate ligament reconstruction by over-the-top repair combined with popliteus tendon plasty. The Journal of Bone & Joint Surgery. 1990 Juni: S. 398-404.
  200. Briggs KK, Kocher MS, Rodkey WG, Steadman JR. Reliability, Validity, and Responsiveness of the Lysholm Knee Score and Tegner Activity Scale for Patients with Meniscal Injury of the Knee. The Journal of Bone & Joint Surgery. 2006 April: S. 698-705.
  201. McConnell S, Kolopack P, Davis AM. The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): A Review of Its Utility and Measurement Properties. Arthritis Care & Research. 2001 Oktober: S. 453-461.
  202. Bellamy N. Osteoarthritis - An evaluative index for clinical trials. M.Sc. Thesis. Hamilton, Kanada: McMaster University; 1982.
  203. Bellamy N. WOMAC Osteoarthritis Index. [Online].; 2016 [cited 2020 April 25]. Verfügbar unter: <http://www.auscan.org/womac/index.htm>.
  204. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Sitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant

outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *The Journal of Rheumatology*. 1988 Dezember: S. 1833-1840.

205. Velamed. Science in motion - Medizintechnik & Biomechanische Konzepte. [Online].; 2020 [cited 2020 März 10. Verfügbar unter: <https://www.velamed.com/produkte/3d-inertialsensor-system>.
206. Götz-Neumann K. Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. 4. Edition Götz-Neumann K, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015.
207. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990 May: S. 8(3): 383-392.
208. Perka C, Möckel G, Boenick U. Kinetische und kinematische Ganganalyse vor und nach Knie totalendoprothesenimplantation. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*. 2000: S. 191-196.
209. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2. Edition New Jersey: Slack Incorporated; 2010.
210. Thaller PH, Baumgart BRD, Rainer , Knüllig S, Bürklein D, Mutschler WE. Digital imaging in lower limb bone deformities - standards and new perspectives. *International Congress Series*. 2005 Mai: S. 154-158.
211. Waldt S, Eiber M, Wörtler K. *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie*. 2. Edition Waldt S, Eiber M, Wörtler K, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2017.
212. Paley D. What is Alignment and Malalignment? In Thienpont E, Herausgeber. *Improving Accuracy in Knee Arthroplasty*. Brussels, Belgium: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd; 2012. S. 1-17.
213. Paley D. TK. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992 Juli: S. 48-64.
214. Chao EY,NEV,HRW,PDE. Biomechanics of malalignment. *The Orthopedic clinics of North America*. 1994 Juli: S. 379-386.
215. Paley D. *Principles of Deformity Correction* Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag; 2002.
216. Moreland JR BLHG. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *The Journal of Bone and Joint surgery. American Volume*. 1987 Juni: S. 745-749.
217. Chang C, Choi Jy, Seo Es, Seong Sc, Kim Tk. What should be considered in using standard knee radiographs to estimate mechanical alignment of the knee? *Osteoarthritis and Cartilage*. 2010 April: S. 530-538.

- 
218. Derek T, CV, ASR, & GW. Axial alignment of the lower limb and its association with disorders of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine*. 2000 April: S. 98-107.
219. Hsu RWW, Himeno S, Coventry MB, Chao EYS. Normal Axial Alignment of the Lower Extremity and Load-Bearing Distribution at the Knee. *Clinical Orthopaedics And Related Research*. 1990 Juni: S. 215-227.
220. Wikipedia - Johann von Mikulicz. [Online].; 2020 [cited 2020 März 15. Verfügbar unter: [https://de.wikipedia.org/wiki/Johann\\_von\\_Mikulicz](https://de.wikipedia.org/wiki/Johann_von_Mikulicz).
221. Paley D, Tetsworth K, McKie J, Bhave A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthopedic Clinics of North America*. 1994 Juli: S. 425-465.
222. RVC Medical IT GmbH. RVC Clinical PACS - Bildmangement von RVC Medical IT. [Online].; 2020 [cited 2020 März 15. Verfügbar unter: <https://rvc-medical-it.de/produkt/rvc-pacs/>.
223. Bundesärztekammer. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. [Online].; 2007 [cited 2020 März 16. Verfügbar unter: [https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user\\_upload/downloads/LeitRoentgen2008Korr2.pdf](https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/LeitRoentgen2008Korr2.pdf).
224. Möller TB. Röntgennormalbefunde. 6. Edition Möller TB, Herausgeber. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.
225. Dickob M. Grundlagen der Bildgebung am Knie. In Flechtenmacher J, Sabo D, Herausgeber. *Praktische Röntgendiagnostik Orthopädie und Unfallchirurgie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2014. S. 104-114.
226. Horng A. Radiologie der Gonarthrose - konventionelle Röntgendiagnostik und Schnittbildgebung. *ASU - Zeitschrift für medizinische Prävention*. 2015 Februar: S. 130-137.
227. Brüning genannt Wolter F. Hydroxylapatit zur Augmentation von traumatischen Knochendefektbrüchen - eine anwendungsbeobachtende Studie. Dissertation. Lübeck: Universität zu Lübeck, Orthopädie und Unfallchirurgie; 2016. Report No.: idn=112646919X.
228. Jagdev SS, Pathak S, Kanani H, Salunke A. Functional Outcome and Incidence of Osteoarthritis in Operated Tibial Plateau Fractures. *The archives of bone and joint surgery*. 2018 November: S. 508-516.
229. Rolvien T, Barvencik F, Klätte TO, Busse B, Hahn M, Rueger JM, et al.  $\beta$ -TCP bone substitutes in tibial plateau depression fractures. *The Knee*. 2017 Oktober: S. 1138-1145.

230. Pahlke F. evidat - Beratung und Dienstleistungen rund um Deine wissenschaftlichen Daten. [Online].; 2020 [cited 2019 Juni 29. Verfügbar unter: <https://www.evidat.com>.
231. Shapiro SS, Wilk MB. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*. 1965 Dezember: S. 591-611.
232. Spearman C. The proof and measurement of association between two things. *The American Journal of Psychology*. 1904 Januar: S. 72-101.
233. IBM Deutschland GmbH. IBM SPSS Statistics for Windows. [Online].; Version 26 [cited 2020 Juli 06. Verfügbar unter: <https://www.ibm.com/de-de/analytics/spss-statistics-software>.
234. The R Foundation. The R Project for Statistical Computing. [Online].; 2020 [cited 2020 Juli 06. Verfügbar unter: <https://www.r-project.org/>.
235. Parkkinen M, Madanat R, Mustonen A, Koskinen SK, Paavola M. Factors predicting the development of early osteoarthritis following lateral tibial plateau fractures: mid-term clinical and radiographic outcomes of 73 operatively treated patients. *Scandinavian Journal of Surgery*. 2014 April: S. 256-262.
236. Ferracini R, Bistolfi A, Garibaldi R, Furfaro V, Battista A, Perale G. Composite Xenohybrid Bovine Bone-Derived Scaffold as Bone Substitute for the Treatment of Tibial Plateau Fractures. *Applied Sciences*. 2019 Juni: S. 2675.
237. Polat B, Gürpınar T, Öztürkmen Y. Factors Influencing the Functional Outcomes of Tibia Plateau Fractures. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2019 Dezember: S. 1715-1721.
238. Xing Fu Hap D, Beng Kee Kwek E. Functional outcomes after surgical treatment of tibial plateau. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2020 Februar: S. 11-15.
239. Heiney JP, Kurska K, Schmidt AH, Stannard JP. Reduction and Stabilization of Depressed Articular Tibial Plateau Fractures: Comparison of Inflatable and Conventional Bone Tamps. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2014 August: S. 1273-1279.
240. Broome B, Mauffrey C, Statton J, Voor M, Seligson D. Inflation osteoplasty: in vitro evaluation of a new technique for reducing depressed intra-articular fractures of the tibial plateau and distal radius. *Journal of orthopaedics and traumatology*. 2012 Juni: S. 89-95.
241. Bucholz RW, Carlton A, Holmes R. Interporous Hydroxyapatite as a Bone Graft Substitute in Tibial Plateau Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1989 März: S. 53-62.
242. Hofmann A, Gorbulev S, Guehring T, Schulz AP, Schupfner R, Raschke M, et al. Autologous Iliac Bone Graft Compared with Biphasic Hydroxyapatite and Calcium Sulfate Cement for the Treatment of Bone Defects in Tibial Plateau Fractures: A

- Prospective, Randomized, Open-Label, Multicenter Study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2019 Dezember: S. 179-193.
243. Euser AM, Zoccali C, Jager KJ, Dekker FW. Cohort Studies: Prospective versus Retrospective. *Nephron Clinical Practice*. 2009 August: S. 214-217.
244. Daniel DM. Assessing the limits of knee motion. *The American Journal of Sports Medicine*. 1991 März: S. 139-147.
245. Käfer W, Fraitzl CR, Kinkel S, Clessienne CB, Puhl W, Kessler S. Outcome-Messung in der Knieendoprothetik: Ist die klinische Bestimmung der Gelenkbeweglichkeit eine zuverlässig messbare Ergebnisgröße? *Zeitschrift für Orthopädie*. 2005 März: S. 25-29.
246. Watkins MA, Riddle DL, Lamb RL, Personius WJ. Reliability of Goniometric Measurements and Visual Estimates of Knee Range of Motion Obtained in a Clinical Setting. *Physical Therapy*. 1991 Februar: S. 90-96.
247. Jagodzinski M, Kleemann V, Angele P, Schönhaar V, Iselborn KW, Mall G, et al. Experimental and clinical assessment of the accuracy of knee extension measurement techniques. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2000 November: S. 329-336.
248. Brosseau , Tousignant M, Budd J, Chartier N, Duciaume L, Plamondon S, et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiotherapy Research International*. 1997 August: S. 150-166.
249. Brosseau L, Balmer S, Tousignant M, O'Sullivan JP, Goudreault C, Goudreault M, et al. Intra- and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001 März: S. 396-402.
250. Maricar N, Callaghan MJ, Parkes MJ, Felson DT, O'Neill W. Clinical assessment of effusion in knee osteoarthritis - a systematic review. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*. 2016 April: S. 556-563.
251. Fowler PJ, Lubliner JA. The Predictive Value of Five Clinical Signs in the Evaluation of Meniscal Pathology. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. 1989: S. 184-186.
252. Kozlowski B, Majewski A. Fehldiagnosen bei Meniskusschäden. *Beitraege zur Orthopädie und Traumatologie*. 1982 Januar: S. 11-16.
253. Solomon D, Simel D, Bates D, Katz J, Schaffer J. Does This Patient Have a Torn Meniscus or Ligament of the Knee? Value of the Physical Examination. *JAMA*. 2001 Oktober: S. 1610-1620.

254. Bengtsson J, Möllborg J, Werner S. A study for testing the sensitivity and reliability of the Lysholm knee scoring scale. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1996 März: S. 27-31.
255. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. Reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm knee scale for various chondral disorders of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2004 Juni: S. 1139-1145.
256. Briggs KK, Lysholm J, Tegner Y, Rodkey WG, Kocher MS, Steadman JR. The Reliability, Validity, and Responsiveness of the Lysholm Score and Tegner Activity Scale for Anterior Cruciate Ligament Injuries of the Knee. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009 Mai: S. 890-897.
257. Arroyo-Morales M, Martin-Alguacil J, Lozano-Lozano M, Cuesta-Vargas A, Fernández-Fernández AJ, González JA, et al. The Lysholm score: Cross cultural validation and evaluation of psychometric properties of the Spanish version. *Plos One*. 2019 August: S. 1-9.
258. Risberg MA, Holm I, Steen H, Beynnon BD. Sensitivity to changes over time for the IKDC form, the Lysholm score, and the Cincinnati knee score. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1999 Mai: S. 152-159.
259. Stucki G, Sangha O, Stucki S, Michel BA, Tyndall A, Theiler R. Comparison of the WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) osteoarthritis index and a self-report format of the self-administered Lequesne–Algofunction index in patients with knee and hip osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 1998 März: S. 79-86.
260. Roos EM, Klässbo M, Lohmander LS. WOMAC Osteoarthritis Index - Reliability, validity, and responsiveness in patients with arthroscopically assessed osteoarthritis. *Scandinavian Journal of Rheumatology*. 1999 Juli: S. 210-215.
261. Escobar A, Quintana JM, Bilbao A, Azkárate J, Güenaga JI. Validation of the Spanish Version of the WOMAC Questionnaire for Patients with Hip or Knee Osteoarthritis. *Clinical Rheumatology*. 2002 November: S. 466-471.
262. Salaffi F, Leardini G, Canesi B, Mannoni A, Fioravanti A, Caporali R, et al. Reliability and validity of the Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC) Osteoarthritis Index in Italian patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2003 August: S. 551-560.
263. Tüzün EH, Eker L, Aytar A, Daşkapan A, Bayramoğlu M. Osteoarthritis and Cartilage. Acceptability, reliability, validity and responsiveness of the Turkish version of WOMAC osteoarthritis index. 2005 Januar: S. 28-33.
264. Yu X, Liu C, Ma X, Wang W. Three-dimensional gait analysis of anterior cruciate ligament before and after Injury. *Journal of Bioengineering & Biomedical Science*. 2017 January 20: S. 1-5.

- 
265. Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis - benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*. 2004 Dezember: S. 1869-1880.
266. Abid M, Mezghani N, Mitiche A. Knee Joint Biomechanical Gait Data Classification for Knee Pathology Assessment: A Literature Review. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2019 Mai: S. 1-14.
267. Kluge F, Gaßner H, Hannink J, Pasluosta C, Klucken J, Eskofier BM. Towards Mobile Gait Analysis: Concurrent Validity and Test-Retest Reliability of an Inertial Measurement System for the Assessment of Spatio-Temporal Gait Parameters. *Sensors*. 2017 Juni: S. 1522.
268. Tsushima H, Morris ME, McGinley J. Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*. 2003 Januar: S. 1-17.
269. Zügner R, Tranberg R, Timperley J, Hodgins D, Mohaddes M, Kärrholm J. Validation of inertial measurement units with optical tracking system in patients operated with Total hip arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2019 Februar: S. 1-8.
270. Cho YS, Jang SH, Cho JS, Kim MJ, Lee HD, Lee SY, et al. Evaluation of Validity and Reliability of Inertial Measurement Unit-Based Gait Analysis Systems. *Annals of Rehabilitation Medicine*. 2018 Dezember: S. 872-883.
271. Riddle DL, Jiranek WA, Hull JR. Validity and reliability of radiographic knee osteoarthritis measures by arthroplasty surgeons. *Orthopedics*. 2013 Januar: S. 25-32.
272. Wrigth RW. Osteoarthritis Classification Scales: Interobserver Reliability and Arthroscopic Correlation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2014 Juli: S. 1145–1151.
273. Köse Ö, Acar B, Çay HF, Yılmaz B, Güler F, Yüksel HY. Inter- and Intraobserver Reliabilities of Four Different Radiographic Grading Scales of Osteoarthritis of the Knee Joint. *The Journal of Knee Surgery*. 2017 März: S. 247-253.
274. Bauer TW, Muschler G, Stevenson S, Gross AE. Bone Graft Materials: An Overview of the Basic Science. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2000 Februar: S. 10-27.
275. Roberts TT, Rosenbaum AJ. Bone grafts, bone substitutes and orthobiologics. *Organogenesis*. 2012 Oktober: S. 114-124.
276. Goldberg VM, Stevenson S. Natural History of Autografts and Allografts. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1987 Dezember: S. 7-16.
277. von Hehn U. Medistat - Medizinische Statistik. [Online].; 2020 [cited 2020 März 29]. Verfügbar unter: <https://www.medistat.de/glossar/uebereinstimmung/cohens-kappa-koeffizient>.

278. Spiro AS, Regier M, Novo de Oliveira A, Vettorazzi E, Hoffmann M, Petersen JP, et al. The degree of articular depression as a predictor of soft-tissue injuries in tibial plateau fracture. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2013 März: S. 564-570.
279. Gardner MJ, Yacoubian S, Geller D, Pode M, Mintz D, Helfet DL, et al. Prediction of soft-tissue injuries in Schatzker II tibial plateau fractures based on measurements of plain radiographs. *The Journal of trauma*. 2006 Februar: S. 319-323.
280. Newberg AH, Greenstein R. Radiographic evaluation of tibial plateau fractures. *Radiology*. 1978 Februar: S. 319-323.
281. Durakbasa MO, Kose O, Ermis MN, Demirtas A, Gunday S, Islam C. Measurement of lateral plateau depression and lateral plateau widening in a Schatzker type II fracture can predict a lateral meniscal injury. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2013 September: S. 2141-2146.
282. Singleton N, Sahakian V, Muir D. Outcome After Tibial Plateau Fracture: How Important Is Restoration of Articular Congruity? *Journal of orthopaedic trauma*. 2017 März: S. 158163.
283. Giannoudis PV, Tzioupis C, Papathanassopoulos A, Obakponovwe O, Roberts C. Articular step-off and risk of post-traumatic osteoarthritis. *Evidence today. Injury*. 2010 Oktober: S. 986-995.
284. McDaniel G, Mitchell KL, Charles C, Kraus VB. A comparison of five approaches to measurement of anatomic knee alignment from radiographs. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2010 Februar: S. 273-277.
285. Zampogna B, Vasta S, Amendola A, Marbach BUE, Gao Y, Papalia R, et al. Assessing Lower Limb Alignment: Comparison of Standard Knee Xray vs Long Leg View. *The Iowa Orthopedic Journal*. 2015: S. 49-54.
286. Unal M, Ercan S, Budeyri A, Toprak U, Şalkacı A. Anatomical axis validation of lower extremity for different deformities: A radiological study. *SAGE Open Medicine*. 2020 Juni: S. 1-8.
287. Gordon JE, Chen , Chen RC, Dobbs MB, Luhmann SJ, Rich MM, et al. Interobserver and intraobserver reliability in the evaluation of mechanical axis deviation. *Journal of pediatric orthopedics*. 2009 April/Mai: S. 281-284.
288. Huang TL, Wang CC, Yang KC, Wu CC. Reliability of Roentgenographic Knee Alignment Measurements in Gonarthrosis. *The Journal of Knee Surgery*. 2018 April: S. 302-305.
289. Sheehy L, Felson D, Zhang Y, Niu J, Lam YM, Segal N, et al. Does measurement of the anatomic axis consistently predict hip-knee-ankle angle (HKA) for knee alignment studies in osteoarthritis? Analysis of long limb radiographs from the multicenter osteoarthritis (MOST) study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2011 Januar: S. 58-64.

- 
290. Navali AM, Bahari LAS, Nazari B. A comparative assessment of alternatives to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*. 2012 Oktober: S. 1-7.
291. Keating JF, Hajducka CL, Harper J. Minimal internal fixation and calcium-phosphate cement in the treatment of fractures of the tibial plateau. A pilot study. *The Bone & Joint Journal*. British Volume. 2003 Januar: S. 68-73.
292. Heikkilä JT, Kukkonen J, Aho AJ, Moisander S, Kyyrönen T, Mattila K. Bioactive glass granules: a suitable bone substitute material in the operative treatment of depressed lateral tibial plateau fractures: a prospective, randomized 1 year follow-up study. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2011 April: S. 1073-1080.
293. Öztürkmen Y, Caniklioglu M, Karamehmetoglu M, Sükür E. Calcium phosphate cement augmentation in the treatment of depressed tibial plateau fractures with open reduction and internal fixation. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 2010 Juli: S. 262-269.
294. Bansal MR, Bhagat SB, Shukla DD. Bovine cancellous xenograft in the treatment of tibial plateau fractures in elderly patients. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2009 Juni: S. 779-784.
295. Stöve J. S2k-Leitlinie Gonarthrose, Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC), AWMF online - Das Portal der wissenschaftlichen Medizin. [Online].; 2018 [cited 2020 März 15. Verfügbar unter: <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/033-004.html>].
296. van Dreumel RLM, van Wunnik BPW, Janssen L, Simons PCG, Janzing HMJ. Mid- to long-term functional outcome after open reduction and internal fixation of tibial plateau fractures. *Injury*. 2015 August: S. 1608-1612.
297. Kluwer W. Knee Function - Rasmussen. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2006 September: S. 88.
298. Bagherifard A, Ghandhari H, Jabalameli M, Rahbar M, Hadi H, Moayedfar M, et al. Autograft versus allograft reconstruction of acute tibial plateau fractures: a comparative study of complications and outcome. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2017 Juli: S. 665-671.
299. Ong JCY, Kennedy MT, Mitra A, Harty JA. Fixation of tibial plateau fractures with synthetic bone graft versus natural bone graft: a comparison study. *Irish journal of medical science*. 2012 Juni: S. 247-252.
300. Hap DXF, Kwek EBK. Functional outcomes after surgical treatment of tibial plateau fractures. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. 2020 Februar: S. 11-15.
301. Horstmann WG, Verheyen CC, Leemans R. An injectable calcium phosphate cement as a bone-graft substitute in the treatment of displaced lateral tibial plateau fractures. *Injury*. 2003 Februar: S. 141-144.

302. Obada B, Iliescu M, Serban AO, Alecu-Silvana C, Zekra M. Therapeutical Management of the Tibial Plateau Fractures. *ARS Medica Tomitana*. 2016 November: S. 278-284.
303. Parkkinen M, Lindahl J, Mäkinen TJ, Koskinen SK, Mustonen A, Madanat R. Predictors of osteoarthritis following operative treatment of medial tibial plateau fractures. *Injury*. 2018 Februar: S. 370-375.
304. Manidakis N, Dosani A, Dimitriou R, Stengel D, Matthews S, Giannoudis S. Tibial plateau fractures: functional outcome and incidence of osteoarthritis in 125 cases. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2010 April: S. 565-570.
305. Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis and cartilage*. 2014 März: S. 464-471.
306. Favre J, Jolles BM. Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. *EFORT open reviews*. 2017 März: S. 368-374.
307. Kaufmann KR, Hughes C, Morrey BF, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*. 2001 Juli: S. 907-915.
308. Rademakers MV, Kerkhoffs GMMJ, Sierevelt IN, Raaymakers ELFB, Marti RK. Operative treatment of 109 tibial plateau fractures: five- to 27-year follow-up results. *Journal of orthopaedic trauma*. 2007 Januar: S. 5-10.
309. Hayashi D, Englund M, Roemer FW, Niu J, Sharma L, Felson DT, et al. Knee malalignment is associated with an increased risk for incident and enlarging bone marrow lesions in the more loaded compartments: the MOST study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2012 November: S. 1227-1233.
310. Perna K, Koski I, Mattila K, Gullichsen E, Heikkilä J, Aho AJ, et al. Bioactive glass S53P4 and autograft bone in treatment of depressed tibial plateau fractures - a prospective randomized 11-year follow-up. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*. 2011 Januar: S. 139-148.
311. Paley D. PJ. Prinzipien der kniegelenknahen Deformitätenkorrektur. *Der Orthopäde*. 2000 Januar 01: S. 29: 18-38.
312. Paley D. Paley Orthopedic & Spine Institute at St. Mary's Hospital Medical Center. [Online].; 2021 [cited 2021 Januar 21. Verfügbar unter: <https://paleyinstitute.org/blog/physicians/dr-or-paley/>].
313. Watanabe Y, Takenaka N, Kinugasa K, Matsushita T, Teramoto T. Intra- and Extra-Articular Deformity of Lower Limb: Tibial Condylar Valgus Osteotomy (TCVO) and Distal Tibial Oblique Osteotomy (DTSO) for Reconstruction of Joint Congruency. *Advances in orthopedics*. 2019 Februar: S. 1-9.

- 
314. Maini L, Singh S, Kushwaha NS, Saini A, Rohilla S, Sharma H, et al. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity in Indian adult males. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*. 2015 Dezember: S. 128-131.
315. Bolm-Audorff U, Braunschweig R, Ditchen D, Dunz T, Dwornik G, Eberth F, et al. DGUV Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung. [Online].; 2014 [cited 2021 Februar 6]. Verfügbar unter: <https://www.dguv.de/de/versicherung/berufskrankheiten/muskel-skelett/gonarthrose/index.jsp>.
316. Decoster T, Nepola J, el-Khoury G. Cast brace treatment of proximal tibia fractures. A ten-year follow-up study. *Clinical orthopaedics and related research*. 1988 Juni: S. 196-204.
317. Tanamas S, Hanna FS, Cucuttini FM, Wluka AE, Berry P, Urquhart DM. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care & Research*. 2009 April: S. 459-467.
318. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The Role of Knee Alignment in Disease Progression and Functional Decline in Knee Osteoarthritis. *Journal of the American Medical Association*. 2001 Juli: S. 188-195.
319. Zhai G, Ding C, Cicuttini F, Jones G. A longitudinal study of the association between knee alignment and change in cartilage volume and chondral defects in a largely non-osteoarthritic population. *The Journal of rheumatology*. 2007 Januar: S. 181-186.
320. Hunter DJ, Niu J, Felson DT, Harvey WF, Gross KD, McCree P, et al. Knee alignment does not predict incident osteoarthritis: The Framingham osteoarthritis study. *Arthritis & Rheumatism*. 2007 April: S. 1212-1218.
321. Brouwer GM, van Tol, AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RMD, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism*. 2007 April: S. 1201-1211.
322. Shen C, Ma J, Chen XD, Dai LY. The use of beta-TCP in the surgical treatment of tibial plateau fractures. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. 2009 Dezemeber: S. 1406-1411.
323. Oh CW, Park KC, Jo YH. Evaluating augmentation with calcium phosphate cement (chronOS Inject) for bone defects after internal fixation of proximal tibial fractures: A prospective, multicenter, observational study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2017 Februarar: S. 105-109.
324. Yin X, Li J, Xu J, Huang Z, Rong K, Fan C. Clinical assessment of calcium phosphate cement to treat tibial plateau fractures. *Journal of Biomaterials Applications*. 2012 April: S. 199-206.

325. Lasanianos N, Mouzopoulos G, Garnavos C. The use of freeze-dried cancellous allograft in the management of impacted tibial plateau fractures. *Injury*. 2008 Oktober: S. 1106-1112.
326. Itokazu M, Matsunaga T, Ishii M, Kusakabe H. Use of arthroscopy and interporous hydroxyapatite as a bone graft substitute in tibial plateau fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1996 Januar: S. 45-48.
327. Simpson D, Keating JF. Outcome of tibial plateau fractures managed with calcium phosphate cement. *Injury*. 2004 September: S. 913-918.
328. Watson JT. The use of an injectable bone graft substitute in tibial metaphyseal fractures. *Orthopedics*. 2004 Januar: S. 103-107.
329. Newman JT, Smith WR, Ziran BH, Hasenboehler EA, Stahel PF, Morgan SJ. Efficacy of Composite Allograft and Demineralized Bone Matrix Graft in Treating Tibial Plateau Fractures With Bone Loss. *Orthopedics and Sports Medicine*. 2008 Juli: S. 649.
330. Yu B, Han K, Ma H, Zhang C, Su J, Zhao J, et al. Treatment of tibial plateau fractures with high strength injectable calcium sulphate. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2009 August: S. 1127-1133.
331. Veitch SW, Stroud RM, Toms AD. Compaction bone grafting in tibial plateau fracture fixation. *The Journal of Trauma*. 2010 April: S. 980-983.
332. Berkes MB, Little MTM, Schottel PC, Pardee NC, Zuiderbaan A, Lazaro LE, et al. Outcomes of Schatzker II tibial plateau fracture open reduction internal fixation using structural bone allograft. *Journal of orthopaedic trauma*. 2014 Februar: S. 97-102.
333. de Grado GF, Keller L, Idoux-Gillet Y, Wagner Q, Musset AM, Benkirane-Jessel N, et al. Bone substitutes: a review of their characteristics, clinical use, and perspectives for large bone defects management. *Journal of Tissue Engineering*. 2018 Jnui: S. 1-18.
334. Cooke TD, Sled EA, Scudamore RA. Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. *The Journal of Rheumatology*. 2007 September: S. 1796-1801.
335. Hankemeier S, Gosling T, Richter M, Hufner T, Hochhausen C, Krettek C. Computer-assisted analysis of lower limb geometry: higher intraobserver reliability compared to conventional method. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*. 2006 März: S. 81-86.
336. Bennett KJ, Millar SC, Fraysse F, Arnold JB, Atkins GJ, Solomon LB, et al. Postoperative lower limb joint kinematics following tibial plateau fracture: A 2-year longitudinal study. *Gait & Posture*. 2021 Januar: S. 20-25.
337. Deleanu B, Prejbeanu R, Crisan D, Predescu V, Popa I, Poenaru DV. Gait characteristics before hardware removal in patients operated upon for tibial plateau fractures. *International orthopaedics*. 2015 Juli: S. 1411-1415.

338. Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie. 2008: S. 35-42.
339. Wirth CJ, Kohn D. Ganganalyse. In Kohn D, Herausgeber. Expertise Knie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015. S. 70-72.
340. Niedzielak TR, Downing M, Ting A, De la Rosa C, Berko J, Lampasona N. Examining Various Graft Substrates and Their Clinical Evidence in the Treatment of Tibial Plateau Fractures. International Journal of Orthopedics and Rehabilitation. 2019 Dezember: S. 18-27.

## 9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Von Forrester 1933 eingesetzt: der ursprünglich von Lorenz Böhler [13] entwickelte „Redresseur“ [14].	10
Abbildung 2: autologe Corticalis-Span Implantation nach Lippmann 1951 [34]	13
Abbildung 3: OP-Verfahren nach Gossling und Peterson 1979 [51]	15
Abbildung 4: Deutschsprachige Transplantationsnomenklatur. Entwicklung eines einheitlichen Sprachgebrauchs durch kollegialen Austausch 1970 [106].	23
Abbildung 5: Einteilung nach Schatzker [119,120]	26
Abbildung 6: extraartikuläre proximale Tibiafrakturen [119,120]	28
Abbildung 7: partiell artikuläre proximale Tibiafrakturen [119,120]	29
Abbildung 8: vollständig artikuläre proximale Tibiafrakturen [119,120]	30
Abbildung 9: Spongiosaentnahme am Beckenkamm mit hochgeklapptem Kortikalisdeckel [125]	32
Abbildung 10: Entnahme kortiko-spongiöser Späne an der Innenschaukel des Beckens [125]	33
Abbildung 11: Detaillierte schematische Zeichnung der kalzifizierten Knorpelschicht und der subchondralen Knochenplatte mit dazugehörigem Gefäßplexus [153]	38
Abbildung 12: Anterolateraler Zugang [66]	47
Abbildung 13: Korrektur einer Ganzbeinaufnahme [211]	51
Abbildung 14: mechanischer (a) und anatomischer (b) tibio-femoraler	52
Abbildung 15: Mechanische Beinachse - Mikulicz-Linie [211]	53
Abbildung 16: Kellgren-Lawrence Grad 1	55
Abbildung 17: Kellgren-Lawrence Grad 2	55
Abbildung 18: Kellgren-Lawrence Grad 3	55
Abbildung 19: Kellgren-Lawrence Grad 4	55
Abbildung 20: Alter bei Untersuchung in Jahren des Gesamtkollektivs (n=34)	58
Abbildung 21: Geschlechter- und Altersverteilung bei Untersuchung in Jahren (n=34)	59
Abbildung 22: Altersverteilung bei Untersuchung in Lebensdekaden (n=34)	59
Abbildung 23: Zeitspanne in Jahren zwischen Operation und Nachuntersuchung (n=34)	60
Abbildung 24: Zeitspanne zwischen Operation und Untersuchung in Jahren getrennt nach Geschlecht (n=34)	60
Abbildung 25: BMI des Gesamtkollektivs (n=34)	61

---

Abbildung 26: Verteilung des BMI nach Alter bei Untersuchung in Jahren (n=34) .....	61
Abbildung 27: Häufigkeit des verwendeten Unterfütterungsmaterials (Unterfütterungsgruppe) des Gesamtkollektivs (n=34).....	62
Abbildung 28: Häufigkeit des verwendeten Unterfütterungsmaterials (Unterfütterungsgruppe) je nach Geschlecht (n=34) .....	63
Abbildung 29: Unterfütterungsmaterialien in Bezug zum Alter in Jahren bei Operation (n=34) .....	64
Abbildung 30: Lysholm-Score des Gesamtkollektivs (n=34) .....	68
Abbildung 31: Häufigkeitsverteilung der erreichten Lysholm Punkte (n=34).....	68
Abbildung 32: Lysholm-Score untergliedert nach Geschlecht (n=34).....	69
Abbildung 33: Lysholm-Score untergliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	70
Abbildung 34: WOMAC 3.1-Score des Gesamtkollektivs (n=34).....	71
Abbildung 35: Häufigkeitsverteilung der erreichten WOMAC 3.1 Punkte (n=34) .....	72
Abbildung 36: WOMAC 3.1-Score untergliedert nach Geschlecht (n=34) .....	72
Abbildung 37: WOMAC 3.1-Score untergliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	73
Abbildung 38: Häufigkeitsverteilung der Tegner Aktivitätsskala vor der Tibiakopffraktur (n=34) .....	75
Abbildung 39: Häufigkeitsverteilung der Tegner Aktivitätsskala postoperativ (n=34).....	76
Abbildung 40: Tegner Aktivitätsniveau postoperativ je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .	76
Abbildung 41: Differenz des Tegner Aktivitätsniveaus je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	78
Abbildung 42: ROM des verletzten Kniegelenks des Gesamtkollektivs (n=32).....	79
Abbildung 43: Häufigkeitsverteilung des ROM des Gesamtkollektivs (n=32) .....	80
Abbildung 44: ROM des verletzten Kniegelenks untergliedert nach Geschlecht (n=32) .....	80
Abbildung 45: ROM des verletzten Kniegelenks untergliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=32) .....	81
Abbildung 46: Abstand des Kniezentrums zur Mikulicz-Linie des Gesamtkollektivs in mm (n=34) .....	83
Abbildung 47: Abstand der Mikulicz-Linie zur Kniegelenksmitte in mm je nach Geschlecht (n=34) .....	84
Abbildung 48: Abstand der Kniemitte zur Traglinie (Mikulicz-Linie) in mm je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	85

Abbildung 49: Patienten mit physiologischer Beinachse innerhalb von 0 bis 16 (ja) und pathologischer Beinachse (nein), getrennt nach Geschlecht. Jeweils gemessen anhand des Abstands der Mikulicz Linie von der Kniegelenksmitte (n=34).....	86
Abbildung 50: Abweichung vom Normalbereich (0 bis 16 mm) des Abstands Mikulicz Linie zu Kniegelenksmitte des Gesamtkollektivs in mm (n=34).....	87
Abbildung 51: Abweichung der Mikulicz-Linie vom Normalbereich (0 bis 16 mm) getrennt nach Geschlecht in mm (n=34) .....	87
Abbildung 52: Abweichung der Mikulicz-Linie vom Normalbereich (0 bis 16 mm) je nach Unterfütterungsmaterial in mm (n=34). .....	88
Abbildung 53: mTFA in Grad des Gesamtkollektiv (n=34).....	89
Abbildung 54: mTFA in Grad aufgegliedert nach Geschlecht (n=34).....	90
Abbildung 55: mTFA in Grad aufgegliedert nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	91
Abbildung 56: Anzahl der Patienten mit mechanischem tibio-femoralem Winkel im Normbereich (ja) und im pathologischen Bereich (nein) getrennt nach Geschlecht (n=34)	92
Abbildung 57: Abweichung vom Normalbereich (-1° bis 3,4°) des Gesamtkollektivs in Grad (n=34).....	93
Abbildung 58: Abweichung vom normalem mTFA (-1° bis 3,4°) getrennt nach Geschlecht in Grad (n=34).....	93
Abbildung 59: Abweichung vom normalem mTFA (-1° bis 3,4°) getrennt nach Unterfütterungsmaterial in Grad (n=34) .....	94
Abbildung 60: Anatomische Achse in Grad des Gesamtkollektivs (n=34).....	95
Abbildung 61: Anatomische Beinachse in Grad je nach Geschlecht (n=34) .....	96
Abbildung 62: Anatomische Beinachse in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	97
Abbildung 63: Anzahl der Patienten mit einer anatomischen Beinachse im Normbereich (ja) und im pathologischen Bereich (nein) getrennt nach Geschlecht (n=34) .....	98
Abbildung 64: Abweichung des Gesamtkollektivs vom Normalbereich (5° bis 9°) der anatomischen Beinachse in Grad (n=34).....	99
Abbildung 65: Abweichung der anatomischen Beinachse in Grad vom Normalbereich (5° bis 9°) getrennt nach Geschlecht (n=34).....	99
Abbildung 66: Abweichung von der normalen anatomischen Beinachse (5° bis 9°) getrennt nach Unterfütterungsmaterial in Grad (n=34).....	100
Abbildung 67: Kellgren und Lawrence Score - Gesamtpunkte des radiologischen Befunds (n=34).....	105
Abbildung 68: Häufigkeitsverteilung der Gesamtpunktzahl der radiologischen Befunde bezüglich Kellgren und Lawrence Score (n=34) .....	106
Abbildung 69: Kellgren und Lawrence Score: Gesamtpunktzahl je nach Geschlecht (n=34)	106

---

Abbildung 70: Kellgren und Lawrence Score: Gesamtpunktzahl je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	107
Abbildung 71: Knöcherne Integration aller Unterfütterungsmaterialien in den metaphysären Knochen der proximalen Tibia (n=34) .....	108
Abbildung 72: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Integrationsstufen der Unterfütterungsmaterialien in den metaphysären Knochen getrennt nach Geschlechtern (n=34) .....	108
Abbildung 73: Häufigkeiten der knöchernen Integration je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	109
Abbildung 74: Ausprägung der mechanischen Beinachse anhand des Abstands der Mikulicz-Linie zur Kniegelenksmitte je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34) .....	110
Abbildung 75: Ausprägung der anatomischen Beinachse je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34).....	111
Abbildung 76: Ausprägung des mTFA je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34).....	111
Abbildung 77: Kellgren und Lawrence Score je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34).....	112
Abbildung 78: Lysholm-Score je nach knöcherner Integration des Knochenersatzmaterials (n=34) .....	113
Abbildung 79: WOMAC 3.1-Score je nach knöcherner Integration des Ersatzmaterials (n=34) .....	113
Abbildung 80: Postoperative Aktivitätsskala nach Tegner je nach knöcherner Integration des Unterfütterungsmaterials (n=34).....	114

## 10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Punktesystem nach Kellgren und Lawrence .....	54
Tabelle 2: Geschlecht und Art der Unterfütterung: Kreuztabelle (n=34) .....	62
Tabelle 3: Erreichte Punkte Lysholm-Score Fragebogen .....	69
Tabelle 4: Erreichte Punkte WOMAC 3.1-Score Fragebogen.....	73
Tabelle 5: Tegner-Aktivitätsskala postoperativ je nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	76
Tabelle 6: Differenz der Tegner-Aktivitätsskala je nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	77
Tabelle 7: Messergebnisse des ROM des verletzten Knies in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=32).....	81
Tabelle 8: Signifikanzwerte (p) beim paarweisen Vergleich der Unterfütterungsmaterialien in Bezug zum ROM (n=32).....	82
Tabelle 9: Abstand der Mikulicz Linie von der Kniegelenksmitte in mm je nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	84
Tabelle 10: Signifikanzwerte (p) beim paarweisen Vergleich von Unterfütterungsmaterialien mit dem Abstand der mechanischen Beinachse zur Kniegelenksmitte (n=34) .....	85
Tabelle 11: Abweichung des Abstands der Mikulicz-Linie vom Normalbereich (0 bis 16 mm medial des Kniezentrums, n=34) .....	88
Tabelle 12: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und deren jeweiligen Abstände der mechanischen Beinachse zum Normalbereich von 0 bis 16 mm medial der Kniegelenksmitte (n=34) .....	89
Tabelle 13: Messergebnisse des mTFA in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	90
Tabelle 14: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien untereinander und dazugehörigen mTFA Ergebnissen in Grad (n=34).....	91
Tabelle 15: Abweichung vom mTFA Normalbereich (-1° bis 3,4° ) in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34).....	94
Tabelle 16: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und entsprechender Abweichung vom Normalbereich des mTFA von -1° bis 3,4° (n=34).....	95
Tabelle 17: Anatomische Beinachse in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	96
Tabelle 18: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und dazugehöriger anatomischer Beinachse gemessen in Grad (n=34).....	97
Tabelle 19: Abweichung der anatomischen Beinachse vom Normalbereich (5° bis 9° ) in Grad je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	100
Tabelle 20: Signifikanzwerte (p) des Vergleichs von Unterfütterungsmaterialien und entsprechender Abweichung vom Normalbereich der anatomischen Beinachse von 5° bis 9° (n=34) .....	101

---

Tabelle 21: Zusammenhänge der unterschiedlichen Beinachsen mit den klinischen Ausprägungen als p-Werte dargestellt (n=34) .....	104
Tabelle 22: knöcherner Integration je nach Unterfütterungsmaterial (n=34) .....	109
Tabelle 23: Übersicht der Literatur-Quellen bezüglich einer sekundären Gelenkflächen-depression.....	141

## 11 Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Gerd Regel für die Überlassung des Themas, die Betreuung und der mir entgegengebrachten Geduld bei der Durchführung der Dissertation bedanken.

Mein Dank gilt ebenso Herrn Dr. med. Jan Nikolas Rieken für die fachliche Unterstützung, die förderlichen Gespräche zu jeder Unzeit, das Korrekturlesen und natürlich für die Begleitung bei der Durchführung der Ganganalyse.

Eine große Stütze bei der Durchführung der Ganganalyse war auch Ditto Joseph, dafür gebührt ihm mein Dank.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Fr. Göbel für ihr Engagement in Sachen Organisation von Terminen, Besprechungen und der Kontaktaufnahmen im Rahmen des Abschlusses der Dissertation.

Allen Beteiligten des unfallchirurgisch-orthopädischen Sekretariats möchte ich für die tatkräftige Unterstützung bei der Organisation der Untersuchungstermine Danke sagen.

Meinen Dank richte ich auch an die helfenden Hände der radiologischen Einrichtung in der Zentralen Notaufnahme. Den maßgeblichen Ausschlag für die hohe Qualität der Röntgenaufnahmen haben die immer hilfsbereiten medizinischen-technischen Assistentinnen und Assistenten gegeben.

Mein außerordentlicher Dank gilt meinem Vater für die großzügige und flexible Freistellung damit die Dissertation zum Erfolg geführt werden konnte. Auch für das Korrekturlesen und das umfangreiche fachliche Feedback möchte ich mich bei meinem Vater herzlich bedanken.

Ein besonderer Dank geht an auch meine Frau Elisabeth für ihre Geduld, die Übernahme von Verpflichtungen in dieser Zeit und das Verständnis für den Zeitaufwand zur Anfertigung dieser Dissertation. Für die kontinuierliche Motivation und Unterstützung bin ich meiner Frau zu größtem Dank verpflichtet.

## 12 Eidesstattliche Versicherung

Daniel Darga, geb. 06.07.1977

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Einfluss der Art der Unterfütterung der Impressionszone nach lateralem Tibiakopf  
Impressionsspaltbruch**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Bad Feilnbach, 02.12.2021

Daniel Darga