

Aus dem Zentrum für Unfallchirurgie und Orthopädie (ZOU)
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Biomechanische Prüfung intraossärer Nagelsysteme für transversale Patellafrakturen im
Vergleich zur klassischen Zuggurtungsosteosynthese an Kunstknochen
- Experimentelle Studie -

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Nina Gercek
aus Mainz

Mainz, 2023

Tag der Promotion: 09.10.2023

Meinen lieben Eltern
aus Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

Erklärung.....	I
Abkürzungsverzeichnis	II
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis.....	VIII
1 Einleitung	1
1.1 Ziel der Studie	1
1.2 Stand der Forschung.....	2
1.3 Forschungshypothesen	3
2 Literaturdiskussion.....	5
2.1 Anatomie des Kniegelenks und der Patella.....	5
2.1.1 Knöcherne Anteile des Kniegelenks	5
2.1.2 Muskulatur, Bandapparat, Menisken und Weichteilgewebe.....	10
2.1.3 Blutversorgung des Kniegelenks.....	15
2.2 Biomechanik des Kniegelenks	16
2.2.1 Femoropatellagelenk	16
2.2.2 Neutral Null Methode (NNM)	20
2.3 Vergleich von Kunstknochen und humanen Präparaten	21
2.4 Patellafrakturen	23
2.4.1 Inzidenz und Epidemiologie	23
2.4.2 Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO).....	23
2.4.3 Klassifikation nach Speck und Regazzoni, 1994	25
2.4.4 Symptome und Diagnostik.....	26
2.4.5 Therapieoptionen.....	28
2.4.6 Konservative Behandlung	29
2.4.7 Operative Behandlung.....	30
2.4.8 Klassische Zuggurtungsosteosynthese	31
2.4.9 Modifikationen der Zuggurtungsosteosynthese	33

2.4.10	Winkelstabile Verplattung	35
2.4.11	Prognose	36
3	Materialien und Methoden	38
3.1	Materialien	38
3.1.1	Patella Kunstknochen, Sawbones®	38
3.1.2	Femur Kunstknochen, Sawbones®	39
3.1.3	Nagelimplantate	40
3.1.4	Verriegelungsschrauben	42
3.1.5	Kirschner-Drähte	43
3.1.6	Osteotomie – Sägevorrichtung	43
3.1.7	Zielgerät für die Verriegelung – custom made	46
3.1.8	Servo-pneumatische Prüfmaschine, Sincotec	48
3.1.9	CCD – (charged-coupled-device) Kamera	48
3.2	Probenvorbereitung	49
3.2.1	Gruppe 1: Doppelnagelsystem (2N)	50
3.2.2	Gruppe 2: Einzelnagelmethode (1N)	52
3.2.3	Gruppe 3: Klassische Zuggurtungsosteosynthese (C)	53
3.2.4	Optische Marker	54
3.3	Methoden	55
3.3.1	Versuchsaufbau	55
3.3.2	Entwicklung und Optimierung des Versuchsaufbaus	58
3.3.3	Biomechanische Testung	64
3.3.4	Dokumentation der Frakturspaltbreite	66
3.3.5	Bildkorrektur mithilfe Paint.NET	66
3.3.6	Videoerstellung aus Einzelbildern (Movavi-Video Editor)	67
3.3.7	Videobewegungs-Analyse mit SimiMotion®	68
3.3.8	Datenerfassung	69
3.3.9	Versagenskriterien	69

3.3.10	Statistische Auswertung	70
3.3.11	Röntgenaufnahmen der versorgten Patellae	75
4	Ergebnisse	76
4.1	Stichprobencharakteristika	76
4.1.1	Deskriptive Auswertung der Veränderung der Frakturspaltbreite zu verschiedenen Zeitpunkten der Extensionsposition (Kamera 1)	77
4.1.2	Deskriptive Auswertung der Veränderung der Frakturspaltbreite zu verschiedenen Zeitpunkten der 90°-Flexionsposition (Kamera 2)	81
4.1.3	Deskriptive Auswertung des Verhaltens des Frakturspaltes in 90°-Flexionsposition	85
4.2	Post-interventionelle konventionell-radiologische Kontrolle der Proben	87
4.3	Statistische Auswertung	91
4.3.1	Gegenüberstellung der Stichprobencharakteristika der Gruppen	91
4.3.2	Verhalten des Frakturspaltes in Flexionsposition	95
4.3.3	Post-hoc: Tukey Test ohne Transformation der Daten	101
5	Diskussion	103
5.1	Biomechanische Aspekte des Studienablaufs und der Methoden	104
5.2	Interpretation der Ergebnisse	107
5.3	Stärken und Schwächen der Studie	112
5.4	Fazit	114
5.5	Ausblick	114
6	Zusammenfassung	116
7	Literaturverzeichnis	118
8	Anhang	133
9	Danksagung	151
10	Tabellarischer Lebenslauf	152

Erklärung

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Messergebnisse wurden nach entsprechender Einführung durch den Leiter des Biomechaniklabor des Zentrums für Unfallchirurgie und Orthopädie der Universitätsmedizin Mainz sowie weiteren Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern von mir im Biomechaniklabor des Zentrums für Unfallchirurgie und Orthopädie der Universitätsmedizin Mainz ermittelt.

Abkürzungsverzeichnis

TBW / tbw	tension band wiring
ZOU	Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
z.B.	zum Beispiel
ca.	circa
bzw.	beziehungsweise
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AP	anterior-posterior
Art.	Articulatio
M.	Musculus
N.	Nervus
A.	Arteria
V.	Vena
Lig.	Ligamentum
K-Draht	Kirschner-Draht
PMMA	Polymethylmethacrylat
mm	Millimeter
cm	Centimeter
N	Newton
kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
NNM	Neutral-Null-Methode
ROM	range of motion
Ext / E	Extension
Flex / F	Flexion
CPM	continuous passive motion
1N	Einzelnagelmethode
2N	Doppelnagelmethode
C	klassische Zuggurtungsosteosynthese
95%-KI	95%-Konfidenzintervall
ANOVA	analysis of variance
MW / M	Mittelwert
SD	Standardabweichung
Min / Max	Minimum / Maximum

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Knochenmorphologie nach Shier et al. (53)	5
Abbildung 2 Substantia compacta und spongiosa, mikroskopische Vergrößerung der Trabekelstruktur, nach Mörike et al. (57)	6
Abbildung 3 Aufbau Röhrenknochen, Femur; a: anatomisch; b: histologisch; aus Prometheus LernAtlas (54).....	7
Abbildung 4 Rechtes Kniegelenk; Ansicht von a: ventral; b: dorsal; c: lateral; aus Prometheus LernAtlas (59).....	8
Abbildung 5 Patella, a: ventral, b: dorsal, c. apikal; aus Prometheus LernAtlas (61, 62)	8
Abbildung 6 Femoropatellagelenk, Querschnitt von distal; aus Prometheus LernAtlas (62) ...	9
Abbildung 7 Muskulatur des Kniegelenks; rechts: ventral; links: dorsal; aus Prometheus LernAtlas (72).....	11
Abbildung 8 Ventraler und dorsaler Bandapparat des Kniegelenks; aus Prometheus LernAtlas (75).....	12
Abbildung 9 Kniegelenk, sagittaler Schnitt ohne Bandstrukturen, schematisiert, rot: Membrana synovialis; aus Waldeyer – Anatomie des Menschen, Streicher et al. (55).....	13
Abbildung 10 Gelenkhöhle Kniegelenk rechts; a) Gelenkkapsel; b) sagittale Ansicht Kniegelenk; aus Prometheus LernAtlas (63)	14
Abbildung 11 Arterielle Blutversorgung des Kniegelenks nach Kirschner et al.(84) a) Rete articulare genus im Uhrzeigersinn A-E; b) Rechtes Kniegelenk mit geklemmter A./V. femoris und Quadrizepssehne (mediale Ansicht)	15
Abbildung 12 Funktion eines Sesambeins am Beispiel der Patella, Pfeile = mechanische Zugkraftveränderung bei Extension und Flexion, aus Waldeyer – Anatomie des Menschen, Streicher et al. (55).....	17
Abbildung 13 Gelenkmechanik am Beispiel des Kniegelenks in Sagittalebene; a: in Extension; b: in Flexion; aus Prometheus LernAtlas, nach Schünke et al. (99).....	18
Abbildung 14 Kraftanalyse beim Aufstehen von einem Stuhl (PF = patellofemoral, Q = Quadrizeps, PS = Patellarsehne, TF = tibiofemoral, KG = Körpergewicht) aus Masouros S, Halewood C, Bull A, Amis A. Biomechanik des Kniegelenks. In: Kohn D, Hrsg. Expertise Knie, Thieme (92).....	19
Abbildung 15 Bewegungsumfang des Kniegelenks nach der Neutral-Null-Methode; aus Prometheus LernAtlas (58, 99).....	20
Abbildung 16 AO Klassifikation, Patellafrakturen, aus Patella fractures von Galla et al. (76)24	

Abbildung 17 Klassifikation nach Speck und Regazzoni für Patellafrakturen, aus Finkenzeller G. et al. in: Baierlein S, Hrsg. Frakturklassifikationen, Thieme (149).....	25
Abbildung 18 Konventionell-radiologische Aufnahme, Knie links in 2 Ebenen (AP und seitlich); Patellafraktur Typ AO 34-C1.1 aus Duale Reihe, Niethard et al. (152).....	27
Abbildung 19 Patellaquerfraktur und Zuggurtungsosteosynthese, von Kühne et. al (203).....	32
Abbildung 20 Kanülierte Schrauben in Kombination mit Zuggurtungsosteosynthese, konventionell-radiologische Aufnahme in 2 Ebenen (ap, lateral), aufgenommen von Nienhaus et al. (12).....	34
Abbildung 21 Patella links, Sawbones® (236).....	38
Abbildung 22 Femur links; rechts: ventral, links dorsal, Sawbones® (238).....	39
Abbildung 23 Intraossäres Nagelimplantat in 3D-CAD (computer-aided design), von R. Helfrich, Hochschule RheinMain,	40
Abbildung 24 Intraossäre Nägel für Einzelnagelsystem (oben) und Doppelnagelsystem (unten).....	41
Abbildung 25 Kortikalisschraube D 2,7 x 36, aus Produktkatalog: Königssee Implantate (239).....	42
Abbildung 26 Anordnung der Verriegelungsschrauben	42
Abbildung 27 Position des Nagelimplantates in Patella, Sawbones® (236), Nagelimplantat von R. Helfrich, Hochschule RheinMain.....	43
Abbildung 28 Planungsskizze Sägevorrichtung, Technische Zeichnung mit Fusion 360 - Autodesk® von D. Wesolowski, Hochschule RheinMain.....	44
Abbildung 29 Sägevorrichtung mit Patella.....	44
Abbildung 30 Sägevorrichtung ohne Patella	45
Abbildung 31 Bohrschablone PMMA von oben: links Einzelnagel, rechts Doppelnagel.....	46
Abbildung 32 Zielgerät (custom made), Beispiel Einzelnagelmethode	46
Abbildung 33 Doppelnagelmethode, eingespannt in custom made Zielgerät	47
Abbildung 34 Schema der drei Osteosynthesemethoden von ventral und lateral sowie Implantate, rot: Frakturspalt; Sawbones® (236), Nagelimplantat von R. Helfrich, Schrauben von Königssee Implantate (239).....	49
Abbildung 35 Oberflächenstruktur des additiv gefertigten Nagelimplantates	50
Abbildung 36 Tischstandbohrer, Plattform um 15° gekippt.....	51
Abbildung 37 Gruppe 2N - Probenvorbereitung	51
Abbildung 38 Einbringung der Verriegelungsschrauben unter Kompression.....	52
Abbildung 39 Klassische Zuggurtungsosteosynthese - Probenvorbereitung.....	53

Abbildung 40 Schema optische Marker.....	54
Abbildung 41 Schema Versuchsaufbau, von R. Helfrich, Hochschule RheinMain	55
Abbildung 42 Befestigung des Femurs.....	56
Abbildung 43 Versuchsaufbau.....	57
Abbildung 44 Vorläufiger Versuchsaufbau, seitlich	58
Abbildung 45 Stahlnägel, Hochschule RheinMain.....	59
Abbildung 46 Femur von kaudal mit herstellerbedingtem Loch in Patellagleitlager (238)	59
Abbildung 47 PMMA gefülltes Loch des Femurs, links: Abnutzung des Materials, rechts: Epoxydharzversiegelung.....	60
Abbildung 48 Oberflächenfemurschild.....	60
Abbildung 49 Aufhängeloch in den vise tabs	61
Abbildung 50 vise tab – Abbruch bei Gruppe 1N, C und 2N.....	61
Abbildung 51 Epoxydharzverstärkung am proximalen vise tab (dorsal, ventral, seitlich).....	62
Abbildung 52 Führungsschiene für Prüfgewicht	62
Abbildung 53 Kunststofffaden, links: eingespannt im Versuchsaufbau, mitte und rechts: Versagen des Kunststofffadens nach Lösen der Mutter zur Begutachtung	63
Abbildung 54 Prüfablauf im Systemsteuerungsprogramm Testpilot (SincoTec Test Systems, Baujahr 2019, Seriennummer SO190244), Screenshot	65
Abbildung 55 Movavi Video Editor plus 2020, Export-Einstellung, Screenshot.....	67
Abbildung 56 Konventionell-radiologische Bildaufnahme unter einem C-Bogen im ZOU der Universitätsmedizin Mainz	75
Abbildung 57 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des medialen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Extensionsposition	79
Abbildung 58 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des lateralen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Extensionsposition	80
Abbildung 59 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des medialen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Flexionsposition.....	84
Abbildung 60 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des lateralen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Flexionsposition.....	84
Abbildung 61 Boxplotdiagramm der Differenzen der Spaltbreiten in mm der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Flexionsposition.....	86
Abbildung 62 Post-interventionelles Röntgen in 2 Ebenen, Zuggurtungsosteosynthese C1-C8	88
Abbildung 63 Post-interventionelles Röntgen in 2 Ebenen, Doppelnagelmethode 2N1-2N8.	89

Abbildung 64 Post-interventionelles Röntgen in 2 Ebenen, Einzelnagelmethode 1N1-1N8 ..	90
Abbildung 65 Deskriptive Statistik der transformierten Daten, Flexionsposition.....	96
Abbildung 66 Welch Test, Einfaktorielle ANOVA des einfachen Haupteffektes des Zwischensubjektfaktors (Gruppe).....	98
Abbildung 67 Paarweise Vergleiche, ANOVA mit Messwiederholung, einfacher Haupteffekt des Innersubjektfaktors (Zeit).....	100
Abbildung 68 Post-hoc Tukey-HSD Test, ohne Datentransformation	101
Abbildung 69 Balkendiagramm, Differenz der Frakturspalte der einzelnen Gruppen zu den verschiedenen Zeitpunkten, ohne Datentransformation	102
Abbildung 70 Maße Patella links in mm, Sawbones® (236)	136
Abbildung 71 Maße des Femur links in mm, Sawbones® (238).....	137
Abbildung 72 Technische Zeichnung Patellanagel groß, von C. Glockner, Hochschule RheinMain.....	138
Abbildung 73 Technische Zeichnung Patellanagel klein, von C. Glockner, Hochschule RheinMain.....	138
Abbildung 74 Shapiro-Wilk-Test, Extension (Kamera 1), medial	143
Abbildung 75 Shapiro-Wilk-Test, Extension (Kamera 1), lateral	143
Abbildung 76 Shapiro-Wilk-Test, Flexion (Kamera 2), medial	143
Abbildung 77 Shapiro-Wilk-Test, Flexion (Kamera 2), lateral	144
Abbildung 78 Shapiro-Wilk-Test für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition.....	146
Abbildung 79 Shapiro-Wilk Test, Transformierte Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition	147
Abbildung 80 Mauchly-Test der transformierten Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition	147
Abbildung 81 Levene-Test der transformierten Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition	148
Abbildung 82 Box-Test der transformierten Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition	148
Abbildung 83 Tests der Innersubjekteffekte, transformierte Daten.....	149

Abbildung 84 Post-hoc Tukey-HSD, transformierte Daten, Einfaktorielle ANOVA des Zwischensubjektfaktors, Gruppenunterschiede	149
Abbildung 85 ANOVA mit Messwiederholung, einfacher Haupteffekt des Innersubjektfaktors (Zeit), transformierte Daten	150

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Kniegelenksmuskeln geordnet nach Bewegungen und Wichtigkeit nach Wurzinger et al. (58).....	10
Tabelle 2 Spaltbreite in mm der verschiedenen Versorgungsmethoden zu unterschiedlichen Zeitpunkten in Extension	78
Tabelle 3 Spaltbreiten in mm nach verschiedenen Charakteristika (1-4) der 3 Gruppen in Extension.....	78
Tabelle 4 Charakteristika der verschiedenen Versorgungsmethoden zu unterschiedlichen Zeitpunkten in 90°-Flexion.....	82
Tabelle 5 Spaltbreiten in mm nach verschiedenen Gesichtspunkten (1-4) der Gruppen in 90°-Flexion	83
Tabelle 6 Deskriptive Auswertung der Differenzen der lateralen und medialen Frakturspalte in mm in 90°-Flexionsposition nach Anzahl der Zyklen	86
Tabelle 7 Forschungshypothesen und Gegenüberstellung der drei Gruppen	91
Tabelle 8 Ungepaarter einseitiger T-Test mit nach Bonferroni-Holm korrigierte p-Werten in Extensions- und Flexionsposition (Ext/Flex) der drei Gruppen (C, 1N, 2N), Mittelwerte (SD) der Spaltbreiten in mm der medialen und lateralen Frakturseite	92
Tabelle 9 Hypothesen zum Verhalten des Frakturspaltes in Flexionsposition	95
Tabelle 10 Tests der Innersubjekteffekte, transformierte Daten.....	97
Tabelle 11 Post-hoc Tukey-HSD, transformierte Daten, Einfaktorielle ANOVA des Zwischensubjektfaktors, Gruppenunterschiede anhand der Differenzen der Spaltbreiten in mm nach Anzahl Zyklen	98
Tabelle 12 Einfacher Haupteffekt des Innersubjektfaktors (Zeit), ANOVA mit Messwiederholung	99
Tabelle 13 Extensorenloge des Oberschenkels, ventrale Muskulatur aus Prometheus, LernAtlas (72).....	133
Tabelle 14 Flexorenloge des Oberschenkels, dorsale Muskulatur aus Prometheus, LernAtlas (72).....	134
Tabelle 15 Muskulatur, beteiligt an der Kniegelenksfunktion aus Prometheus, LernAtlas (72)	135
Tabelle 16 Spezifikation Patella links, Sawbones® (236).....	136
Tabelle 17 Spezifikation Femur links, Sawbones® (238)	137
Tabelle 18 Zufällige Testreihenfolge Patellamodelle	139

Tabelle 19 Datenerhebung, Extension, Kamera 1, Spaltbreiten in mm der 8 Proben (P1-P8) der jeweiligen Methode (1N, 2N, C) zu verschiedenen Zeitpunkten.....	140
Tabelle 20 Datenerhebung, Flexion, Kamera 2, Spaltbreiten in mm der 8 Proben (P1-P8) der jeweiligen Methode (1N, 2N, C) zu verschiedenen Zeitpunkten.....	141
Tabelle 21 Betrag der Differenzen der medialen und lateralen Spaltbreiten in mm der drei Versorgungsmethoden zu den Zeitpunkten nach 100, 500 und 1000 Zyklen.....	142
Tabelle 22 Ungepaarter einseitiger T-Test, Extensionsposition, Kamera 1	144
Tabelle 23 Ungepaarter einseitiger T-Test, Flexionsposition, Kamera 2	145
Tabelle 24 Korrigierte p-Werte nach Bonferroni-Holm in Extensionsposition.....	145
Tabelle 25 Korrigierte p-Werte nach Bonferroni-Holm in Flexionsposition	146

1 Einleitung

1.1 Ziel der Studie

Patellafrakturen gehören zu den seltenen traumatischen Verletzungen (1). Dennoch gab es in den letzten Jahren viele Studien zu operativen Behandlungen und die derzeit verwendete Goldstandardmethode, die klassische Zuggurtungsosetose, wird als Therapie der Wahl für Patellaquerfrakturen hinterfragt (2, 3). Ziel der neueren Forschung ist es, eine möglichst biomechanisch stabile Verbindung der Knochenfragmente zu schaffen und die Knochenbruchheilung transversaler Patellafrakturen zu begünstigen (4). Mithilfe der vorliegenden Studie soll gezeigt werden, dass eine osteosynthetische Versorgung transversaler Patellafrakturen mit einem intraossären Nagelimplantat bessere biomechanische Eigenschaften aufweist als die herkömmliche Methode der klassischen Zuggurtungsosteosynthese, welche in der englischen Literatur als tension band wiring (TBW) bezeichnet wird (5). In enger Zusammenarbeit mit der Hochschule RheinMain wurden erste Prototypen intraossärer Nägel entwickelt und im Biomechaniklabor des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU) der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz getestet. Soweit bekannt, existieren aktuell keine Daten zu biomechanischen Eigenschaften für diesen neuen Prototypen. Es wird angenommen, dass intraossäre Nägel bei Patellafixation eine bessere Stabilität aufweisen und Zugspannungen bei Belastung nach 500 - 1000 Bewegungszyklen besser standhalten.

Außerdem wird eine geringere Komplikationsrate und Weichteilverletzung erwartet. Zuvor wurden im Biomechaniklabor des ZOU verschiedene intraossäre Implantate und Osteosynthesemethoden zur Versorgung von Frakturen an anderen Gelenken des Körpers entwickelt und erfolgreich auf den internationalen orthopädischen Unfallmarkt eingeführt: unreamed humeral nail (UHN) (6), proximal humeral nail (PHN) (7), proximal tibia nail (PTN) (8), expert tibia nail (ETN) (9), distal tibia nail (DTN) (10, 11). Auf Grundlage dieses Wissens wird nun eine Alternative zur bisher üblichen TBW bei Patellaquerfrakturen entwickelt, um möglichst die Patellasehne zu schonen und umliegendes Weichteilgewebe minimal zu verletzen. Forschungsergebnisse aus dem Research Institut Davos der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) zeigen, dass ein intraossärer Nagel aus biomechanischer Sicht eine bessere Stabilität an der artikulierenden Fläche transversaler Patellafrakturen bringt (12). Aufbauend auf diese neuen Erkenntnisse wird eine Testreihe zur biomechanischen Prüfung intraossärer Nägel zur Versorgung transversaler Patellafrakturen im Vergleich zur TBW an Kunstknochen entwickelt und durchgeführt. Dieser Studie liegen zwei verschiedene Konzepte

zugrunde. Zunächst soll ein intraossärer Einzelnagel, in Anlehnung an die Ergebnisse von Nienhaus et al. und Gehr et al. (12, 13), im Vergleich zur TBW untersucht werden. Eine weiterführende Idee von Herrn Prof. em. Dr. med. Dr. hc. P. M. Rommens war, dass eine gitterartige Struktur, welche durch ein statisch verriegeltes intraossäres Doppelnagelsystem entsteht, transversalen Patellafrakturen eine noch größere Stabilität geben könnte. Dies könnte in Zukunft ein breiteres Spektrum an Indikationen zur Versorgung von Patellafrakturen abdecken.

1.2 Stand der Forschung

Seit Jahrzehnten ist der Goldstandard zur Versorgung transversaler Patellafrakturen die klassische Zuggurtungsosteosynthese (TBW) unter Verwendung von Kirschner-Drähten (3, 14, 15, 16). Vor Etablierung aseptischer operativer Methoden in der Mitte des 19. Jahrhunderts wurden Patellafrakturen regelhaft konservativ behandelt (17). Das Kniegelenk wurde über Wochen in einem Streckverband ruhiggestellt. Fowler et al. beschreibt die Probleme der konservativen Therapie und hebt hervor, dass es zu gravierenden Funktionseinschränkungen kommen kann, da die Muskeln des Kniegelenks in der Zeit der Ruhigstellung atrophieren können (14). Aseptisches Operieren reduzierte schwere postoperative Folgen wie Amputationen, Sepsis und den Tod der Patienten (18). Es wurden verschiedene Methoden zur Fixierung von Frakturen durch Umschlingen des Gliedmaßes mit Metall-Drähten am Olecranon und der Patella entwickelt (19, 20). Jedoch traten trotz des aseptischen Operierens Wundinfektionen auf und es kam trotz Ruhigstellung der Gelenke zu einer mangelnden Konsolidierung der Frakturen aufgrund von Materialversagen (18). Das Prinzip der Zuggurtungsosteosynthese wurde in den 1950er Jahren von Pauwels eingeführt. Bekannt aus dem Stahlbetonbau postuliert Pauwels, dass Zugkräfte der Muskelsehnen über eine Drahtosteosynthese in Kompressionskräfte auf den Frakturspalt umgewandelt werden (21). Nach Gründung der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) 1958 in der Schweiz wurde Böhlers Konzept der anatomischen Reposition, Retention und Rehabilitation stark verbreitet (22, 23). Die Zuggurtungsosteosynthese als Fixierungsmöglichkeit von Patellafrakturen wurde etabliert und ist bis heute das weltweit am häufigsten angewendete Osteosyntheseverfahren zur Versorgung von Patellafrakturen (3, 24, 25, 26). Eine andere akzeptierte Methode für transversale Patellafrakturen ist die Kombination aus zwei kanülierten gelöcherten Schrauben und Zuggurtungsosteosynthese (27, 28, 29). Allerdings zeigen biomechanische Untersuchungen, dass es häufig gerätetechnische Komplikationen im Zusammenhang mit den Varianten der TBW gibt, unter anderem postoperative Schmerzen,

Weichteilgewebsirritationen durch eingebrachtes Fremdmaterial, sekundäre Bruchverschiebungen oder Versagen der Implantate zum Beispiel durch Lockerungen, Migration oder Bruch der Implantate (30, 31, 32). Diese Komplikationen machen eine erneute Operation notwendig und meistens muss das Implantat entfernt werden (33, 34, 35, 36). Patellaquerfrakturen haben in den letzten Jahren mehr Aufmerksamkeit bekommen, da es sich um intraartikuläre Frakturen handelt und die Fragmente unter ständiger Zugkraft der Quadrizepssehne stehen. Praktikable Optionen zur Verplattung, zum Beispiel winkel-stabile Plattensystemen für Patellafrakturen, wurden auf den orthopädischen Markt eingeführt (37). Diese bringen bessere biomechanische und klinische Ergebnisse im Vergleich zur TBW (38, 39, 40, 41, 42). Langzeitergebnisse nach Verplattung von Patellafrakturen fehlen. Außerdem ist eine umfangreiche Präparation und Entfernung von Weichteilgewebe nötig, um winkelstabile Platten anzubringen (26, 43). Friedl und Gehr et al. entwickelten in den frühen 2000ern eine weitere vielversprechende Therapiemöglichkeit zur Versorgung von Patellafrakturen (44). Ein Kleinfragment-Zuggurtungsosteosynthesenagel, auch XS-Nagel genannt, welcher intraossär die Fraktur stabilisiert, soll eine höhere interfragmentäre Kompression der Frakturteile bei Patellafrakturen aufweisen als der sonst übliche Goldstandard der TBW (13). Durch die Positionierung des Implantats innerhalb des Knochens kann eine Irritation des Weichteilgewebes vermindert werden und in vielen Fällen kann der Nagel intraossär bleiben. Der XS-Nagel von Friedl et al. wurde bereits auf den orthopädischen Markt eingeführt und in ersten klinischen Studien getestet (45). Friedl et al. konnten zeigen, dass von 49 Patienten mit Patellafrakturen 69% der Patienten ein exzellentes Ergebnis nach Versorgung mit dem XS-Nagel erzielten (46). In einer anderen Studie konnten Nienhaus et al. nachweisen, dass ein verriegeltes intraossäres Nagelsystem an Kadavern eine höhere Stabilität bei Patellaquerfrakturfixation bietet als die Methode der kanülierten Schrauben mit TBW (12). Biomechanische Studien zeigen, dass intraossäre Nägel an anderen Gelenken des Körpers den herkömmlichen Methoden wie TBW oder winkel-stabiler Verplattung überlegen sind (47, 48). Demzufolge ist ein solcher Effekt auch für die Patella zu erwarten.

1.3 Forschungshypothesen

Die operative Therapie transversaler Patellafrakturen wird in der Literatur uneinheitlich diskutiert (2, 5, 27, 49, 50). Das Ziel der Therapie ist die korrekte anatomische Reposition und Fixierung der Fraktur, um einen möglichst komplikationslosen Heilungsverlauf zu erzielen (51). In dieser Studie werden die mediale und laterale Spaltentwicklung einer Patellaquerfraktur, beziehungsweise das Auseinanderweichen der proximalen und distalen

Frakturfragmente als primäre Zielparameter festgelegt. In einer weiteren Analyse soll die Symmetrie des Spalts untersucht werden. Sekundäre Ziele sind unter anderem Materiallockerungen und Implantatversagen. Es wird angenommen, dass bei der osteosynthetischen Versorgung transversaler Patellafrakturen intraossär eingebrachte Nägel einer höheren Zugkraft standhalten können als die herkömmliche Methode der klassischen Zuggurtungsosteosynthese. Folgende Fragestellungen und Hypothesen sollen mithilfe dieser Studie überprüft werden:

1. Kann eine Patellaquerfraktur durch einen intraossären Nagel (Einzelnagelmethode) stabiler fixiert werden als durch die klassischen Zuggurtungsosteosynthese?
 - Unter Belastung weichen die Fraktur-Fragmente nach Versorgung mit der Einzelnagelmethode weniger stark auseinander.
2. Bringt ein gering volumigeres intraossäres Doppelnagelsystem, gemeinsam statisch verriegelt, bei der Stabilisierung einer Patellaquerfraktur eine höhere Stabilität als die klassische Zuggurtungsosteosynthese?
 - Es gibt weniger Bewegung im Frakturspalt unter Belastung und Bewegung bei Verwendung des Doppelnagelsystems.
3. Ist das Doppelnagelsystem aus biomechanischer Sicht dem Einzelnagelsystem überlegen?
 - Das Doppelnagelsystem ist stabiler als das Einzelnagelsystem und es treten insgesamt kleinere Spaltbreiten auf unter Belastung.
4. Wie verhalten sich die Frakturspalte der verschiedenen Osteosynthesemethoden während der zyklischen Belastungstests in Flexionsposition bezüglich der Symmetrie des Spalts?
 - Ein intraossäres System wird eine symmetrische Spaltbildung im Vergleich zur Zuggurtungsosteosynthese zeigen.
5. Intraossäre Implantate zeigen eine bessere Übungsstabilität als die Zuggurtungsosteosynthese.
6. Es gibt weniger Materiallockerung und Implantatversagen unter der Verwendung von intraossären Systemen im Vergleich zur Zuggurtungsosteosynthese.

2 Literaturdiskussion

2.1 Anatomie des Kniegelenks und der Patella

2.1.1 Knöcherner Anteil des Kniegelenks

Das humane Skelett des Menschen besteht aus vielen verschiedenen Knochen, welche einen funktionsabhängigen und unterschiedlichen Aufbau haben (52). Die Morphologie des Knochengewebes gibt Hinweise auf Funktion und Struktur des Knochens. Makroskopisch lassen sich zwei Schichten abgrenzen, eine äußere Substantia compacta und innere Substantia spongiosa (Abbildung 1) (53, 54). Eine Knochenhaut, das Periost, umhüllt den gesamten Knochen bis auf die Gelenkflächen, welche von Gelenkknorpel überzogen sind. Der Kortex, die Substantia compacta, umgibt stets das Innere, die Substantia spongiosa. Je nach Knochentyp sind diese beiden Schichten gemäß den funktionellen Anforderungen der einzelnen Knochen unterschiedlich ausgeprägt. Auf histologischer Ebene ist die grundlegende Struktureinheit der Substantia compacta ein Osteon (52, 55). Dieser wird aus Lamellenknochen gebildet, welcher konzentrisch und longitudinal durch den Knochen verläuft. Im Innern eines Osteons befindet sich jeweils ein Haversscher-Kanal, welcher ein Blutgefäß-/ Nervenbündel transportiert. Zwischen den Lamellen befinden sich kleine Lakunen, in denen Osteozyten Platz haben, die über Zellausläufer mit den Gefäßen im Haversschen-Kanal verbunden sind. Das Periost ist von außen durch eine Vielzahl an Blutgefäß-/ Nervenbündeln versorgt, welche über Volkmann-Kanäle in die Substantia compacta eindringen und ins Innere bis zum Knochenmark ziehen und gleichzeitig die Haversschen-Kanäle untereinander verbinden (53, 56).

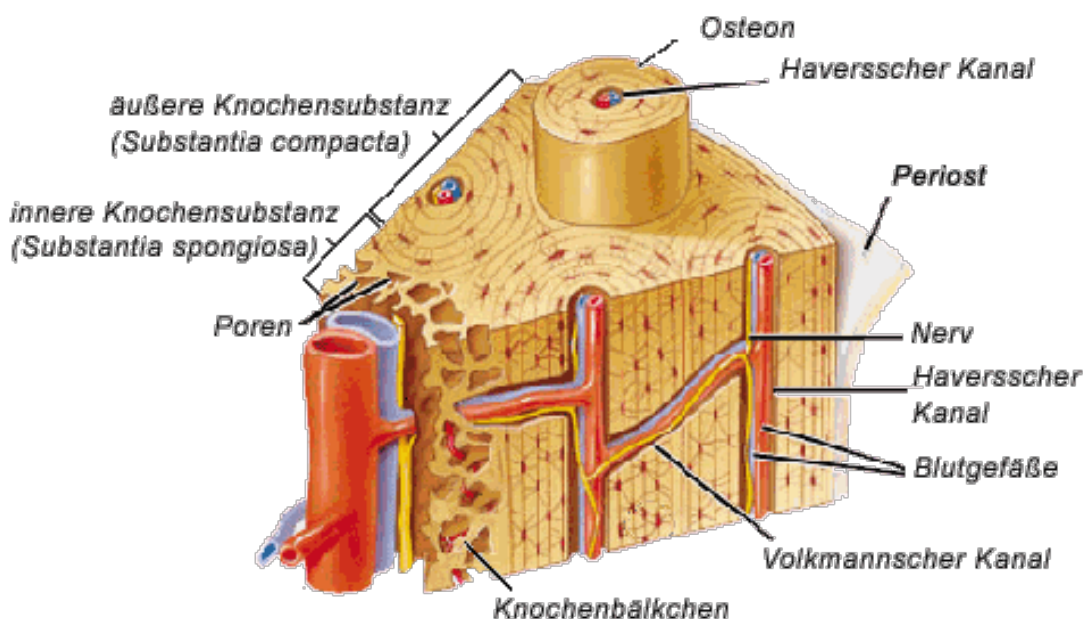


Abbildung 1 Knochenmorphologie nach Shier et al. (53)

Innerhalb dieses Kortexes befindet sich die Substantia spongiosa, eine Bälkchen-Knochensubstanz mit Trabekelstruktur (Abbildung 2) (57). Zwischen den Spongiosabälkchen sind Osteozyten, Knochenzellen, angeordnet, die zum einen für den Knochenaufbau, Osteoblasten, und zum anderen für den Knochenabbau, Osteoklasten, zuständig sind (Abbildung 3) (54). Das Interstitium zwischen den Trabekeln, die Poren, sind ebenfalls gut durchblutet und enthalten das für Zellbildung und Reifung zuständige rote Knochenmark.

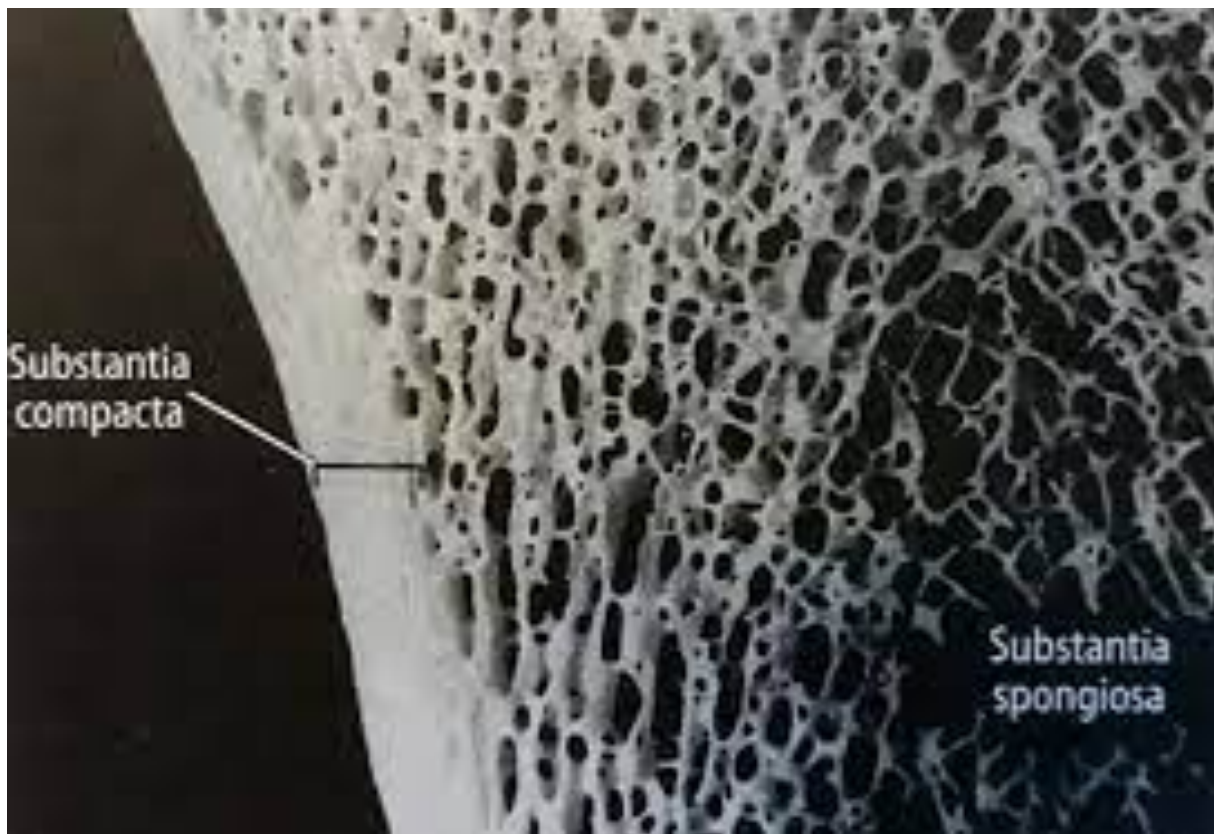


Abbildung 2 Substantia compacta und spongiosa, mikroskopische Vergrößerung der Trabekelstruktur, nach Mörike et al. (57)

Lange Röhrenknochen zeichnen sich durch einen speziellen Aufbau aus, bestehend aus Epi-, Meta- und Diaphyse und ummantelt von Periost (Abbildung 3) (54, 58). Proximal und distal der Knochen befinden sich jeweils die sogenannte Epiphyse, Epiphysis ossis. Die Epiphyse ist mit hyalinem Knorpel überzogen, Cartilago articularis, und steht mit anderen Knochen über ein Gelenk in Verbindung. In der Metaphyse, dem Hals des Knochens, findet man die Epiphysenfuge, Linea epiphysis, welche das Zentrum des Längenwachstums des Knochens bildet. Über die Metaphyse ist die Epiphyse mit der Diaphyse, dem Schaft, verbunden.

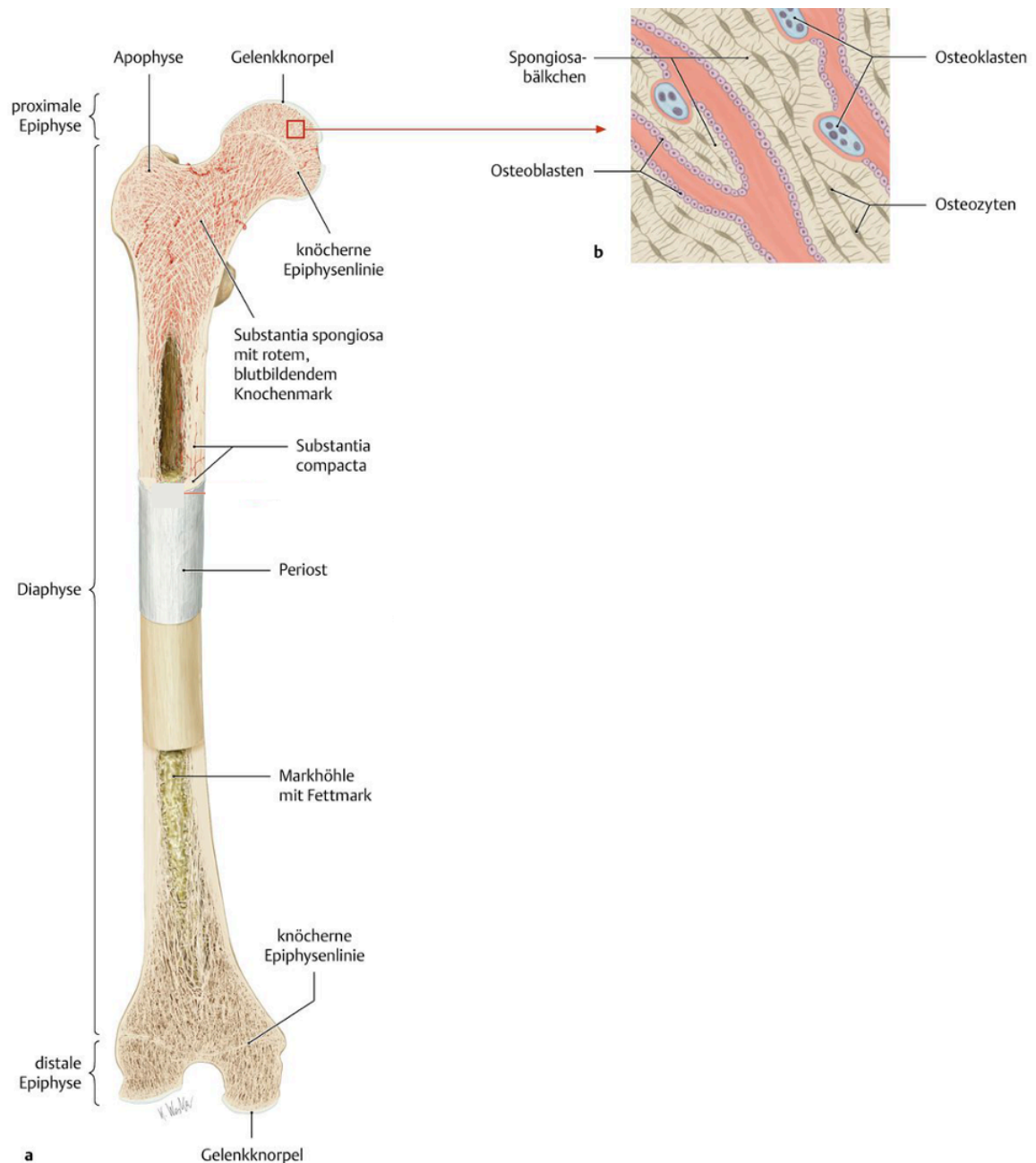


Abbildung 3 Aufbau Röhrenknochen, Femur; a: anatomisch; b: histologisch;
aus Prometheus LernAtlas (54)

Der Röhrenknochen ist auf histologischer Ebene ebenfalls in eine äußere Substantia compacta und innere Substantia spongiosa gegliedert (53). Die Spongiosa ist im Bereich der Epiphyse besonders ausgeprägt und gibt dem Knochen Flexibilität. Der Markraum in Röhrenknochen verfettet in zunehmendem Alter und bildet die Cavitas medullaris, welche zunehmend gelbes Knochenmark enthält (54, 55).

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, befindet sich an der unteren Extremität und wird durch Femur, Tibia und Patella gebildet (Abbildung 4) (59). Zusammen mit dem Hüftgelenk, *Art. coxae*, gehört das Kniegelenk zum zentralen Element der menschlichen Fortbewegung. Es macht das Gehen und Fortbewegen möglich.

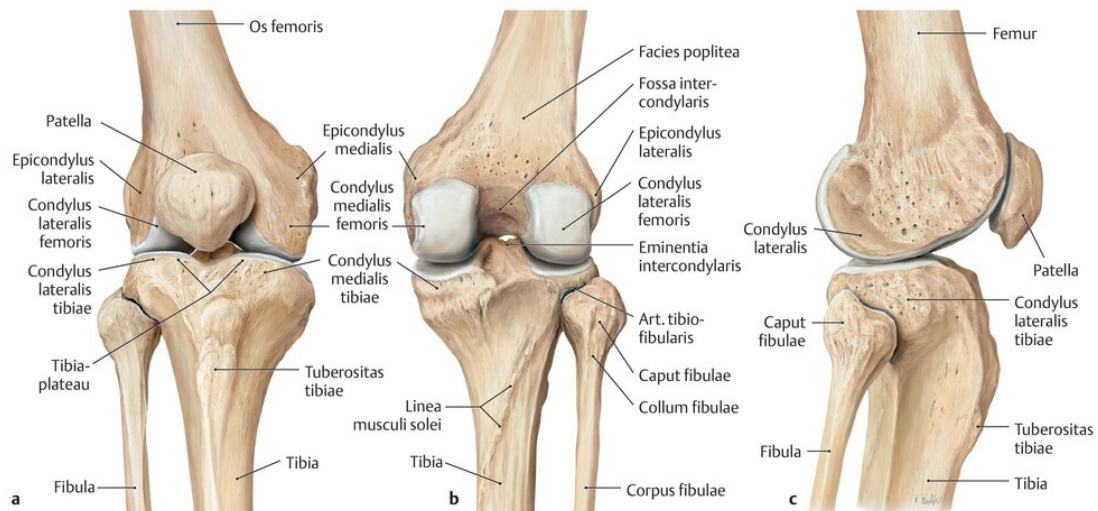


Abbildung 4 Rechtes Kniegelenk; Ansicht von a: ventral; b: dorsal; c: lateral;
aus Prometheus LernAtlas (59)

Anatomisch betrachtet kann man das Kniegelenk in zwei Einzelgelenke unterteilen, das Femorotibialgelenk, *Art. femorotibialis*, und das Femoropatellagelenk, *Art. femoropatellaris*, welche miteinander über eine gemeinsame Gelenkkapsel in Verbindung stehen und funktionell gemeinsam arbeiten. Das Femorotibialgelenk wird gebildet aus den medialen und lateralen Femurcondylen, *Condylus lateralis* und *medialis*, sowie dem Tibiaplateau mit ebenfalls einem *Condylus lateralis* und *medialis tibiae* und ist ein essenzieller Bestandteil der Kniefunktion. Man kann das Femorotibialgelenk in einen medialen und lateralen Gelenkabschnitt einteilen (60). Tibia und Fibula bilden proximal das Tibiofibulargelenk, *Art. tibiofibularis*, welches keine wesentliche Funktion für die Kniegelenksbewegung aufweist und als straffes echtes Gelenk gilt (59, 61).

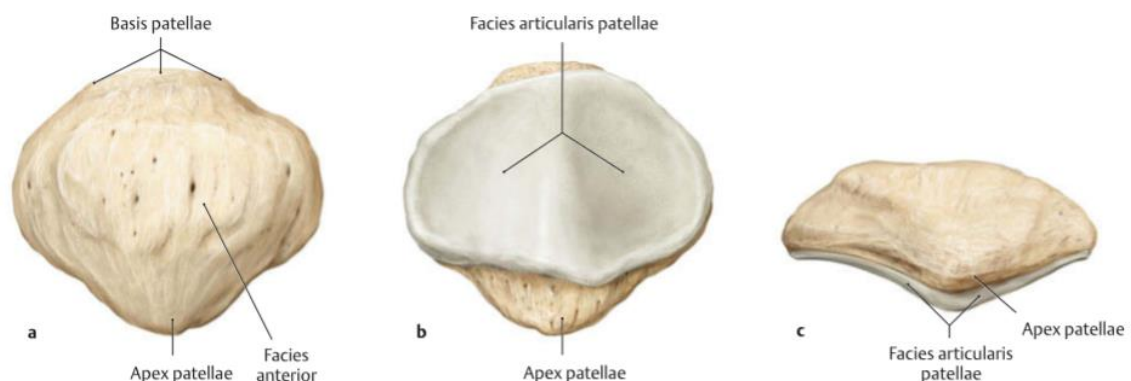


Abbildung 5 Patella, a: ventral, b: dorsal, c. apikal; aus Prometheus LernAtlas (61, 62)

Der Knochen der Patella hat, von ventral betrachtet, die Form eines Dreiecks, bei dem die kraniale Basis abgerundet ist und sich kaudal der Apex patellae befindet (Abbildung 5) (62). Ventral liegt die Facies anterior. Generell ist die Patella oberflächlich gelegen und wird nur durch wenig Weichteilmaterial geschützt wie Abbildung 10 zu entnehmen ist (63). Die dorsale Fläche, die Facies articularis patellae, ist mit Gelenkknorpel überzogen und bildet mittig eine vertikale Erhebung, die Crista patellae, wodurch eine mediale und laterale Gelenkfläche entsteht. Die Crista patellaris liegt mit dieser Erhebung der Rinne der Facies patellaris femoris, auch Trochlea femoris genannt, an (Abbildung 6). Die Patella gilt als das größte Sesambein des menschlichen Körpers und dient, eingelagert in die Patellasehne, als Verbindung zwischen Quadrizeps- und Patellasehne, welche distal an der Tuberositas tibiae ansetzt (64, 65). Die Patella gleitet bei jeder Extension und Flexion ungefähr sieben Zentimeter entlang des distalen Femurs (58, 65) und bildet mit dem Femur das Femoropatellagelenk, Art. femoropatellare (Abbildung 6) (62). Die funktionelle Bedeutung der Gelenke wird in Kapitel 2.2 genauer erläutert. Das gesamte Kniegelenk wird durch einen Muskel-Band-Apparat (siehe Kapitel 2.1.2) gestützt.

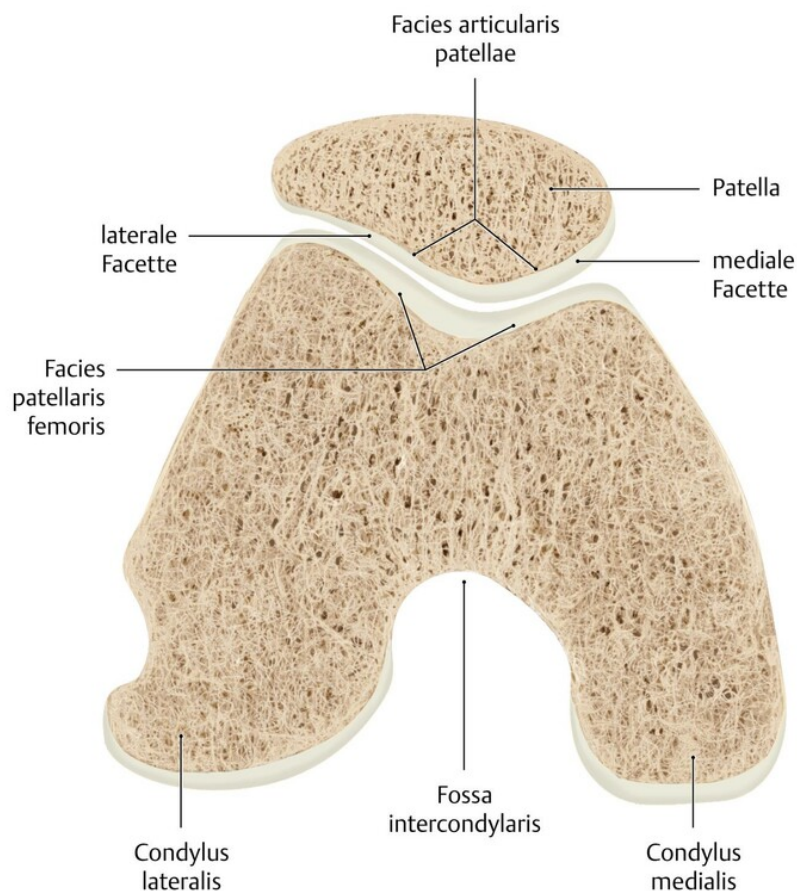


Abbildung 6 Femoropatellagelenk, Querschnitt von distal; aus Prometheus LernAtlas (62)

2.1.2 Muskulatur, Bandapparat, Menisken und Weichteilgewebe

Ausreichende aktive und passive Stabilität erhält das Kniegelenk durch Bänder, Muskeln und Hilfsstrukturen. Der aktive Bewegungsapparat besteht aus verschiedenen Oberschenkel- und Unterschenkelmuskeln, welche die Bewegungen des Kniegelenks ausführen (61). Mitunter haben diese Muskeln auch andere Funktionen, z.B. Hüftrotation/ -extension. Wurzinger et al. stellt die Wichtigkeit und Bewegungen der Kniegelenksmuskeln geordnet nach dem Anteil am Gesamtdrehmoment aller an der Bewegung beteiligten Muskeln in Tabelle 1 gemessen in Prozent (gerundete Werte) dar (58). Anteile unter 10% werden nicht berücksichtigt und die Drehmomentabschätzung erfolgt aus der Neutral-Null-Position des Gelenks (58, 66). Die genauen Muskelursprünge, -ansätze, -funktionen und -innervation können Tabelle 13, Tabelle 14 und Tabelle 15, sowie Abbildung 7 entnommen werden (67, 68). Der Bewegungsumfang des Kniegelenks ist komplex und wird im Abschnitt Biomechanik des Kniegelenks weiterführend erläutert (siehe Kapitel 2.2). Folgende Kniegelenksbewegungen können ausgeführt werden: Extension und Flexion, axiale Rotation (Innen- und Außenrotation) und Anterior-Posterior-Translation (AP Translation/ roll back) (69, 70, 71).

Tabelle 1 Kniegelenksmuskeln geordnet nach Bewegungen und Wichtigkeit nach Wurzinger et al. (58)

Bewegung	Muskeln (Anteil am Gesamtdrehmoment aller an der Bewegung beteiligten Muskeln in %)
Extension	M. quadriceps femoris (100%), (davon M. rectus femoris 15%, Mm. vasti 85%)
Flexion	M. semimembranosus (35%), M. semitendinosus (30%), M. biceps femoris (25%)
Innenrotation	M. semimembranosus (55%), M. semitendinosus (20%), M. politeus (10%), M. sartorius (10%)
Außenrotation	M. biceps femoris (85%), M. tensor fasciae latae (10%)

Ventral befindet sich die Oberschenkelextensorenloge, in welcher sich der Musculus quadriceps femoris (Abbildung 7, rechts) befindet (58, 60, 72). Dies ist der einzige Muskel, der eine Extension des Kniegelenks ausführt, und besteht aus vier Muskelbäuchen, dem M. vastus medialis/ intermedius/ lateralis und M. rectus femoris. Die Muskelanteile entspringen an verschiedenen Stellen des Beckens (siehe Tabelle 13) und setzen gemeinsam als Patellasehne, Ligamentum patellae, mittig an der Tuberositas tibiae an. Die Patella ist eingebettet in das Lig.

patellae. Bis auf den M. rectus femoris, der zudem für eine geringe Flexion im Hüftgelenk zuständig ist, haben die Anteile des M. quadriceps femoris eine alleinige Streckfunktion im Kniegelenk. Die vier Muskelbäuche arbeiten synergistisch und üben eine Zugbewegung nach proximal aus (64, 65). Zur Oberschenkelextensorenloge gehört außerdem der M. sartorius, welcher bei Flexion und Innenrotation des Kniegelenks beteiligt ist. Die Muskeln der Extensorenloge werden vom Nervus femoralis innerviert (72).

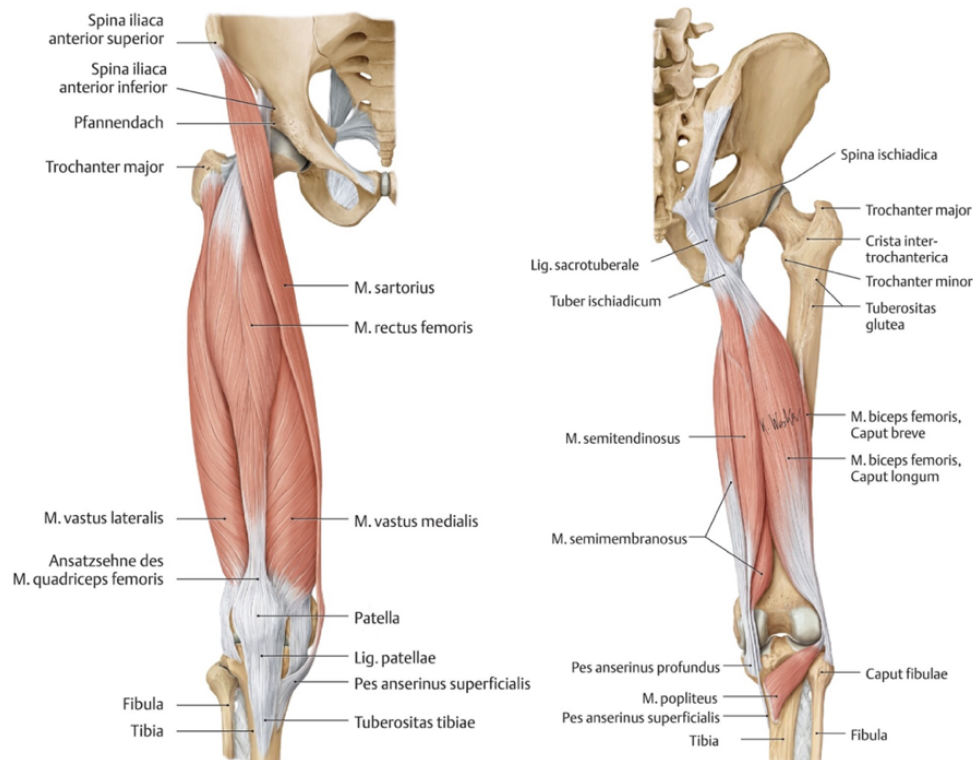


Abbildung 7 Muskulatur des Kniegelenks; rechts: ventral; links: dorsal;
aus Prometheus LernAtlas (72)

Dorsal am Oberschenkel befindet sich die Flexorenloge (Abbildung 7, links) (58, 72). Die Muskeln der Flexorenloge werden vom N. ischiadicus versorgt, dieser hat tibiale und fibulare Anteile (73). Der M. biceps femoris, bestehend aus Caput breve und Caput longum, ist vorwiegend für die Außenrotation sowie eine geringe Flexion im Kniegelenk zuständig. Der M. semitendinosus entspringt zusammen mit dem M. semimembranosus am Tuber ischiadicum. Beide Muskeln sind größtenteils an Flexion und Innenrotation des Kniegelenks beteiligt. Weiterhin befindet sich in der Flexorenloge der Musculus popliteus, welcher ebenfalls eine geringe Flexion und Innenrotation ausführt und zudem einen mechanischen Schutz für die Arteria poplitea bildet (72). Die Muskulatur der Adduktorenloge des Oberschenkels, welche von N. obturatorius innerviert wird, führt bis auf den M. gracilis keine wesentliche Kniegelenksfunktion aus (72). Der M. gracilis setzt medial der Tuberositas tibiae zusammen

mit dem M. semitendinosus und M. sartorius als Pes anserinus superficialis an und ist hauptsächlich an Flexion und Innenrotation des Knies beteiligt (Tabelle 15). Weitere Muskeln, die eine geringe Funktion für die Kniebewegung haben, sind zum einen der M. gastrocnemius, ein Anteil des M. triceps surae und vom N. tibialis innerviert, der ebenfalls eine Flexion im Kniegelenk ausführt (Tabelle 15). Zudem dient der M. tensor fasciae latae hauptsächlich als Spanner des Tractus iliotibialis und führt eine geringe Außenrotation im Kniegelenk aus (74). Ergänzend zum Muskelapparat wirkt der passive Bewegungsapparat gemeinsam stabilisierend auf das Kniegelenk. Die Patella wird sehnengeführt im Lig. patellae in ihrer Position, der Facies patellaris femoris, gehalten. Stabilisierend und essenziell für den Reservestreckapparat des Kniegelenks wirkt das Retinaculum patellae (Abbildung 8) (60, 75). Dieses setzt sich aus medialen und lateralen Anteilen, Retinaculum patellae mediale et laterale, zusammen und wird durch die Aponeurose des M. vastus medialis und lateralis sowie M. rectus femoris und des Tractus iliotibialis gebildet. Zudem bildet das Retinaculum patellae einen Teil der Gelenkkapsel des Kniegelenks (63). Bei einer Patellafraktur kann durch diesen Reservestreckapparat noch eine Restfunktion der Kniestreckung erhalten bleiben (76). Außerdem wird durch diesen Bandapparat die Patella vor seitlichen Verschiebungen geschützt, die zu einer Patellaluxation führen können (77). Weitere Anteile des passiven Bewegungsapparates sind der äußere und innere Meniskus, Meniscus lateralis et medialis. Die Menisken liegen halbmondförmig zwischen Condylus lateralis et medialis des Femurs und der Tibia (78). Sie vergrößern die Gelenkfläche, gleichen durch ihre faserknorpelige Struktur Inkongruenzen aus und können Belastungen abfedern (65). Befestigt sind die Menisken durch kurze Bänder an den umliegenden Strukturen.

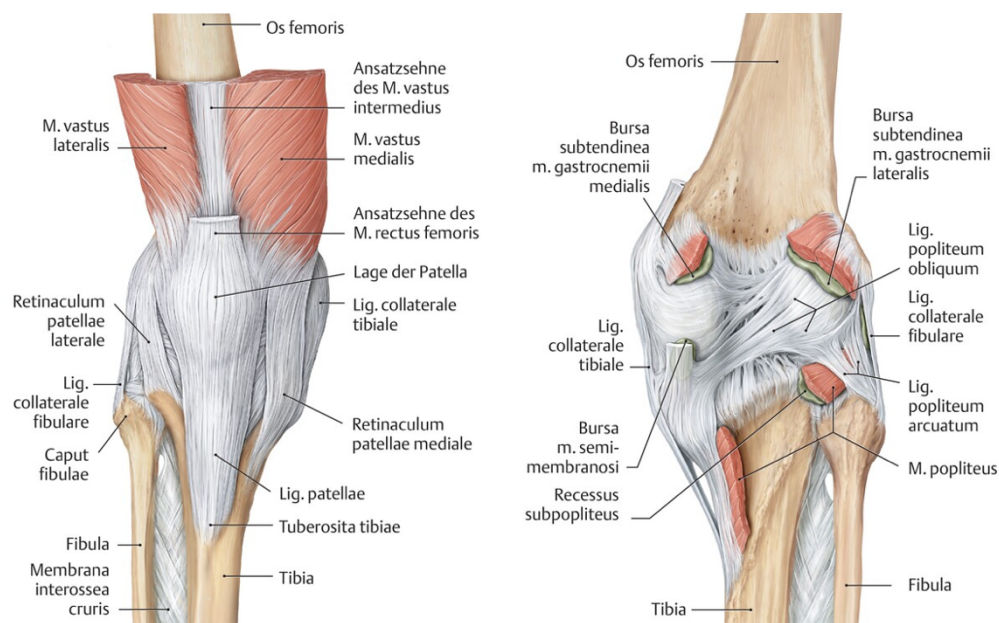


Abbildung 8 Ventraler und dorsaler Bandapparat des Kniegelenks; aus Prometheus LernAtlas (75)

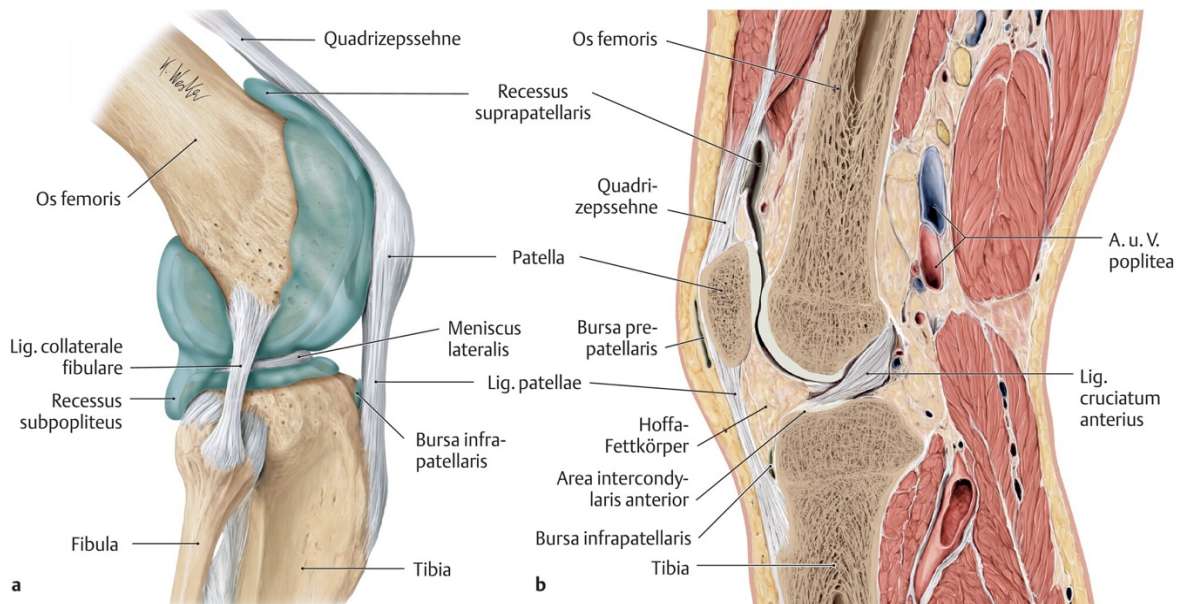


Abbildung 10 Gelenkhöhle Kniegelenk rechts;

a) Gelenkkapsel; b) sagittale Ansicht Kniegelenk; aus Prometheus LernAtlas (63)

Der Hoffa-Fettkörper, Corpus adiposum infrapatellare, liegt dorsal des Lig. patellae zwischen den Membranen der Gelenkkapsel (Abbildung 10, b)) (55). Von dort entspringen seitlich die Plicae alares des Fettkörpers und füllen bei einer Flexion den Gelenkspalt zwischen Femur und Tibia (81, 82). Die Plica synovialis suprapatellaris und Plica synovialis infrapatellaris ziehen kranial bzw. kaudal der Patella zwischen der Gelenkhöhle und den dortigen Schleimbeuteln (83). Verschiedene Schleimbeutel im Kniegelenk, auch Recessus und Bursae genannt, dienen der besseren Gleitfähigkeit des Gelenks (Abbildung 9, Abbildung 10) (68, 83). Proximal der Patella befindet sich der mit der Gelenkhöhle kommunizierende Recessus bzw. Bursa suprapatellaris, welcher ventral der Plica synovialis suprapatellaris liegt und von der Sehne des M. quadriceps femoris bedeckt wird. Ohne Verbindung zum Gelenk liegt die Bursa infrapatellaris profunda kaudal des Hoffa-Fettkörpers und dorsal des Lig. patellae proximal des Ansatzes an der Tuberositas tibiae. Ventral der Patella liegen die Bursae praepatellares (subcutanea, subfascialis, subtendinea) als Verschiebeschicht zwischen Knochen und Haut, ebenfalls ohne Verbindung zur Gelenkhöhle (63). Der Recessus subpopliteus steht im Gegensatz dazu immer in Verbindung mit der Gelenkhöhle. Weitere den Muskeln zugehörige Bursae (Bursa m. semimembranosi, Bursa subtendinea m. gastrocnemii medialis et lateralis) können mit der Gelenkhöhle kommunizieren und dienen als Verschiebeschicht zwischen Muskel und Femurknochen (83).

2.1.3 Blutversorgung des Kniegelenks

Das Blutgefäßsystem hat viele verschiedene anatomische Normvarianten. Kirschner et al. hat das System der Blutversorgung der Patella in einem Schema (Abbildung 11) vereinfacht dargestellt. Die arterielle Blutversorgung des Kniegelenks erfolgt hauptsächlich von inferomedial aus Ästen der Arteria poplitea (84, 85). Die A. femoralis wird auf Höhe des Kniegelenks zur A. poplitea. Diese gibt medial die A. descendens genus (Abbildung 11, A) und A. medial superior genus (Abbildung 11, B) ab, welche sich weiter verzweigt und zusammen mit dem sich auf der lateralen Seite befindlichen Ramus descendens der A. circumflexa femoris lateralis (Abbildung 11, E), aus der A. profunda femoris, das Rete articulare genus bildet (84, 86, 87). Zudem entspringen aus der Arteria poplitea etwas weiter kaudal weitere Äste zur Versorgung des Rete articulare genus, die A. inferior medialis genus und A. inferior lateralis genus (Abbildung 11, C und D). Unterhalb des Kniegelenks teilt sich die A. poplitea weiter in die A. tibialis anterior und posterior, welche Unterschenkel und Fuß versorgen. Das venöse Blutsystem wird in drei Einheiten unterteilt: oberflächliche Venen, Perforansvenen und tiefe Venen. Die tiefen Venen folgen dem arteriellen Blutfluss und werden entsprechend ihrer Arterien benannt (73).

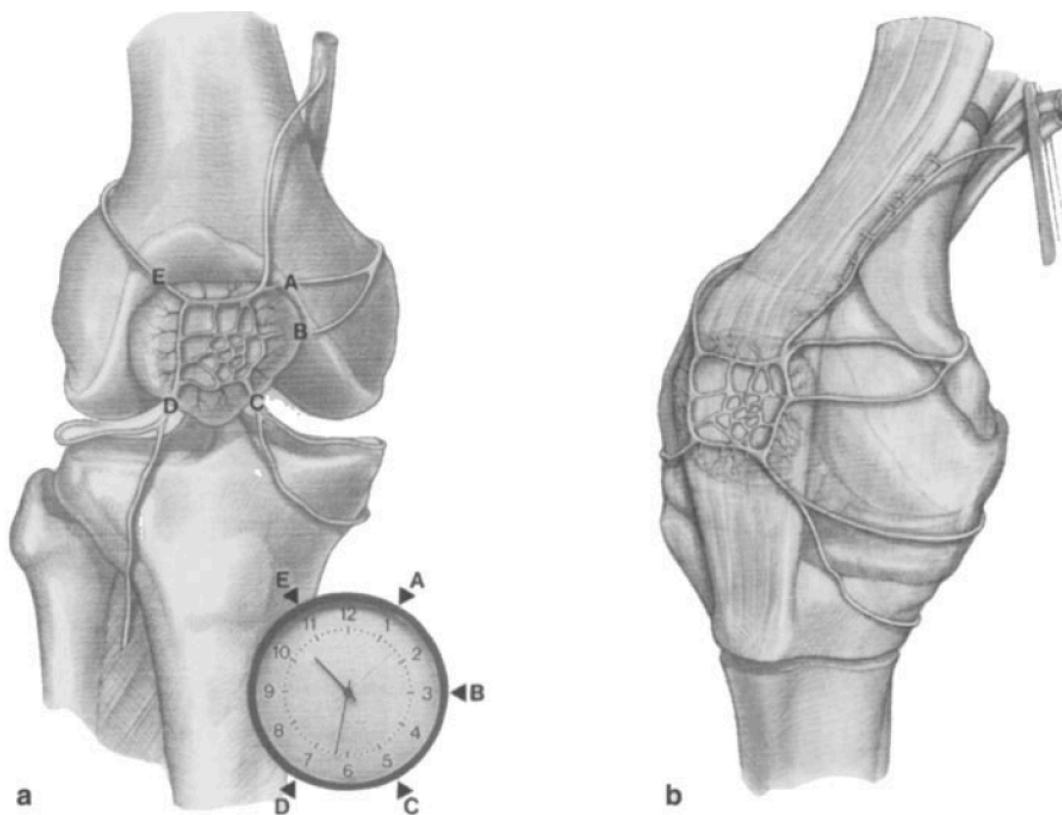


Abbildung 11 Arterielle Blutversorgung des Kniegelenks nach Kirschner et al.(84)

a) Rete articulare genus im Uhrzeigersinn A-E;

b) Rechtes Kniegelenk mit geklemmter A./V. femoris und Quadrizepssehne (mediale Ansicht)

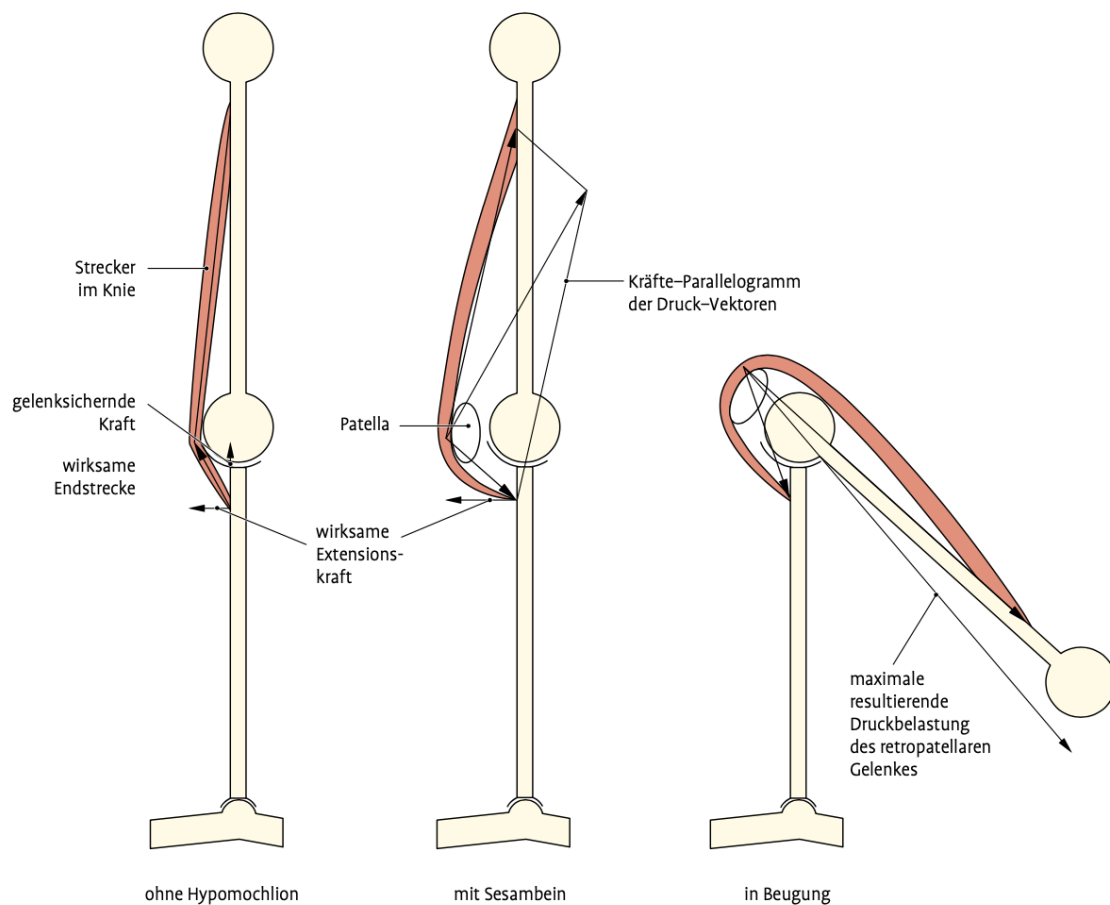
2.2 Biomechanik des Kniegelenks

Die Biomechanik beschäftigt sich mit Bewegungen und Kräften des menschlichen Bewegungsapparates (52, 88). Forschungen über die Gelenkmechanik des Kniegelenks reichen Jahrhunderte zurück (71, 89, 90, 91). Der Bewegungsumfang des Kniegelenks erklärt sich durch die Aufgaben des Kniegelenks bei der menschlichen Fortbewegung. Zum einen soll das Kniegelenk in Streckposition eine gute Stabilität aufweisen, um das aufrechte Stehen zu ermöglichen. Auf der anderen Seite gibt das Kniegelenk in gebeugter Position durch Rotation dem Fuß mehr Freiheitsgrade (60, 92). Die Bewegungsfreiheit des Kniegelenks spielt sich hauptsächlich in der Sagittal- und Transversalebene ab und erlaubt somit insgesamt sechs Freiheitsgrade, dabei werden die Bewegungen mitunter gleichzeitig ausgeführt (93). Das Art. femorotibiale führt Bewegungen in allen drei Ebenen aus, jedoch dominieren Bewegungen in der Sagittalebene (Extension und Flexion). Die Bewegung in der Transversalebene (Innen-/ Außenrotation) ist durch die Stellung des Gelenks in sagittaler Ebene beeinflusst. Abduktion und Adduktion in der Frontalebene sind ebenfalls von der Knieflexion abhängig und durch passives Bewegen des Knies zwischen 0°-30° Flexion möglich (52). Insgesamt bezeichnet man das Kniegelenk als Drehscharnier-Gelenk bzw. Trochoginglymus (60, 90). In der Extensionsposition ist die Bewegung des Kniegelenks durch den straffen Kapsel-Bandapparat, vor allem durch die Lig. collateralia, limitiert. Hierbei führt die Tibia durch Zug des Lig. cruciatum anterior bei vollständiger Streckung eine Außenrotation um 5-10°, die sogenannte Schlussrotation, aus (68, 94). Mit zunehmender Flexion erfolgt eine Kombination aus axialer Rotation und AP-Translation, eine Rollgleitbewegung, bei der die Femurknodylen auf dem Tibiaplateau nach dorsal rollen (69, 70, 71). Wie stark die Bewegung des roll backs ist, wird kontrovers diskutiert (69, 70). Kniebinnenstrukturen wie zum Beispiel die Menisci stabilisieren das Knie durch Verteilung des Drucks und Abfederung von Belastungen (65, 78). Das Art. femoropatellae ist hauptsächlich für die Kraftübertragung des M. quadriceps femoris zuständig.

2.2.1 Femoropatellagelenk

Die Bewegungen des Femoropatellagelenks erfolgen hauptsächlich in der Frontalebene, jedoch auch gleichzeitig in Transversalebene. Die Patella ist ein Bestandteil des Art. femoropatellare und erfüllt zwei wichtige biomechanische Funktionen. Zum einen wird die Quadricepssehne durch die Lage der Patella nach ventral verlagert und verlängert dadurch den Hebelarm des M. quadriceps femoris über den gesamten Bewegungsbereich und zum anderen erfolgt eine verbreiterte Druckbelastung auf das Femur durch Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen

Patellasehne und Femur (52). Im menschlichen Körper ist die Patella das größte Sesambein und dient als Hypomochlion in der Patellasehne zur Vergrößerung der wirksamen Extensionskraft des M. quadriceps femoris (Abbildung 12) (55).



*Abbildung 12 Funktion eines Sesambeins am Beispiel der Patella,
Pfeile = mechanische Zugkraftveränderung bei Extension und Flexion,
aus Waldeyer – Anatomie des Menschen, Streicher et al. (55)*

Auf das Art. patellofemorale wirken Belastungen, welche durch die Muskelkraft und die Größe der Patella-Rückfläche beeinflusst werden (95). Die Gelenkreaktionskraft wird während dynamischer Bewegungen von der Größe der auf das Gelenk wirkenden Muskelkraft beeinflusst. Je größer die Muskelkraft, desto größer die resultierende Gelenkkraft. Die Zugkräfte des M. quadriceps femoris werden bei einer Flexion des Kniegelenks in Kompressionskräfte gewandelt (49, 96, 97, 98). In gestreckter Position ist die Patella den Zugkräften des M. quadriceps femoris (M) und des Lig. patellae (P) ausgesetzt, welche in nahezu entgegengesetzte Richtungen zeigen, sodass nach der Addition der Vektoren im Kräfteparallelogramm die resultierende Kompression der Patella ($R = \text{Gelenkresultierende/retropatellarer Druck}$) auf das Femur gering ist (Abbildung 13, a). Bei zunehmender Flexion bis 90° vergrößert sich der Vektor der Gelenkresultierende durch vermehrte Anspannung des

M. quadriceps femoris, welcher stets durch das Drehzentrum des Gelenkes (D) verläuft (Abbildung 13, b) (99). Das bedeutet, dass der retropatellare Druck auf das Art. femoropatellaris stärker wird, je stärker die Flexion bzw. die Kraft des M. quadriceps femoris ist (52, 96, 100). Huberti et al. zeigten, dass bei 90° Flexion der retropatellare Druck mit einer Kraft des bis zu 6,5 fachen Körpergewichts, 4600 Newton, sein Maximum erreicht (101). Auch Reilly und Martens berichten über variierende Kräfte des Patellofemoralgelenks bei Aktivitäten und stellen ein Ansteigen der Kräfte bei einer Flexion von 90° bis zum 3-7 fachen des Körpergewichts (KG) fest (100). Wird das Knie stärker als 90° gebeugt, liegt die Sehne des M. quadriceps femoris dem Femur auf und verteilt so die Kraft auf eine größere Fläche und die gelenkresultierende Kraft zeigt sich annähernd konstant (95).

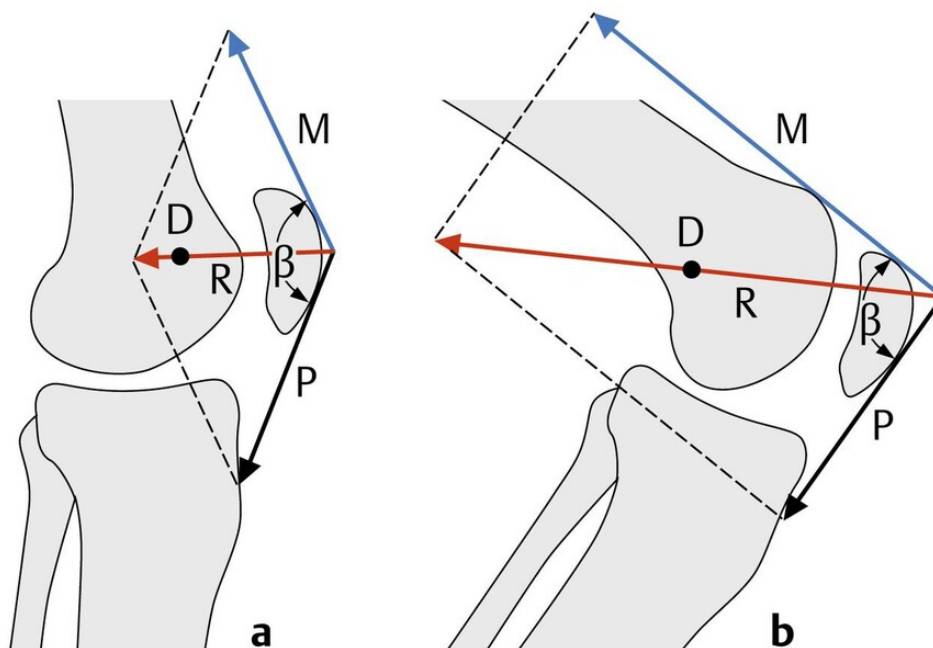


Abbildung 13 Gelenkmechanik am Beispiel des Kniegelenks in Sagittalebene;
a: in Extension; b: in Flexion; aus Prometheus LernAtlas, nach Schünke et al. (99)

Der Einfluss der Patella auf die Länge des Hebelarms des M. quadriceps femoris verändert sich in Abhängigkeit von Flexion und Extension des Kniegelenks (102). Kaufer et al. zeigt, dass die Muskelkraft bei voller Extension um bis zu 30% gesteigert wird (103). Entsprechend verringert sich die Kraftübertragung nach Patellektomie, da der Hebelarm verkleinert wird und eine bis zu 44% höhere Muskelkraft nötig ist, um die gleiche Extensionsbewegung auszuführen. Für manche Patienten liegt diese notwendige Zunahme der Muskelkraft außerhalb ihrer Kapazität der Kraft des M. quadriceps femoris (104).

Eine alltägliche Bewegung ist das Aufstehen aus einem Stuhl mit beiden Beinen. Abbildung 14 zeigt eine Kraftanalyse beim Aufstehen von einem Stuhl (92). In diesem Modell wird angenommen, dass die äußere Kraft 0,5 KG beträgt und ca. 200 mm hinter der Drehachse des

Kniegelenks liegt. Die Patella liegt ca. 35 mm vor der Drehachse. Es wird angenommen, dass beim Aufstehen die Kraft der Patellasehne (PS) das 3 fache des KG annimmt (105). Dadurch ergibt sich nach Vektoraddition eine tibio-femorale Gelenkkraft (TF) von 3,5 KG (Abbildung 14) (92). Die Zugkraft der Patellasehne (PS) bei 90° Flexion erreicht Studien zufolge maximal 70% der Zugkraft der Quadrizepssehne (Q), das bedeutet $Q = 4,5 \text{ KG}$, wenn $PS = 3 \text{ KG}$ beträgt (106). Durch Vektoraddition von Q und PS ergibt sich eine gelenkresultierende Kraft des Art. patellofemorale (PF) von einem 5,5-fachen des Körpergewichts (KG).

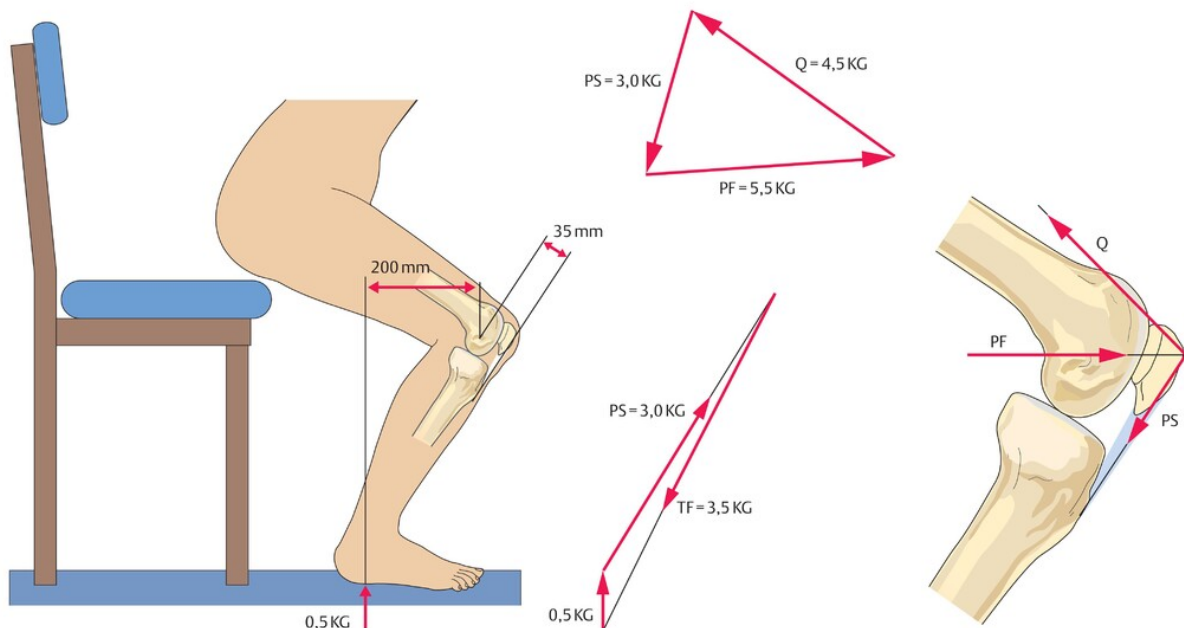


Abbildung 14 Kraftanalyse beim Aufstehen von einem Stuhl (PF = patellofemorale, Q = Quadrizeps, PS = Patellarsehne, TF = tibiofemorale, KG = Körpergewicht) aus Masouros S, Halewood C, Bull A, Amis A. *Biomechanik des Kniegelenks*. In: Kohn D, Hrsg. *Expertise Knie*, Thieme (92)

Generell gestalten sich Kraftanalysen des Kniegelenks zu Bewegungen des alltäglichen Lebens schwierig, da sowohl äußere als auch innere Kräfte auf das Kniegelenk wirken und verschiedene anatomische Strukturen gemeinsam Kräfte ausüben und schlecht voneinander getrennt werden können. Mithilfe des musculoskeletal modellings wurde ein Verfahren entwickelt zur Analyse und Berechnung der Kräfte (92). Zahlreiche Autoren haben sich bereits mithilfe von mathematischen Berechnungen und experimentellen Studien mit denen im Kniegelenk auftretenden Kräften, Zug- und Kompressionskräften, bei verschiedenen körperlichen Aktivitäten beschäftigt (65, 101, 102, 107, 108, 109, 110, 111). Den Grundstein für die wirkenden Kräfte bei Bewegungen und Belastungen legte Morrison und fand heraus, dass für die tibio-femorale Gelenkreaktionskraft beim Gehen in der Ebene Kräfte des 3,4-fachen Körpergewichts erreicht werden (112, 113). Aktuellere Ergebnisse haben Werte um das 2,5-fache des Körpergewichts hervorgebracht (110). Hohe Zugkräfte von bis zu 6000 N werden

bei einer stark ausgeprägten Muskulatur erzielt, wie es bei gut trainierten Sportlern der Fall ist (101, 114, 115). Auch ohne den Einfluss des Körpergewichts wirken Muskelkräfte auf das Kniegelenk. Bei einer vollen Extension aus der 90°-Flexionsstellung werden Kaufer et al. und Hungerford et al. zufolge, Zugkräfte von bis zu 275 N erreicht (96, 111).

2.2.2 Neutral Null Methode (NNM)

Aus medizinischer Sicht wird bei einer klinischen Untersuchung eine standardisierte Angabe des Bewegungsumfanges, auch range of motion (ROM) genannt, verwendet. Die sogenannte Neutral Null Methode (NNM) ist ein anerkannter verbreiteter Index, um die Motilität (Beweglichkeit) zu beschreiben (66). Die NNM basiert auf einem dreistelligen Code, welcher für jedes Gelenk die Motilität wiedergibt. Ausgehend von der Nullposition eines Gelenks, bei der in jede Richtung eine maximale Auslenkung erfolgen kann, wird die Beweglichkeit getestet und in Winkelgraden angegeben. Bewegungsdefizite können somit direkt erkannt werden. Referenzwerte für die Beweglichkeit des Kniegelenks unterscheiden sich je nach Literatur um einige Winkelgrade (89, 93, 116). Für das Kniegelenk gibt es folgende Referenzwerte (siehe Abbildung 15) (58, 66, 117, 118):

- a) Extension / Flexion: (5°-10°) – (0°) – (130°-150°)
- b) Außenrotation / Innenrotation, flexionsabhängig; bei 90° gebeugtem Knie: (30°-40°) – (0°) – (10°-15°)

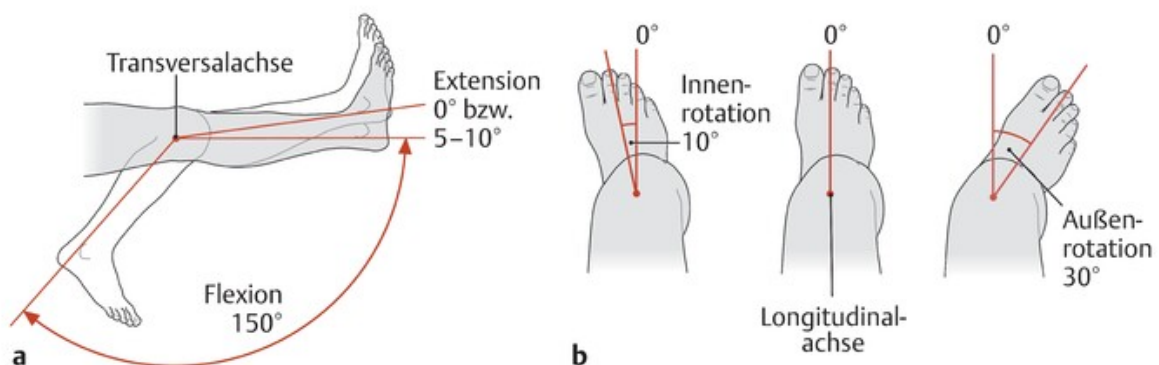


Abbildung 15 Bewegungsumfang des Kniegelenks nach der Neutral-Null-Methode;
aus Prometheus LernAtlas (58, 99)

2.3 Vergleich von Kunstknochen und humanen Präparaten

In vielen Fällen werden anatomische und biomechanische Testreihen an humanen Kadaverknochen durchgeführt (49, 119, 120, 121). Heutzutage wird jedoch vermehrt auf künstliche Knochenimitate zurückgegriffen, da die Verwendung von humanen Kadavern viele Herausforderungen mit sich bringt (122). Problematisch ist, dass insgesamt nur wenige humane Präparate zur Verfügung stehen und diese im Vergleich zu Kunstknochen deutlich höhere Preise aufweisen (123). Hinzu kommen Kosten für die Kühlung, Lagerung, Präparation und Entsorgung der Kadaver. Zur Präparation humaner Kadaver sind genaue anatomische Kenntnisse notwendig, und die Präparation sollte nach Möglichkeit von Fachpersonal durchgeführt werden. Durch diese Faktoren kann die Zeit für die Verwendung der Kadaver limitiert werden (124). Kontrovers diskutiert wird die Körperspende sowohl aus ethischer, religiöser und kultureller Sicht. Auf der einen Seite sollen durch die Präparation und Forschung weitere anatomische und medizinische Kenntnisse gewonnen werden. Auf der anderen Seite stehen die ethische und religiöse Sichtweise, dass der Mensch einen würdevollen Tod und Heiligkeit auch über den Tod hinaus behält (125). Diese Aspekte können bei der Verwendung von Kunstknochen außer Acht gelassen werden. Eine weitere Anforderung an Präparate für biomechanische Testreihen ist die Vergleichbarkeit der verwendeten Knochen. Humane Knochen werden zu einem großen Teil von der älteren und gebrechlicheren Bevölkerung gespendet, welche nicht die Patienten mit typischen traumatischen Unfallverletzungen repräsentieren (126). Außerdem unterscheiden sich humane Kadaver in ihren anatomischen und biomechanischen Eigenschaften, da jeder Körperspender individuelle Knocheneigenschaften hat. Je nach Alter und Geschlecht des Spenders variiert die Knochendichte und Präparatgröße (127). Diese Aspekte müssen bei der Datenauswertung beachtet werden und können sowohl zu höheren Fallzahlen als auch zu höheren Fehlerraten bei der Interpretation von Ergebnissen führen. Man benötigt wegen der individuellen Variabilität sehr hohe Stückzahlen humaner Knochen, welche jedoch nicht zur Verfügung stehen, um statistisch signifikante Ergebnisse zu erzielen. Deshalb wird heutzutage auf künstliche Modelle von Knochen aus knochenähnlichem Material, zum Beispiel Composite Bones, zurückgegriffen. Kunstknochen wurden in den 1980ern entwickelt und für Forschungs- und Schulungszwecke verwendet (128). Die Modelle besitzen weitgehend gleiche anatomische und biomechanische Eigenschaften und weisen somit keine Unterschiede hinsichtlich Präparatalter, Form, Größe und Materialzustand auf. Zudem benötigen Präparate aus Kunststoff keine spezielle Lagerung, sie können jederzeit verwendet werden und bedürfen keiner aufwändigen Präparation. Dadurch sollen qualitativ und quantitativ bessere Ergebnisse erzielt werden können. In der Vergangenheit wurden bereits viele

biomechanische Testreihen zur Vergleichbarkeit von humanen und künstlichen Knochen durchgeführt. Hier konnte gezeigt werden, dass Composite Bones keine schlechteren biomechanischen Ergebnisse zeigen als humane Kadaver unter axialer Zugbelastung, Biegung und Torsionsbelastungen (129, 130, 131). Firmen wie Sawbones® haben eine große Anzahl an künstlichen Knochenpräparaten. Je nach Anforderung und Testreihe kann man geeignete Präparate auswählen, zum Beispiel eine geringere Knochendichte (z.B. Osteoporose), Knochen verschiedener Ethnien (z.B. asiatische Bevölkerung), Orientierung (links / rechts) und Präparatgröße (medium / large) (123). Die Kunstknochen werden nicht nur für biomechanische Testreihen verwendet, sondern auch für chirurgische Trainingsprogramme (132). In orthopädischen Simulationszentren werden Operationsmethoden an Kunstknochen gezeigt und trainiert (122, 124, 126).

2.4 Patellafrakturen

2.4.1 Inzidenz und Epidemiologie

Patellafrakturen machen circa 1% der Frakturen des Bewegungsapparates aus und sind somit ein eher seltenes Krankheitsbild (1). Der Altersgipfel liegt Larsen et al. zufolge zwischen 21 und 54 Jahren, Frauen sind etwas häufiger betroffen als Männer (133). Diese Geschlechterverteilung wird von Rau et al. und Kruse et al. bestätigt (134, 135). In älteren Literaturangaben wird eine andere Häufigkeit des Auftretens von Patellafrakturen beschrieben, Männer sind etwa doppelt so häufig betroffen (1, 136). Unterteilen kann man die Frakturen in Quer-, Längs-, Schräg-, und Mehrfragment-Frakturen (137). Am häufigsten sind Querfrakturen vom Typ AO 34 – C (133). In den meisten Fällen treten Frakturen durch eine direkte Krafteinwirkung auf, zum Beispiel durch direkten Anprall des gebeugten Kniegelenks bei einem Sturz oder einem Auto- oder Sportunfall (26, 138). Verkehrsunfälle machen einen großen Teil dieser Verletzungen aus (139), solche Verletzungen nennt man auch „Dashboard-Injuries“ (140). Indirekte Krafteinwirkungen sind in der Regel keine Ursache für Frakturen der Patella. Selten treten Frakturen der Patella nach operativen Eingriffen wie Implantationen von Kniegelenktotalendoprothesen, Kreuzbandersatzplastiken oder Operationen am Sehnenapparat des Kniegelenks auf (1, 76, 141). Verschiedene Arbeitsgruppen haben sich mit der Klassifikation von Knochenfrakturen beschäftigt.

2.4.2 Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO)

Nach der Erstveröffentlichung einer standardisierten Frakturklassifikation auf Französisch in den 1970er Jahren wurde die Klassifikation, welche auf radiomorphologischen Kriterien beruht, von der Schweizer Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) akzeptiert (142, 143). Die von Müller et al. erarbeiteten Prinzipien zur Frakturklassifikation langer Röhrenknochen (Comprehensive Classification of Fractures of the Long Bones, CCF) dienten als Grundlage für die Kodierung der übrigen Knochen (143, 144). Die AO-Klassifikation dient zur Findung eines klaren therapeutischen Konzepts und standardisierten Beschreibung von Frakturen (145). Zur eindeutigen Bestimmung der Frakturlokalisierung und Art der Fraktur wurde ein Schlüsselssystem entwickelt. Dieses besteht aus einem vierstelligen alphanumerischen Code: Die erste Ziffer (1-9) steht für die Körperregion, die zweite Ziffer (1-4) zeigt die genaue Lokalisation der Fraktur innerhalb der Körperregion an. Der dritte Buchstabe (A-C) gibt die Art und Komplexität der Fraktur an. Die vierte Ziffer steht für die Schwere der Fraktur. Im Jahr 1996 schlossen sich die AO Foundation und Orthopaedic Trauma

Association (AO/OTA) zusammen, sodass eine einheitliche und weltweit akzeptierte Frakturklassifikation aller Knochen als Kompendium im Journal of Orthopaedic Trauma (JOT) veröffentlicht wurde (146). 2007 wurde das bisher anerkannte AO-System durch weitere Spezifikationen erweitert und wird nun als AO/OTA-Klassifikation (Orthopaedic Trauma Association's classification) international verwendet (147). Diese neue AO/OTA-Klassifikation kombiniert unterschiedliche Frakturklassifikationen und soll eine einheitliche, internationale und universell einsetzbare Klassifizierung von Frakturen und Luxationen ermöglichen. Zur Überarbeitung der Klassifizierungsschemata wurde 2018 ein Komitee gebildet, das International Comprehensive Classification of Fractures and Dislocations Committee (ICCF) (148). Das Ziel besteht darin, eine Standardterminologie mit gestrafften Codes und frakturspezifischen Modifikationen zu erschaffen, um so Wissenschaft und Forschung bei der Frakturbewertung zu verbessern. Das Kompendium wird jedem Kliniker kostenlos zur Verfügung gestellt, damit ein weltweit einheitliches System etabliert werden kann (148). Die in dieser Studie betrachtete transversale Patellafraktur wird nach AO/OTA-Klassifikation als Typ AO 34-C1.1 (Abbildung 16) klassifiziert.

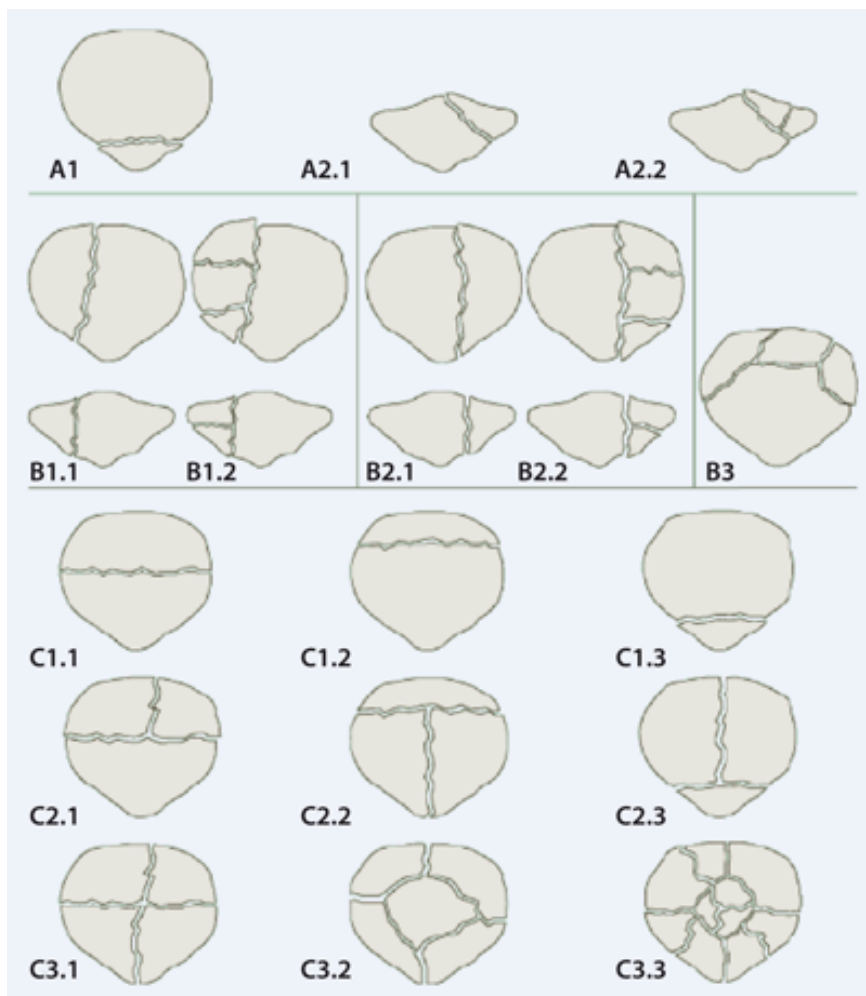


Abbildung 16 AO Klassifikation, Patellafrakturen, aus *Patella fractures* von Galla et al. (76)

2.4.3 Klassifikation nach Speck und Regazzoni, 1994

Die Klassifikation nach Speck und Regazzoni, 1994, ist eine weitere Möglichkeit Patellafrakturen einzuteilen, und ist eine häufig genutzte Klassifikation in der Wissenschaft (137). Nach Speck und Regazzoni werden Patellafrakturen ebenfalls in drei größere Gruppen eingeteilt, A-Frakturen: Längsfrakturen, B-Frakturen: Querfrakturen und C-Frakturen: Mehrfragmentfrakturen. Zur genauen Spezifizierung gibt es jeweils drei weitere Untergruppen, um die Art der Fraktur zu beschreiben (A1-3, B1-3, C1-3). In dieser Studie werden verschiedene Osteosynthesemethoden ausschließlich an transversalen Patellafrakturen, B2-Frakturen, sogenannten einfachen Querfrakturen nach Speck und Regazzoni (Abbildung 17) getestet.

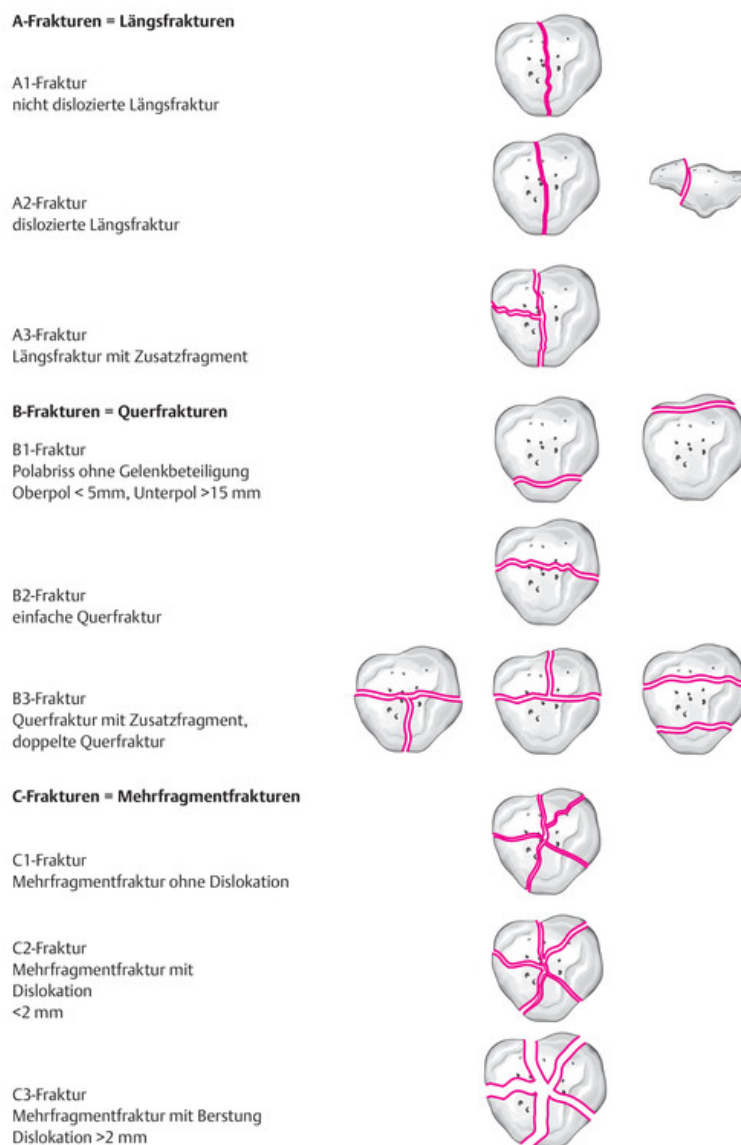


Abbildung 17 Klassifikation nach Speck und Regazzoni für Patellafrakturen, aus Finkenzeller G. et al. in: Baierlein S, Hrsg. Frakturklassifikationen, Thieme (149)

2.4.4 Symptome und Diagnostik

Patellafrakturen treten in den meisten Fällen nach traumatischen Verletzungen auf (138, 150). Patienten mit Verdacht auf eine Patellafraktur berichten über sehr starke Schmerzen im Bereich des Kniegelenks vor allem bei Druck und Belastung oder selten auch, im Falle einer offenen Fraktur, über einen direkt sichtbaren Frakturspalt (26). Oftmals ist eine aktive Streckung des Kniegelenks nicht mehr möglich und ein Gefühl der Knieinstabilität beschäftigt die Patienten (151). Begleitet werden die Schmerzen zumeist von einer Schwellung im Bereich des Kniegelenks (152). Hinzukommen sichere Frakturzeichen wie Kniegelenkserguss, neu aufgetretene Krepitationen bei Bewegungen und andere Begleitverletzungen, wie Gelenkschäden und Femurfrakturen (153). Weitere jedoch unsichere Frakturzeichen sind Hämatome und diffuse Schwellungen um das Kniegelenk (153). Periphere Gefühlsstörungen treten im Rahmen verletzter Nerven auf (151).

Zur Diagnosestellung bildet eine ausführliche Anamnese die Hauptgrundlage (154). Fragen an die Patienten, wie „Gab es einen Sturz oder Unfall? Wie stark sind die Schmerzen und wo sind diese lokalisiert? Haben Sie heute schon etwas gegessen und getrunken? Wenn ja, wie lange ist das her? Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein, zum Beispiel blutverdünnende Medikamente? Haben Sie Vorerkrankungen? Gab es in der Vorgeschichte schon einmal Probleme bei einer Narkose?“, gehören zur besseren Einschätzung der Behandlungs- und Therapiemöglichkeiten. Die körperliche Untersuchung gehört zum festen Bestandteil einer chirurgischen Befunderhebung und erfolgt jeweils im direkten Seitenvergleich (155). Insbesondere die Inspektion, Palpation und Funktionsprüfung spielen eine große Rolle. Hierbei ist ein tastbarer Frakturspalt beweisend für eine Fraktur. Eine verbliebene Restfunktion der Extension kann auch bei Patellafraktur auftreten durch das Retinaculum patellae (156). Geprüft wird ebenfalls die periphere Durchblutung, Motorik und Sensibilität (pDMS) im Seitenvergleich. Mit der Neutral-Null-Methode (siehe Kapitel 2.2.2) werden die Bewegungsausmaße der Gelenke geprüft. Bewegungsdefizite werden entsprechend dokumentiert (66). Zur Vervollständigung des Gesamtbildes der Verletzungsschwere sollten alle möglichen Verletzungen des Patienten erfasst und nach Möglichkeit behandelt werden. Hierzu eignet sich ein überblickender Traumacheck und die gründliche Untersuchung schmerzender Körperregionen zum Ausschluss weiterer Verletzungen (157).

Folgende Differentialdiagnosen kommen in Betracht bei Verdacht auf eine Patellafraktur: eine Ruptur der Quadriceps- oder Patellasehne, eine Patella bipartia/multipartia, Stressfrakturen, eine Kniekontusion oder Bänderdistension, ein Patellaspitzensyndrom oder Patellaluxation sowie eine Verletzung des Knorpels oder der Schleimbeutel, selten ist ein Morbus Sinding-

Larsen-Johansson bei jüngeren Patienten für Beschwerden im Kniegelenk verantwortlich (139, 158, 159, 160, 161). Zum Ausschluss einer Fraktur bzw. zur Überprüfung der Differentialdiagnosen wird, ergänzend zur oben beschriebenen Befunderhebung, ein konventionelles Röntgen in verschiedenen Ebenen aufgenommen. Die Bilder werden in mindestens zwei Ebenen (anterior-posterior (AP) und lateral) aufgenommen (Abbildung 18) (139, 152, 162, 163). Zudem können Spezialaufnahmen der Patella bei unterschiedlichen Fragestellungen angefertigt werden. Becker et al. fasst diese Methoden zusammen (164). Zur Verifizierung einer Patellalängsfraktur, Identifikation von Patella bipartita/ multipartia und Messung der Verkippung der Patella, Patella-Tilt-Winkel, ist es hilfreich eine tangentielle Aufnahme der Patella zu erstellen (164, 165). Jedoch sollte man bei einer Patellaquerfraktur auf eine tangentielle Aufnahme verzichten. Bei Verdacht auf eine Patellaluxation kann eine Sunrise-Ansicht der Patella, die sogenannte Patella Defilée Aufnahme, erstellt werden. Hierbei werden in Abhängigkeit der Knieflexion, in 30°-, 60°- und 90°-Flexion, drei axiale konventionelle Röntgenbilder der Patella aufgenommen (164). Die Bilder werden anhand radiologischer Kriterien betrachtet, um Lage und Form der Patella sowie Frakturen zu beurteilen. Bei unklaren konventionell-radiologischen Aufnahmen können computertomographische (CT) und kernspintomographische (MRT) Aufnahmen sinnvoll sein, um zum Beispiel komplexe Frakturen besser zu verstehen oder Begleitverletzungen wie Bandrupturen, Knorpelschäden und Verletzungen der Bursae zu erkennen (139, 166).



Abbildung 18 Konventionell-radiologische Aufnahme, Knie links in 2 Ebenen (AP und seitlich); Patellafraktur Typ AO 34-C1.1 aus Duale Reihe, Niethard et al. (152)

2.4.5 Therapieoptionen

Die Säulen des Behandlungskonzeptes zur Versorgung von Gelenkbrüchen bilden die konservativen und operativen Therapieoptionen, welche Böhlers Axiome der „Reposition, Retention und Rehabilitation“ als Grundbausteine haben (22, 167). Die Therapie hat das Ziel den Knochenbruch vollständig zu heilen und ein sogenanntes Restitutio ad integrum zu erreichen (168). Zur Behandlung transversaler Patellafrakturen stehen sowohl konservative als auch chirurgische Maßnahmen zur Auswahl zur Ermöglichung einer frühfunktionellen Rehabilitation (169, 170). Transversale Patellafrakturen sind Gelenkfrakturen und müssen deshalb anatomisch repositioniert und fixiert werden (15, 25). Die Wiederherstellung der anatomischen Strukturen und die Stabilisation sind essenziell für eine vollständige Kniefunktion und Verhinderung von Komplikationen wie Bewegungsdefizite aufgrund von Knorpelschäden (169, 170). Es wird angenommen, dass die Patella circa acht bis zwölf Wochen benötigt, um eine Heilung der Knochen zu erreichen. In dieser Zeit macht die Patella ungefähr 100.000 Zyklen der Extension und Flexion durch (98, 165). Diese Tatsachen spiegeln eine hohe Anforderung an jede Behandlungsstrategie wider, um das Ziel der frühfunktionellen Belastungsstabilität zu erreichen (139, 170). Zur Therapieentscheidung müssen Faktoren wie Patientenwille, präoperative Gehfähigkeit und Vorerkrankungen zur Operationsfähigkeit berücksichtigt werden (171).

2.4.6 Konservative Behandlung

Eine Säule des Behandlungskonzepts ist die konservative-funktionelle Therapie (23, 172). Bei Kontraindikationen der Operierbarkeit, zum Beispiel bei einem deutlich erhöhten Operationsrisiko oder Patientenwunsch, wird eine konservative Therapie empfohlen (26, 85, 87, 173). Weitere Voraussetzungen für eine konservative Behandlung sind ein intakter Reservestreckapparat des Knies, sodass das betroffene Bein noch aktiv gegen Gravitation gestreckt und gehoben werden kann (156, 174), sowie nicht verschobene Frakturen auch bei 40° Flexion des Kniegelenks (Längs-, Stern-, Querfrakturen oder Stressfrakturen), mit Dislokationen kleiner 2 mm (1, 76, 96, 156, 165, 175, 176, 177). Eine Patella bipartita kann leicht mit einer Fraktur verwechselt werden, wird jedoch in den meisten Fällen konservativ behandelt (161, 165). Rupturen des Sehnenapparates können im Falle einer Patellafraktur begleitend auftreten und werden bei fehlendem Streckdefizit oder ausreichender Muskelkompensation konservativ-funktionell behandelt (87, 178).

Die konservative Therapie besteht aus einer Ruhigstellung des gesamten Kniegelenks, zum Beispiel mit einer CPM-Schiene (CPM: continuous passive motion), die ein Bewegungslimit für die Flexion vorgibt, und einer Mobilisierung unter Teil- oder Vollbelastung (169, 170). Die funktionelle Behandlung erfolgt nach Ruhigstellung des Kniegelenks unter physiotherapeutischer Anleitung (179). Zudem sollte eine ausreichende antiphlogistische und analgetische sowie antithrombotische Therapie bei Immobilisation erfolgen (170). Zur Rehabilitation sowie zur Steigerung der Bewegungsumfänge und Stabilität des Kniegelenks werden verschiedene Behandlungsansätze je nach Zustand und Compliance des Patienten praktiziert (139, 170). Zum einen kann unter Teilbelastung mit 15-20 kg eine bewegungslimitierte Aufbelastung nach drei (Extension/Flexion 0°-0°-30°) und sechs (E/F 0°-0°-60°) Wochen erfolgen (180, 181, 182). Andere Konzepte erlauben eine direkte Vollbelastung in Extensionsposition und limitieren das Bewegungsmaß der Flexion für drei bis 6 Wochen mit einer Orthese, wie oben beschrieben. Außerdem sind Übungen zur Stärkung der Muskulatur bis 40° Flexion erlaubt (156). Ab der siebten Woche kann schmerzadaptiert das volle Bewegungsausmaß unter Vollbelastung trainiert und gestärkt werden (156, 180, 181, 182). Diese Optionen sind abhängig von der Verfassung des Patienten. Sollte ein Patient nicht in der Lage sein, eine belastungssteigernde Therapie durchzuführen, kann das verletzte Knie in einem zirkulären Gipsverband für sechs Wochen immobilisiert werden (156, 181, 182). Regelmäßige konventionell-radiologische Kontrollen zur frühzeitigen Erkennung von Komplikationen, wie z.B. sekundären Dislokationen der Frakturteile, sind zu empfehlen (156, 170).

2.4.7 Operative Behandlung

Operative Maßnahmen richten sich je nach Klassifikation der Fraktur und dienen der korrekten und stufenlosen anatomischen Reposition zur Vermeidung von Langzeitfolgen und fördern die frühfunktionelle postoperative Nachbehandlung (179, 183). Eine absolute Indikation zur Operation stellen offene Frakturen dar, die jedoch selten sind (26). Weiterhin sollten Patellafrakturen operativ behandelt werden, sobald der Frakturspalt um mehr als 2-3 mm disloziert ist oder eine Stufenbildung größer 2 mm der Facies articularis patellae auftritt (119, 184, 185, 186, 187). Bei gleichzeitiger Ruptur der Quadriceps- oder Patellasehne oder Ausfall des Reservestreckapparates sollte eine Operation mit Fixierung der Fraktur und des Sehnenstumpfes erfolgen, um Funktionseinschränkungen der Beweglichkeit vorzubeugen (3, 76, 139, 177, 178, 188). Eine totale Entfernung der Patella, eine sogenannte Patellektomie, wird heutzutage nur noch in besonders schweren Fällen, z.B. bei komplizierten Trümmerfrakturen, durchgeführt. Nach Entfernung der Kniescheibe ist eine Kraftsteigerung des M. quadriceps femoris von mindestens 30% erforderlich für eine volle Extension, um die Patellektomie zu kompensieren (103, 189).

Seit einigen Jahren hat sich die operative Versorgung der Patienten durch das Prinzip der ERAS, enhanced recovery after surgery, gewandelt (190, 191, 192). Es ist ein multimodales und multidisziplinäres Konzept, welches auf die Betreuung der operativ behandelten Patienten abzielt (193). Durch ein verbessertes prä-, peri- und postoperatives Management wird die interdisziplinäre Zusammenarbeit gefördert und eine schnellere und bessere Genesung der Patienten angestrebt. (194). Ziel ist es, dass Patienten nach Operationen schnell mobilisiert werden, weniger operationsbedingte Komplikationen auftreten und der Krankenhausaufenthalt so kurz wie möglich gehalten wird (195). Bisher gibt es keine ERAS-Leitlinien für Patellaoperationen. Studien verschiedener Autoren haben gezeigt, dass sich dieses Konzept in der Unfallchirurgie und Orthopädie bewährt (190, 191, 195, 196). Im Folgenden werden die gängigsten Osteosynthesemethoden zur offenen Reposition und internen Fixation transversaler Patellafrakturen vorgestellt.

2.4.8 Klassische Zuggurtungsosteosynthese

Die Zuggurtungsosteosynthese wurde nach anfänglichen Versuchen, Patellafrakturen mit Metallschlingen operativ zu behandeln, eingeführt (19, 20). Von Pauwels wurde das Prinzip der Zuggurtung aus der Mechanik des Stahlbetonbaus auf operative Verfahren der internen Fixation übertragen (21). Hierbei soll eine dynamische Kompression erzielt werden, wobei das Implantat die Zugkräfte des Muskels unter Belastung aufnimmt und diese in Kompressionskräfte an der artikulierenden Fläche des Knochens umgewandelt werden (4, 21, 51, 197). Die klassische Zuggurtungsosteosynthese wurde von Weber et al. sowie der AO modifiziert und auf dem orthopädischen Unfallmarkt eingeführt (5, 26, 148, 165, 176, 198, 199). Parallele Kirschner-Drähte geben dem Konstrukt eine Rotationsstabilität und bieten eine Verankerung für die Zuggurtung (4). Die klassische Zuggurtungsosteosynthese gilt bis heute als Goldstandard zur Versorgung transversaler Patellarfrakturen mit einer hohen Stabilität (3, 15, 24, 26, 151, 200).

Die Versorgung der Patellaquerfraktur mit der Zuggurtungsosteosynthese erfolgt in Rückenlagerung. Das betroffene Kniegelenk wird in eine 30° Flexion gebracht. Zunächst wird ein Hautschnitt lateral parapatellar gesetzt (201, 202). Nach sorgfältiger Inspektion, Präparation und Freilegung der Patella erfolgt die Säuberung des Bruchspaltes und Anpassung von etwaigen Unebenheiten der Frakturteile. Mithilfe von Repositionszangen werden die Frakturteile anatomisch korrekt positioniert und unter ständiger Kompression zusammengehalten (151). In sagittaler Ebene nahe der Facies anterior patellae werden zwei Kirschner-Drähte (Durchmesser 1,6 - 2,0 mm) streng parallel zueinander im Abstand von 20-30 mm eingebracht. Die Drahtführung erfolgt frakturübergreifend und senkrecht zum Frakturspalt. Der Frakturspalt sollte weiterhin unter ständiger Kompression sein. Es erfolgt die Naht des parapatellaren Reservestreckapparates (139). Nun wird eine äquatoriale Zuggurtungsschlinge/ Cerclage (Durchmesser 1,0 - 1,25 mm) in Achtertour patellanah um die eingebrachten K-Drähte gelegt, dabei wird der Draht posterior der Sehne des M. quadriceps femoris an der Facies anterior angebracht. Unter starkem Zug werden die Enden der Schlinge am kranialen Ende patellanah verzwirbelt und überschüssige Drahtreste werden entfernt (51, 87, 152, 197, 202, 203). Bei der Anbringung des Zwirls ist darauf zu achten, dass die Drähte unter Zug von der Patella weg mindestens dreimal gegeneinander verdrillt werden (119, 200). Schließlich werden die zuvor eingebrachten K-Drähte am kranialen Ende nach dorsal gebogen, so erlangt die Zuggurtung eine höhere Stabilität und es vermindert Weichteilgewebsirritationen. Die kaudalen Enden der K-Drähte sollten möglichst nicht verbogen werden, um eine einfache Metallentfernung zu einem späteren Zeitpunkt zu ermöglichen (Abbildung 19) (5, 151, 200, 203, 204). Anschließend

erfolgt eine postoperative konventionell-radiologische Lagekontrolle der Drähte. Im Rehabilitationsverlauf erfolgen weitere Röntgenkontrollen (156, 170).

Postoperativ erfolgt eine Mobilisation bereits am Operationstag und eine Vollbelastung in 0°-Extensionsposition ist erlaubt (87). Die stufenweise belastungssteigernde Rehabilitation kann je nach Behandlungsansatz und Patientencompliance adaptiert werden. Eine bedarfsgerechte analgetische Therapie, sowie prophylaktische antithrombotische Therapie bei Immobilisation des Unterschenkels ist indiziert (170). Zunächst erfolgt eine Mobilisierung mit einer bewegungslimitierenden CPM-Schiene von anfangs E/F 0-0-30° und stufenweisen Steigerung bis E/F 0-0-90° unter Teilbelastung innerhalb der ersten sechs bis zehn Wochen. Sobald eine Frakturkonsolidierung eintritt und die Fraktur belastungsstabil ist, kann die Bewegungs- und Belastungslimitierung aufgehoben werden kann (76, 170, 172, 180, 205).

Auf eine Entfernung des Osteosynthesematerials kann in den meisten Fällen verzichtet werden. Empfohlen wird eine Belassung des Implantates für mindestens 6 Monate. Bei Beschwerden kann eine erneute Operation zur Metallentfernung durchgeführt werden (31, 34).



Abbildung 19 Patellaquerfraktur und Zuggurtungsosteosynthese, von Kühne et. al (203)

2.4.9 Modifikationen der Zuggurtungsosteosynthese

Nach Einführung der klassischen Zuggurtungsosteosynthese mit K-Drähten und Drahtcerclage wurden andere Materialien und Abwandlungen der TBW getestet, um eine stabile Frakturversorgung und geringere Reoperationsraten zu erzielen (206). Bei der klassischen Zuggurtung wird die Drahtcerclage in Achtertour um die K-Drähte gelegt und mit einem Zwirl befestigt (202). John et al. führte eine Studie zur Positionierung der Drahtcerclage und dessen Verzwirbelung durch und stellte fest, dass eine Verzwirbelung an zwei benachbarten Stellen der Cerclage eine höhere Stabilität bringt als nur ein Zwirl und dass eine horizontal gelegte achtertourige Cerclage die interfragmentäre Kompression erhöht im Vergleich zu einer vertikal ausgerichteten Achter-Konstruktion (198). Diese Ergebnisse wurden von Ali et al. bestätigt (207). Ling et al. beschäftigte sich mit den Auswirkungen der Positionierung der parallelen, sagittal eingebrachten K-Drähte bei Patellafrakturen und konnte zeigen, dass eine sagittale Einbringung der K-Drähte möglichst nahe der artikulierenden Fläche (dorsal) eine stabilere Fixierung der Frakturen bei Belastungstests bringt (208).

Eine Idee, die Metall-Drahtcerclage durch weiches Nahtmaterial zu ersetzen, bringt neue Ergebnisse bezüglich Revisionsoperationen und Weichteilverletzungen. Erste biomechanische Studien zeigten, dass eine nahtbasierte Zuggurtung keine schlechtere Stabilität aufweist als eine Metall-Osteosynthese (209, 210). Shea et al. beschäftigte sich ebenfalls mit Alternativen zur Metallosteosynthese und führte eine klinische Studie an 87 Patienten durch zur Evaluation der Reoperationsrate und Weichteilreizung unter der Verwendung alternativer Fixierungsmöglichkeiten (Nahtfixation mit FiberWire, Hybridfixation mit einer Kombination aus FiberWire-Nähten und Metallzugband oder Metallzuggurtung) von Patellafrakturen. Patienten, die eine Nahtfixation mit FiberWire bekamen, wurden signifikant seltener operativ revidiert aufgrund von Weichteilreizungen (211).

Der Austausch der parallelen K-Drähte durch zwei parallele kanülierte Schrauben hat neue Forschungsergebnisse gebracht (76, 97, 119, 165, 175, 185). Bei dieser Methode wird der Draht der Zuggurtungsschlinge durch den Hohlraum der parallelen Schrauben geführt und ventral der Patella achtertourig befestigt (Abbildung 20). Biomechanische Evaluationen von zum Beispiel Benjamin et al. und Carpenter et al. haben bereits in den 1990er Jahren gezeigt, dass bei der Versorgung transversaler Patellafrakturen mit einer Kombination aus zwei parallelen kanülierten Schrauben und Drahtcerclage eine signifikant höhere Stabilität und geringere Frakturdislokation erzielt wird als bei der klassischen Zuggurtungsosteosynthese (49, 119). Diese Erkenntnisse wurden von weiteren Autoren bestätigt (5, 120, 187, 212). Weiterhin konnten Hoshino et al. und Zhang et al. Vorteile der Kombination von kanülierten Schrauben

und TBW im Vergleich zum Goldstandard feststellen, da die Weichteilirritation minimiert werden konnte und somit Implantatentfernungen seltener durchgeführt werden mussten (36, 213). Trotzdem führt die Kombination aus kanülierter Schraubenosteosynthese und TBW zu keinen ausreichend zufriedenstellenden Ergebnissen nach Operationen, da häufig Revisionen durchgeführt werden müssen (27, 28, 214) und es ebenfalls wie bei der klassischen Zuggurtungsosteosynthese zu Materiallockerungen und Materialversagen kommt (33). Wie bei der klassischen Zuggurtung ergab sich auch hier die Idee, die Metallosteosynthese durch Nahtmaterial (Fiber Wire) zu ersetzen. Bruse et al. zeigte, dass die Kombination aus kanülierter Schraubenosteosynthese und FiberWire-Zuggurtungsschlinge die Komplikationsrate senkt, ohne das Risiko einer unzureichenden Frakturkonsolidierung zu erhöhen (215, 216).

Zu beachten bei dieser Technik sind die Länge der Schrauben und die Abnutzung des Nahtmaterials (36). Klinische Studien bezüglich des verwendeten Materials und Anordnung der Implantate in der Patella fehlen bislang.

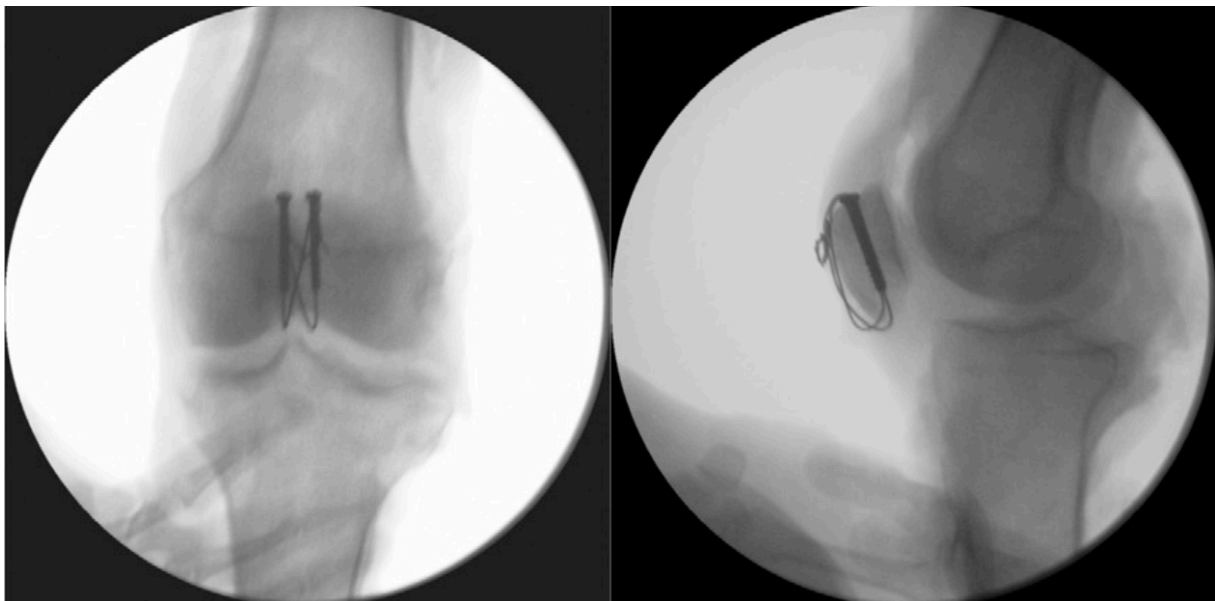


Abbildung 20 Kanülierte Schrauben in Kombination mit Zuggurtungsosteosynthese, konventionell-radiologische Aufnahme in 2 Ebenen (ap, lateral), aufgenommen von Nienhaus et al. (12)

2.4.10 Winkelstabile Verplattung

Als Alternative zur Zuggurtungsosteosynthese hat sich in den letzten Jahren die winkelstabile Verplattung von Patellafrakturen herausgestellt (37, 41, 85, 148, 150, 201, 217, 218). Ziel ist es auch hier, eine hohe postoperative Stabilität zu erreichen, um eine frühfunktionelle Nachbehandlung durchführen zu können (170). Thelen et al. konnte zeigen, dass eine bilaterale winkelstabile Platte zur Versorgung transversaler Patellafrakturen im Vergleich zur klassischen Zuggurtungsosteosynthese unter zyklischer Belastung eine signifikant stabilere und dauerhafte Fixierung der Fraktur bietet (50). Bei multifragmentären Patellafrakturen ist die Methode der Verplattung sowohl der klassischen Zuggurtung als auch der Kombination aus kanülierten Schrauben und Zuggurtung bezüglich der Stabilität überlegen (219). Weitere Autoren berichten über eine signifikant erhöhte mechanische Stabilität und Überlegenheit bezüglich der Versagenslast für die Frakturfixation nach Plattenosteosynthese im Vergleich zur Zuggurtung und deren Modifikationen in biomechanischen Analysen (26, 181, 220, 221, 222). Zudem kommt es zu niedrigeren Komplikationsraten und besseren funktionellen Ergebnissen in ersten klinischen Studien (38, 39, 40, 41, 42, 50, 173). Aktuelle Studien von Ellwein et al. und Raja et al. bekräftigen die Ergebnisse hinsichtlich geringerer Komplikationsraten, besserer Frakturkonsolidierung sowie verbessertem klinischem Outcome nach Versorgung mit einer Plattenosteosynthese bei Patellafrakturen (42, 217, 223). Allerdings erfordert die Anbringung winkelstabiler Platten viel Übung und Zeit, da eine umfangreiche Präparation der Patella nötig ist (26, 43). Verschiedene Systeme zur Verplattung der Patella wurden in den letzten Jahren auf den orthopädischen Unfallmarkt eingeführt.

2.4.11 Prognose

Eine Patellafraktur stellt eine schwerwiegende Verletzung dar. Es kann zu funktionellen Einbußen der Beweglichkeit des Kniegelenkes kommen. Sowohl konservative Methoden als auch operative Maßnahmen dienen der Wiederherstellung der Kniefunktion. Insgesamt gibt es nur wenige Studien über Langzeitfolgen nach Behandlungen von Patellafrakturen und verwendete Parameter zur Beurteilung der klinischen Ergebnisse unterschieden sich stark (224). Sorensen et al. führte eine Follow-up Untersuchung an 64 Patienten mit Patellafrakturen über einen Zeitraum von 10-30 Jahren durch. 22 Patienten wurden operativ mit behandelt, davon blieben mehr als 8 Patienten während der gesamten Nachbeobachtungszeit beschwerdefrei. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied bezüglich der konservativen oder operativen Behandlung (169). Konservativ behandelte, weit verschobene Patellafrakturen können zu schlechten Ergebnissen bezüglich Kraft und Beweglichkeit des Kniegelenks führen (171). Dazu gehört ein Verlust der vollen Kniestreckung durch unzureichende Frakturkonsolidierung und eine Bewegungslimitierung durch Gelenksteife aufgrund inkongruenter Gelenkflächen oder Immobilisierung (224). Es existieren nur wenig aktuelle Studien über Folgen der konservativen Behandlung, diese zeigen jedoch gute bis exzellente Ergebnisse (177). Boström bestätigte diesen Erfolg in seiner Studie, bei der 219 von 422 Frakturen der Patella konservativ behandelt wurden, und von diesen 219 zeigten über 50% exzellente Ergebnisse (1).

Mit operativen Maßnahmen können Gelenkinkongruenzen ausgeglichen werden und Begleitverletzungen des Kniegelenkapparates mitbehandelt werden. Die Ergebnisse nach Operationen sind im Wesentlichen gut bis exzellent (2, 3, 16, 35, 97, 225). Dennoch kann es zu erheblichen Komplikationen kommen, denn begleitende Schäden der umliegenden Weichteile führen zu erschwerten Operationsbedingungen und können zu unbefriedigenden postoperativen Ergebnissen beitragen (180, 183, 226). Besonders die TBW-Methode weist zum Teil eine hohe Rate an Komplikationen auf. Materialdislokationen, unzureichende Frakturkonsolidierung, und Retropatellararthrose treten bei bis zu 20-50% der Patienten auf (16, 33, 183, 227, 228). Dies macht in über 30% der operativen Behandlungen eine operative Revision oder in bis zu 65% der Fälle eine Entfernung der Implantate notwendig (1, 31, 34, 206). Eine zeitnahe Revision wurde von Müller et al. als Faktor anschließend besserer klinischer Ergebnisse herausgestellt (226). Lazaro et al. konnte in seiner Studie an 30 Patienten zeigen, dass subjektive und objektive funktionelle Einbußen nach Patellafixation auftreten: 80% der Patienten berichteten über einen vorderen Knieschmerz, außerdem kam es zu Defiziten im Bereich der Kraft und Ausdauer des verletzten Kniegelenks im Vergleich zur unverletzten Seite (229). Bestätigt werden diese

Ergebnisse durch LeBrun et al. (35). Frakturbedingte postoperative Infektionen können durch Irritation der Weichteile aufgrund des eingebrachten Fremdmaterials oder durch Wundinfektionen auftreten. Diese Infektionen führen zu verheerenden Folgen wie dauerhaften Funktionseinschränkungen, längeren Krankenhausaufenthalten, mehrfachen Revisionseingriffen und einer Beeinträchtigung der Lebensqualität (230). Diese Gegebenheiten führten zu einem Umdenken in der Versorgung von Patellafrakturen und führten zu vermehrter Nutzung von Plattensystemen für Patellafrakturen (26, 38, 223, 231). Aber auch bei der Verwendung von Plattenosteosynthesen konnten in kürzlich durchgeführten klinischen Studien Nachteile dieser Behandlungsmethode festgestellt werden. Hier kam es, wie bei der Zuggurtungsosteosynthese, ebenfalls zu Migration des implantierten Materials und Implantat bedingte Reizung der umliegenden Weichteile. Sekundäre Frakturdehiszenzen und Gelenkdefekte durch Stufenbildung an der retropatellaren Fläche konnten ebenfalls beobachtet werden (41, 139, 173, 217, 232). Sowohl bei der Verwendung von Modifikationen der Zuggurtungsosteosynthesen als auch bei Plattenosteosynthesen wird in über 30% der Fällen über Langzeitfolgen wie chronischen Schmerzen und Reizungen, Entwicklung von Arthrose, sowie zu Krafeinbußen und eingeschränkter Beweglichkeit des Kniegelenks berichtet (26, 139, 173, 181, 220, 221).

Es wurde zwar keine erhöhte Mortalität älterer Patienten aufgrund von Patellafrakturen festgestellt (233), dennoch konnten Vedel et al. und Larsen et al. feststellen, dass Patellafrakturen langfristige Folgen mit einer Verschlechterung der Lebensqualität verursachen können (234) und mit einem erhöhtem Risiko zur Implantation einer Knieendoprothese einhergehen (235). Zur Vergleichbarkeit der Ergebnisse operativer Versorgungsmethoden von Patellafrakturen sollte eine registergestützte randomisierte kontrollierte Studie geplant werden und die aktuell verwendeten Versorgungsstandards sollten weiter diskutiert werden (2, 3, 135).

3 Materialien und Methoden

3.1 Materialien

3.1.1 Patella Kunstknochen, Sawbones®

Es werden insgesamt vierundzwanzig Patella Kunstknochen der Firma Sawbones®, Sawbones Europe AB Malmö Schweden, der vierten Generation (236) (Produktnummer ERP #3419) eines linken Knies osteosynthetisch versorgt. Die Verbundknochen sind für biomechanische Testungen konzipiert (52). So soll eine wiederholbare Performance zur besseren Vergleichbarkeit operativer Versorgungsmethoden geschaffen werden. Am Ober- und Unterpole der Patella sind Aufhängevorrichtungen (vise tabs) integriert, damit der Kunstknochen für Versuchsaufbauten genutzt werden kann (Abbildung 21).

Die Kunstknochen bestehen aus Verbundwerkstoff, um Substantia compacta und spongiosa nachzuahmen. Die äußere Schicht aus einer Mischung aus kurzen Glasfasern und Epoxydharz, welche die anatomische Form einer Patella hat, dient als Substantia compacta und beinhaltet als Substantia spongiosa einen Polyurethanschaumkern, 17 PCF Solid Foam Core (17 pounds per cubic foot) (237). Die Patella hat eine Länge von 47 mm (78 mm inklusive vise tabs) und misst 50 mm an der breitesten Stelle (Abbildung 70, Tabelle 16).

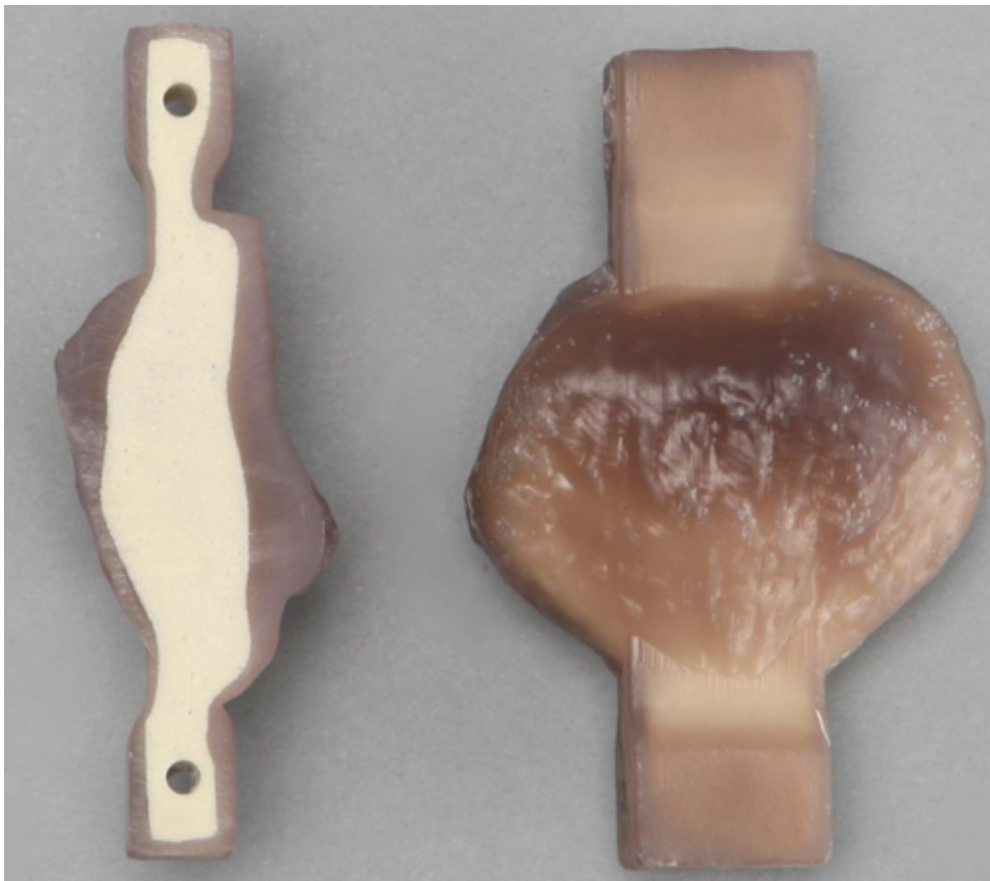


Abbildung 21 Patella links, Sawbones® (236)

3.1.2 Femur Kunstknochen, Sawbones®

Für den Versuchsaufbau zur Testung der verschiedenen Osteosynthesemethoden transversaler Patellafrakturen wird ein linkes Femur benötigt. Hierfür wird ebenfalls ein Kunstknochen der Firma Sawbones®, Sawbones Europe AB Malmö Schweden, verwendet. Es handelt sich um das linke Femur der vierten Generation (238) (Produktnummer ERP #3406) (Abbildung 22).

Das Präparat besteht wie die Patellamodelle aus einem äußeren Mantel aus einem Glasfaser-Epoxydharz-Gemisch, welches die anatomische Form eines Femurs hat, und innen aus einem Polyurethanschaumkern, 17 PCF Solid Foam Core (17 pounds per cubic foot) (237). Die genauen Spezifikationen sind Tabelle 17 zu entnehmen. Das Femur hat eine Länge von 485 mm, einen Schaftdurchmesser von 32 mm und eine Breite von 93 mm an den distalen Femurkondylen (Abbildung 71).



Abbildung 22 Femur links; rechts: ventral, links dorsal, Sawbones® (238)

3.1.3 Nagelimplantate

Das intraossäre Nagelimplantat entstammt einer Idee und Initiierung durch Herrn Prof. Dr. med. Dr. hc. P. M. Rommens (Abbildung 23). In einer neu entstandenen Arbeitsgruppe und enger Zusammenarbeit mit der Hochschule RheinMain unter der Leitung von Herrn Prof. Ing. C. Glockner wurden zunächst Prototypen intraossärer Nägel gefertigt (Abbildung 45). Die Nägel wurden getestet und weiterentwickelt. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Nagelimplantate wurden in Kooperation mit der Firma Kegelmann Manufacturing GmbH & Co aus Edelstahl additiv gefertigt (Abbildung 24).



*Abbildung 23 Intraossäres Nagelimplantat in 3D-CAD (computer-aided design),
von R. Helfrich, Hochschule RheinMain,*

Der intraossäre Nagel für die Einzelnagelmethode (1N) hat eine Länge von 45 mm, einen Durchmesser von 6 mm und insgesamt vier Verriegelungslöcher mit einem Durchmesser von je 2,7 mm mit einem Langloch am distalen Ende. Der intraossäre Nagel für das Doppelnagelsystem (2N) ist etwas kürzer (40 mm) und hat einen geringeren Durchmesser (5 mm), die Verriegelungsmöglichkeit ist wie beim Einzelnagelsystem mit je 2 Schrauben im distalen und proximalen Frakturfragment (Abbildung 72, Abbildung 73).

Das Doppelnagelsystem soll eine gitter-artige Struktur innerhalb des Knochens erschaffen, welche zu einer höheren Stabilität und verminderten Rotation der Fragmente führen soll. Es gibt die Möglichkeit, einen Gewindestift in den Nagel zu implantieren, um die interfragmentäre Kompression zu erhöhen (46). In der vorliegenden Studie wurden keine Gewindestifte verwendet.

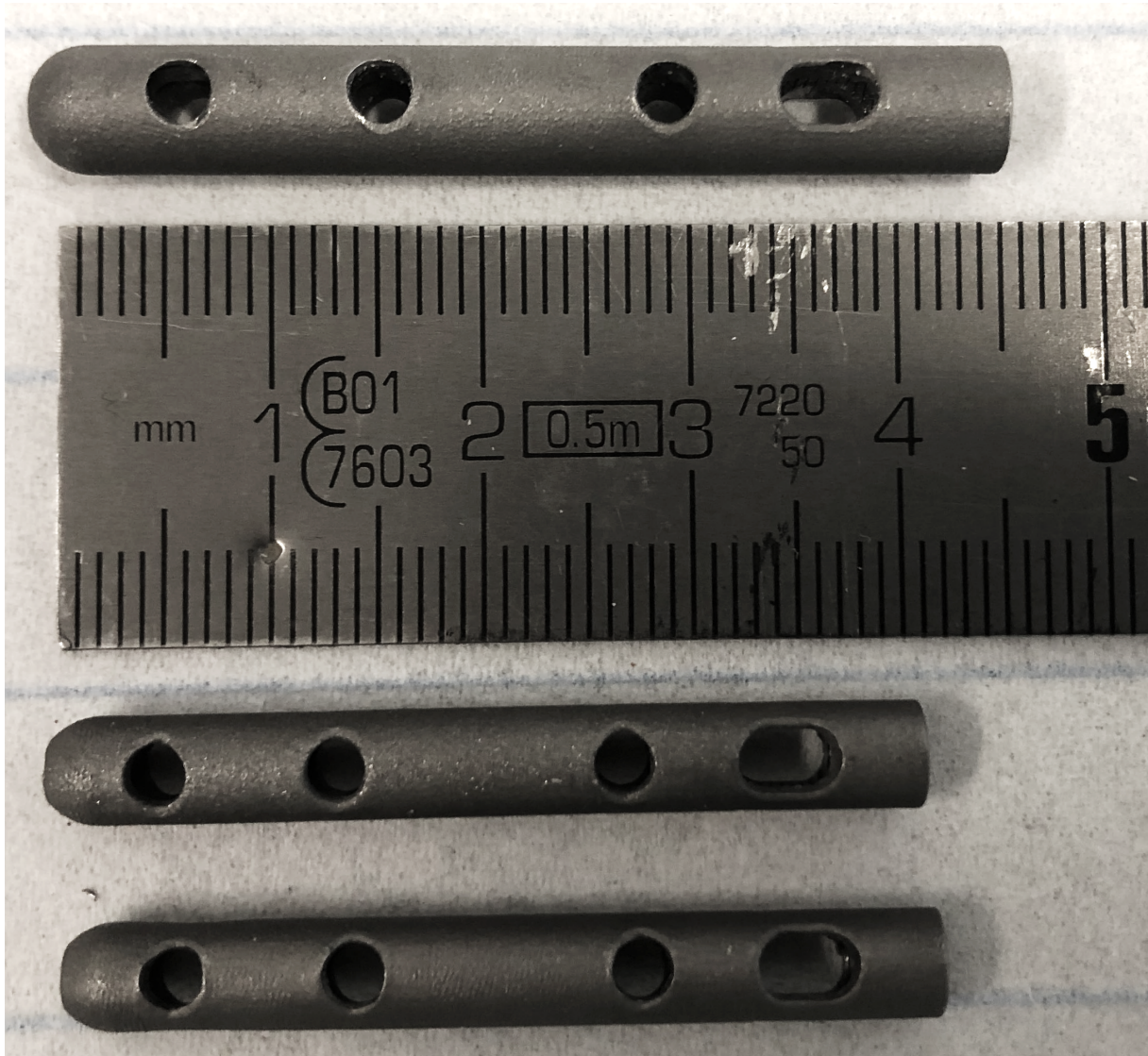


Abbildung 24 Intraossäre Nägel für Einzelnagelsystem (oben) und Doppelnagelsystem (unten)

3.1.4 Verriegelungsschrauben

Zur Verriegelung der Nagelimplantate werden Kortikalisschrauben der Firma Königssee Implantate GmbH, Allendorf Germany, verwendet (239). Die Schrauben sind Vollgewindeschrauben, bestehen aus Edelstahl und haben einen Durchmesser von 2,7 mm und eine Länge von 36 mm bzw. 46 mm. Abbildung 25 zeigt die verwendete Kortikalisschraube. Es werden je zwei Verriegelungsschrauben im proximalen und distalen Frakturteil der Patella verwendet. Die Patella weist äquatorial die größte Breite auf, dort werden die längeren Schrauben (46 mm) verwendet. Kranial und kaudal werden die kürzeren Schrauben (36 mm) eingesetzt (Abbildung 26). Ziel ist es, dass so wenig eingebrachtes Fremdmaterial wie möglich aus der Patella heraussteht und somit umliegendes Weichteilgewebe verletzen könnte.



Abbildung 25 Kortikalisschraube D 2,7 x 36, aus Produktkatalog: Königssee Implantate (239)

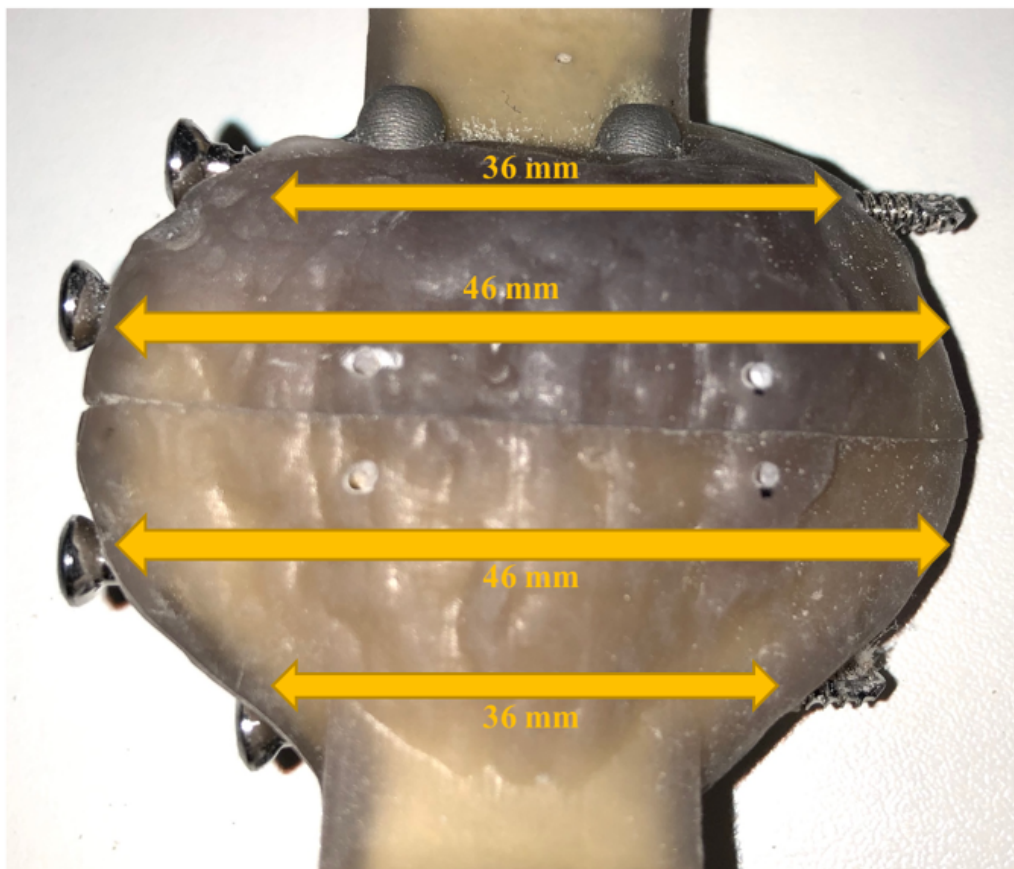


Abbildung 26 Anordnung der Verriegelungsschrauben

3.1.5 Kirschner-Drähte

Die klassische Zuggurtungsosteosynthese besteht aus zwei parallelen Kirschner-Drähten und einer 8er-tourigen Drahtcerclage (115). Verwendet werden K-Drähte der Firma DePuy Synthes, Oberdorf, Switzerland (240). Die parallelen K-Drähte haben einen Durchmesser von 1,8 mm. Die achtertourige Zuggurtungsschlinge wird mit einem K-Draht der Stärke 1,25 mm durchgeführt. Weitere K-Drähte (Durchmesser: 1,5 mm, 2,5 mm und 3 mm) werden zur Probenvorbereitung genutzt.

3.1.6 Osteotomie – Sägevorrichtung

Für diese Studie wird eine äquatoriale Patellaquerfraktur vom Typ AO/OTA 34 C1.1 simuliert. Der intraossäre Nagel bzw. Kirschner-Draht soll senkrecht zum Frakturspalt durch die Patella verlaufen, um eine interfragmentäre Kompression zur besseren Stabilität zu erlangen (197). Herstellungsbedingt behindern die Aufhängevorrichtungen (vise tabs) der Patellamodelle eine senkrechte Einführung des osteosynthetischen Materials. Würde man durch die Aufhängung bohren, würde man die Testaufhängevorrichtung beschädigen und destabilisieren (siehe Abbildung 27, links). Deshalb erfolgt die Osteosynthese mit einem Winkel von 15° von kranial vorne nach kaudal hinten in der Sagittalebene, um eine Stabilität der Testaufhängung zu gewährleisten (siehe Abbildung 27, rechts).

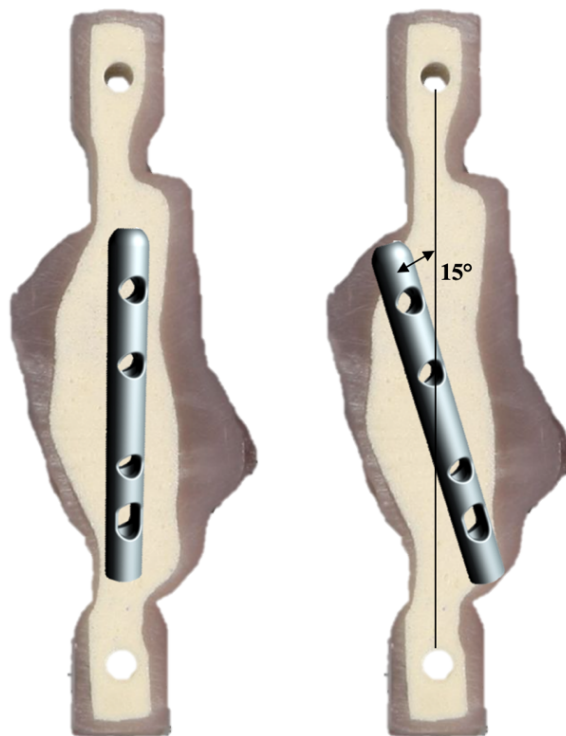


Abbildung 27 Position des Nagelimplantates in Patella, Sawbones® (236), Nagelimplantat von R. Helfrich, Hochschule RheinMain

Der Frakturspalt verläuft somit ebenfalls um 15° gekippt. Die Osteotomie wird mithilfe einer custom made Sägevorrichtung durchgeführt (siehe Abbildung 28, Abbildung 29, Abbildung 30).

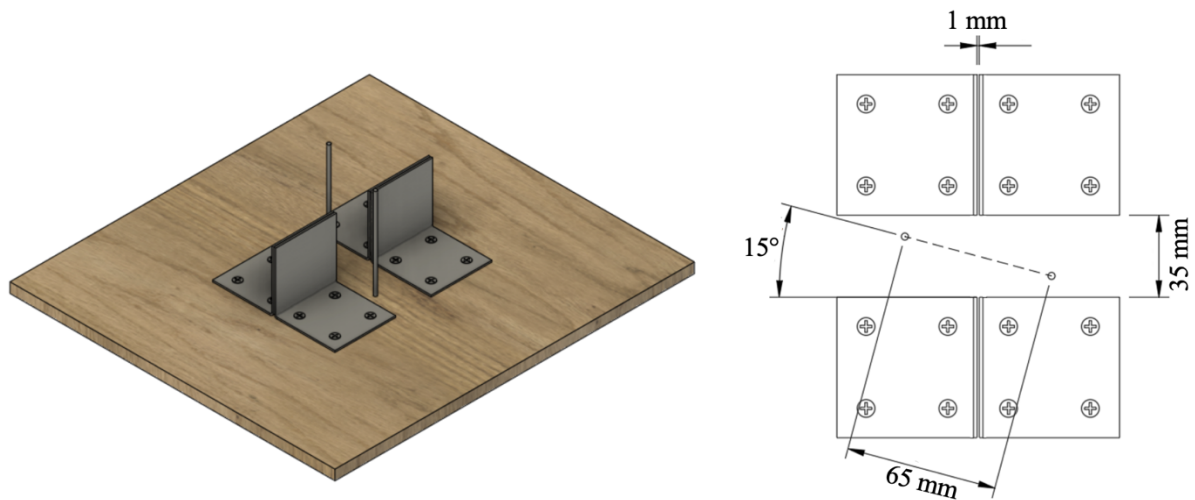


Abbildung 28 Planungsskizze Sägevorrichtung, Technische Zeichnung mit Fusion 360 - Autodesk®
von D. Wesolowski, Hochschule RheinMain

Über die Löcher in den vise tabs werden die Modelle mit K-Drähten auf der Schnittvorlage fixiert (Abbildung 29). Damit die Osteotomie senkrecht zum Osteosynthesematerial verläuft, werden handelsübliche Winkel als Sägeblattführung auf einer Holzspanplatte verschraubt. Die Richtung der Einspannung der Patella ist markiert und der Frakturspalt verläuft äquatorial (Abbildung 30). Die Patella wird mit einer handelsüblichen Handsäge, Sägeblatt 0,65 mm, durchgesägt.

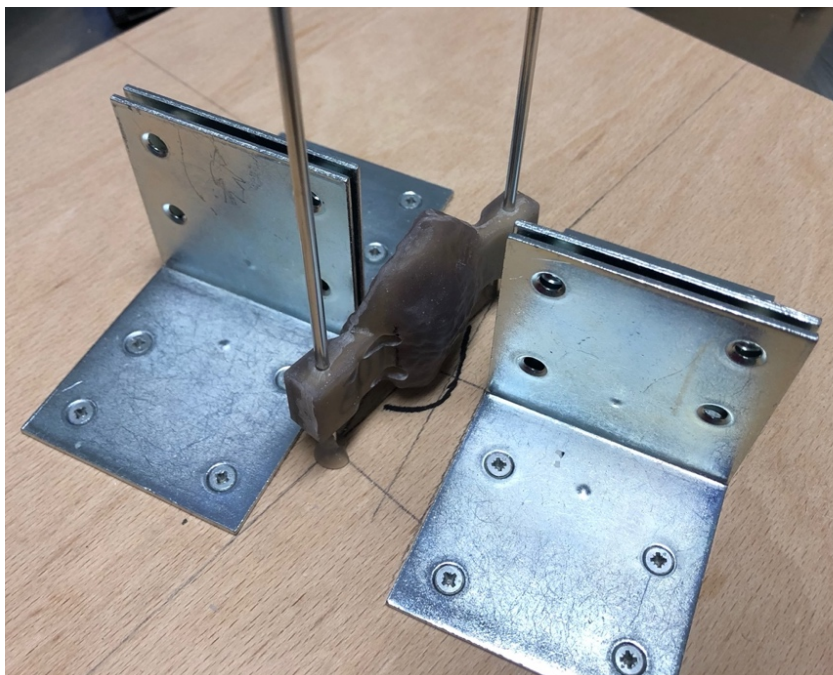


Abbildung 29 Sägevorrichtung mit Patella

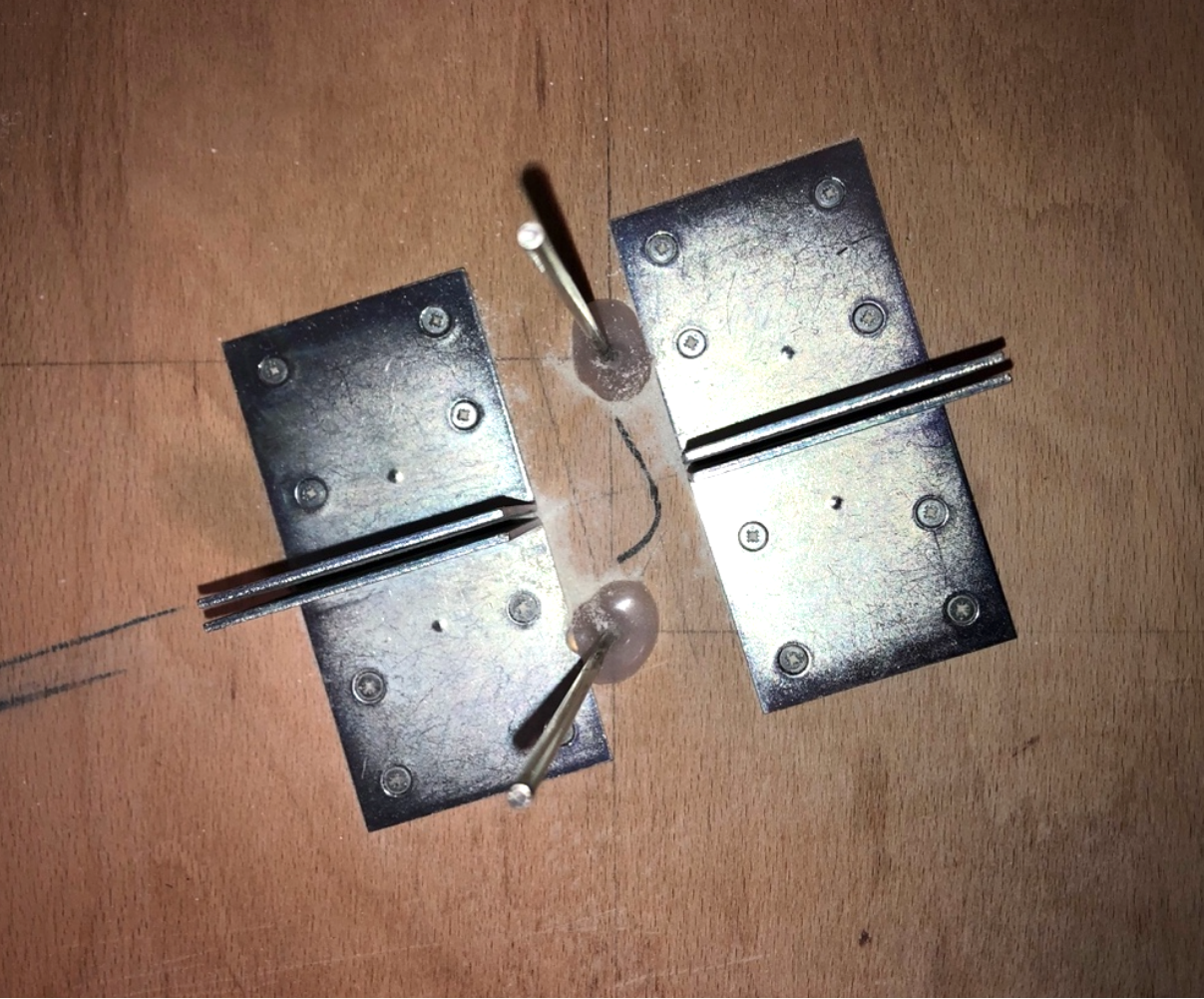


Abbildung 30 Sägevorrichtung ohne Patella

3.1.7 Zielgerät für die Verriegelung – custom made

Zur osteosynthetischen Versorgung der Patella mit den intraossären Nägeln ist es notwendig, ein Zielgerät zu entwerfen. Auf dem orthopädischen Unfallmarkt existieren bisher keine Zielgeräte zur Verriegelung intraossärer Nägel, wie sie in dieser Studie verwendet werden. Grundlage eines Zielgerätes ist es, eine Führungsschiene zu erzeugen, damit der Bohrer die Querlöcher des intraossären Nagels findet. Zur Versorgung der Patellamodelle wird ein custom made Zielgerät entwickelt. Zunächst wird eine Bohrschablone entwickelt, damit der Bohrer (Durchmesser 2,5 mm) eine Führungsschiene hat. Da die Abstände zwischen den Querbohrungslöchern (siehe Abbildung 72, Abbildung 73) bei den intraossären Versorgungsmethoden (1N, 2N) unterschiedlich sind, werden zwei Bohrschablonen benötigt. Die Schablonen werden aus Polymethylmethacrylat (PMMA) (Abbildung 31) mit Metallröhrchen (Durchmesser 2,8 mm) als Inlay für den Bohrer gegossen.

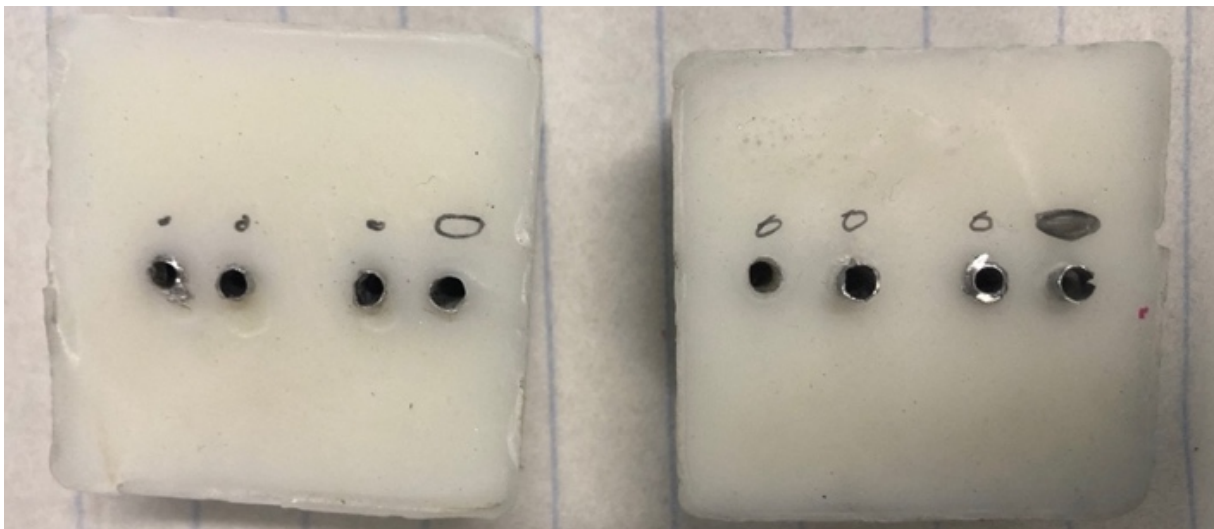


Abbildung 31 Bohrschablone PMMA von oben: links Einzel Nagel, rechts Doppel Nagel

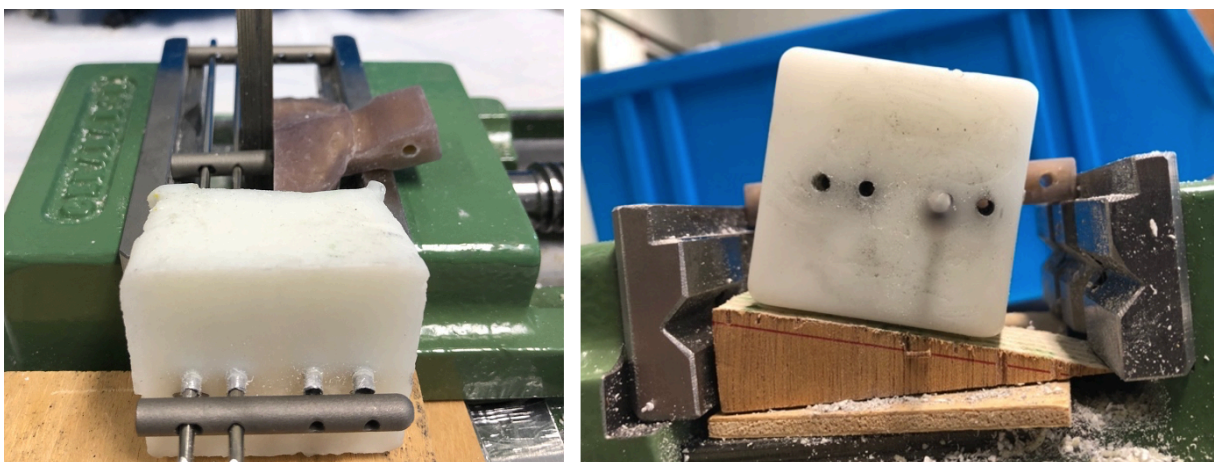


Abbildung 32 Zielgerät (custom made), Beispiel Einzel Nagelmethode

Die Vorbohrung der Querverriegelungslöcher erfolgt in zwei Schritten. Das distale Patellafragment wird mit dem intraossären Nagel in einer Schraubzwinde eingespannt (Abbildung 32, links), sodass der Nagel in der Patella waagrecht ist. Die Verriegelungslöcher werden mit K-Drähten ausgerichtet. Danach wird die Patella zusammengesetzt und mit Nagelimplantat eingespannt. Die Schraubzwinde sorgt für eine ständige Kompression der Patellahälften während der osteosynthetischen Versorgung. Da der intraossäre Nagel um 15° in der Sagittalebene der Patella geneigt ist, wird die PMMA-Bohrschablone mit einem 15° -Holzkeil (Abbildung 32, rechts), vor den Nagel gespannt. K-Drähte richten die Verriegelungslöcher der Nägel aus (Abbildung 32, links). Weitere intraossäre Nägel dienen als Verlängerung der Führungsschiene für den Bohrer (Abbildung 33).

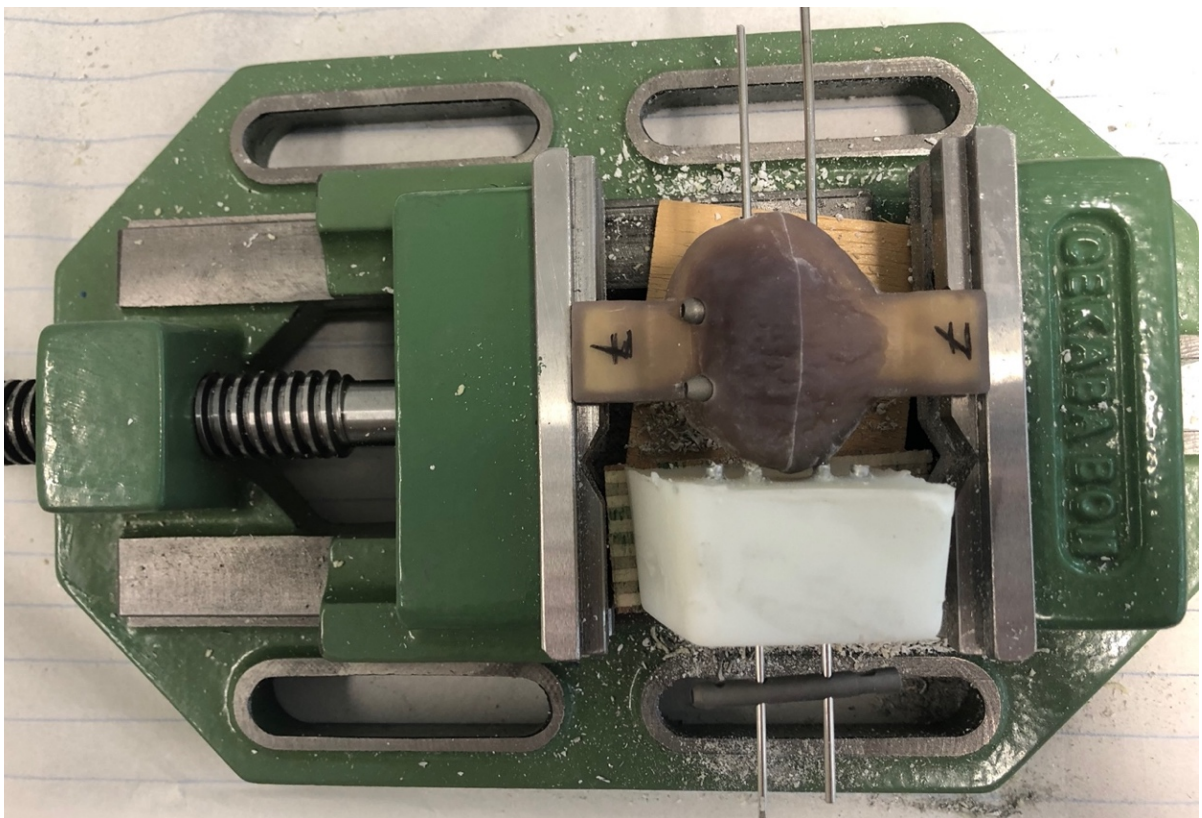


Abbildung 33 Doppelnagelmethode, eingespannt in custom made Zielgerät

3.1.8 **Servo-pneumatische Prüfmaschine, Sincotec**

Zur biomechanischen Prüfung der verschiedenen Osteosyntheseverfahren für transversale Patellafrakturen wird eine servo-pneumatische Maschine der Firma Sincotec, SincoTec GmbH, Freiburger Str. 13, 38678 Clausthal-Zellerfeld, Deutschland, des ZOU verwendet. Diese Maschine vom Typ Torsion-Tension-Prüfmaschine (Baujahr 1999, Seriennummer 98514-2) ist mit einem Kraftsensor von bis zu 5 kN und einem maximalen Drehmoment bis zu 100 Newtonmeter ausgestattet. Auf der Testvorrichtungsplattform können verschiedene Versuchsaufbauten angebracht werden. Darüber befindet sich ein Rahmen mit beweglichen Säulen, wodurch die Maschine sowohl für Zugversuche als auch Druck- oder Ausreißversuche verwendet werden kann. Über eine verbundene Computersoftware „Testpilot“ (SincoTec Test Systems, Baujahr 2019, Seriennummer SO190244) können Kräfte, Wegstrecken, und Bewegungsabläufe programmiert und automatisch dokumentiert werden.

3.1.9 **CCD – (charged-coupled-device) Kamera**

Das Biomechanik Labor des ZOU verfügt über charged-coupled-device Kameras, welche die Bilder über eine manuell gesteuerte Computersoftware aufnehmen und speichern. Die CCD-Kameras, PCI-VCAM-110, werden zur Dokumentation im Testaufbau platziert. Kamera 1 nimmt Bilder in Extensionsstellung mit einer Auflösung von 540 x 540 über Grabber 1 auf. Kamera 2 wird zur Aufnahme der 90° Flexionsposition mit einer Auflösung von 448 x 448 über Grabber 2 verwendet.

3.2 Probenvorbereitung

Für die Versuchsdurchläufe werden insgesamt 24 Patella-Kunststoffknochen des linken Knies der Firma Sawbones® verwendet (siehe 3.1). Je nach Testgruppe wird die Patella mit der entsprechenden Osteosynthesemethode versorgt (Abbildung 34). Nach den Durchläufen findet eine radiologische Kontrolle statt. Die Patellamodelle werden proximal und distal über Stahlseile an den vise tabs fixiert, um als Ein-Muskel-Modell das Femoropatellagelenk zu simulieren. Unter der Annahme, dass alle Kunstknochen biomechanisch gleiche Eigenschaften zeigen, werden 24 Patella-Kunstknochen zufällig in drei Testgruppen mit jeweils acht Proben eingeteilt. Die Proben wurden nummeriert und über eine Zufallsverteilung mit Excel in diese Gruppen eingeteilt. Welche Gruppe welche Methode repräsentiert, wurde ebenfalls mit der Zufallsverteilung von Excel ermittelt.

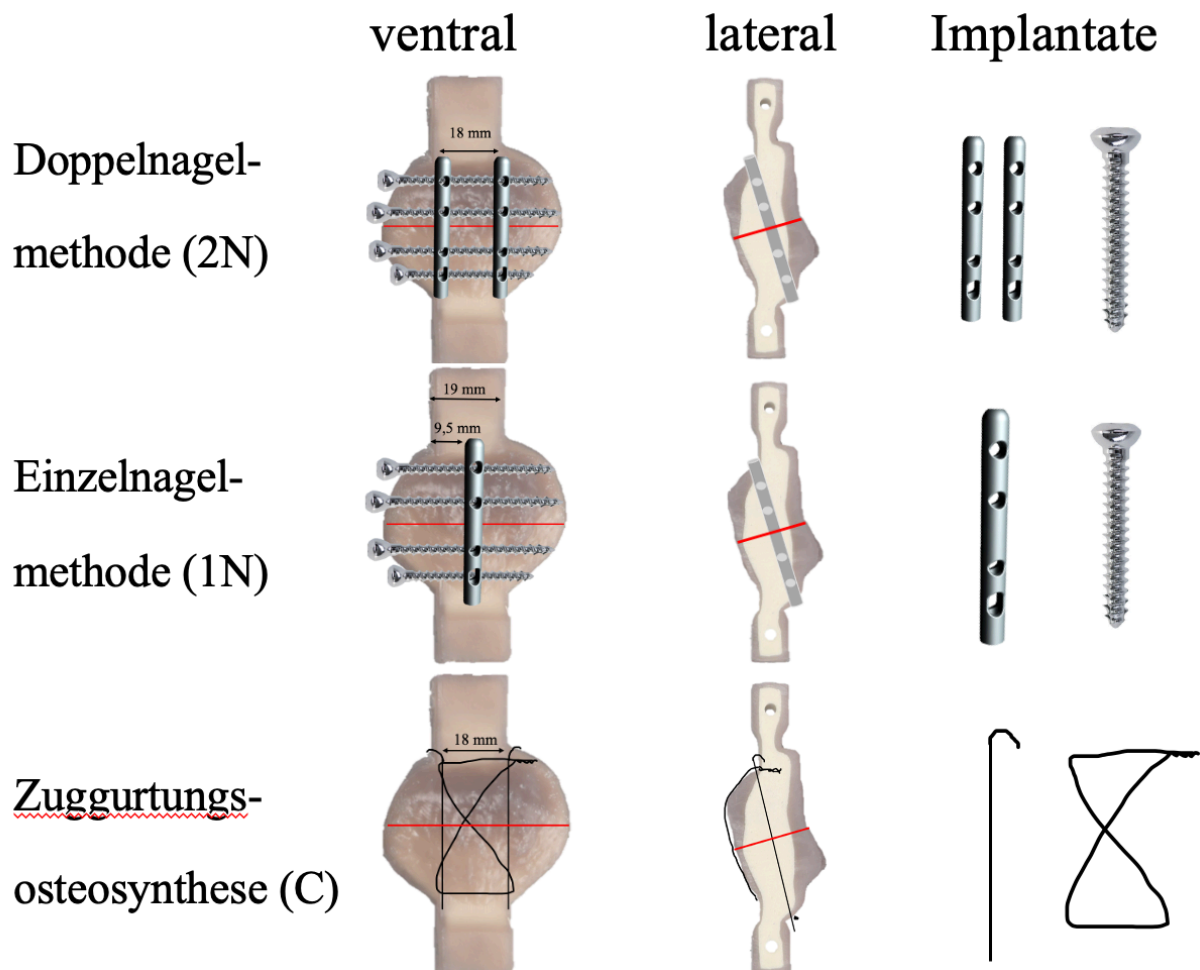


Abbildung 34 Schema der drei Osteosynthesemethoden von ventral und lateral sowie Implantate, rot: Frakturspalt; Sawbones® (236), Nagelimplantat von R. Helfrich, Schrauben von Königssee Implantate (239)

- Gruppe 1: Doppelnagelsystem (2N), bestehend aus zwei parallelen, gering volumigen intraossären Nägeln (Durchmesser je 5 mm) und vier Verriegelungsbolzen.
- Gruppe 2: Einzelnagelmethode (1N), ein einzelner großvolumiger intraossärer Nagel (Durchmesser 6 mm) wird mit vier Verriegelungsbolzen fixiert.
- Gruppe 3: klassische Zuggurtungsosteosynthese (C) aus zwei parallelen K-Drähten (1,8 mm) und Drahtcerclage (1,25 mm).

Alle Proben werden nach der Versorgung erneut nummeriert (1N-1, 1N-2, 1N-3, etc.; 2N-1, 2N-2, etc.; C-1, C-2, etc.). Die Reihenfolge der Testungen wird ebenfalls mit Excel zufällig ermittelt und ist Tabelle 18 im Anhang zu entnehmen.

3.2.1 Gruppe 1: Doppelnagelsystem (2N)

Acht Patellaknochen werden mit dem Doppelnagelsystem (2N) versorgt. Benötigt werden pro Probe je zwei kleinvolumige intraossäre Nägel (Durchmesser 5 mm) und vier Verriegelungsschrauben (2x 46 mm, 2x 36 mm Länge). Zunächst wird die Positionierung des Nagels vorgenommen. Die intraossären Nägel sollen, wie die Kirschner-Drähte bei der Zuggurtungsosteosynthese, senkrecht zum Frakturspalt verlaufen. Für das Doppelnagelsystem werden je zwei Löcher (Durchmesser 5,2 mm) in einem Abstand von 18 mm vorgebohrt, sodass die Außenkante des Nagels jeweils mit dem vise tab abschließt (Abbildung 34). Die Lage der Nägel wird entsprechend bei allen acht Proben eingezeichnet. Da die Nägel herstellungsbedingt keine glatte Oberfläche haben, sondern strukturiert sind (siehe Abbildung 35), muss das gebohrte Loch einen Durchmesser von 5,2 mm haben, um die Nägel in den Kunstknochen einführen zu können.

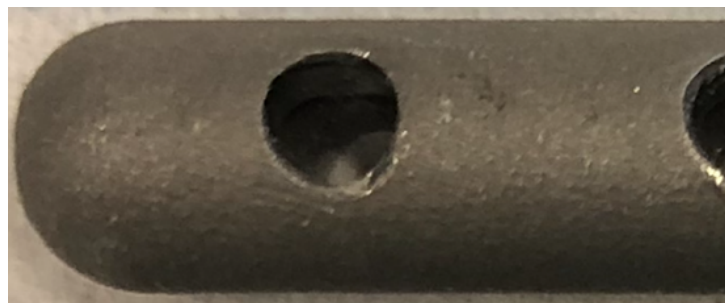


Abbildung 35 Oberflächenstruktur des additiv gefertigten Nagelimplantates

Für die Vorbohrungen wird ein Tisch-Standbohrer (Abbildung 36) verwendet, in dem die Patella mit einem Winkel von 15° eingespannt wird. So verläuft die Bohrung von kranial vorne nach kaudal hinten.

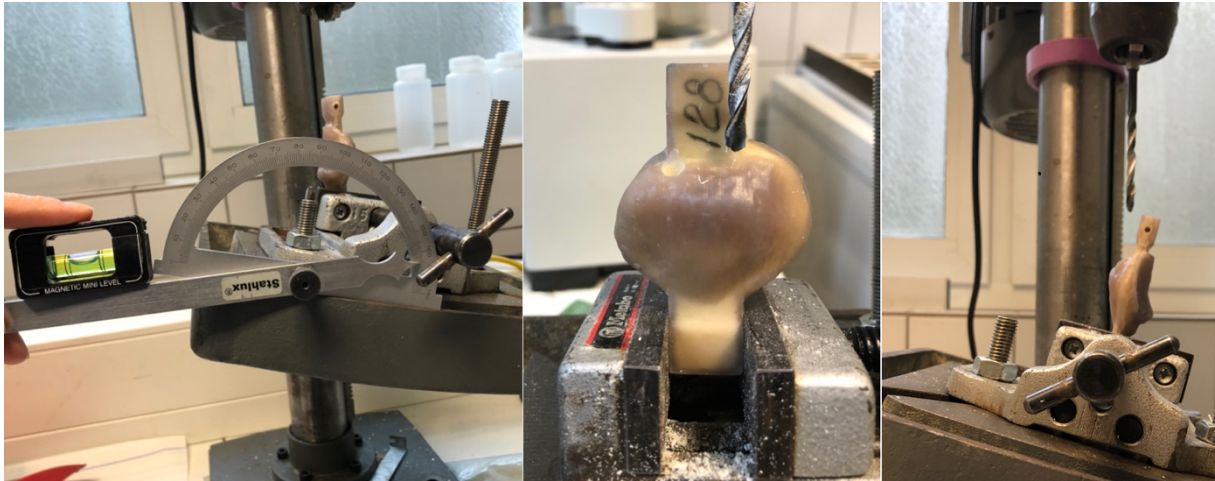


Abbildung 36 Tischstandbohrer, Plattform um 15° gekippt

Nachfolgend erfolgt die Osteotomie mithilfe der custom-made Sägevorrichtung als Patellaquerfraktur vom Typ AO 34 – C1.1 (Abbildung 16, Abbildung 29). Anschließend werden die Patellahälften nummeriert und mit den intraossären Nägeln zusammengesetzt, sodass sich die Langlochhälfte des Nagels am distalen Ende der Patella befindet. Unter ständiger Kompression der Patellafragmente in der Schraubzwinde werden die Verriegelungsschrauben eingebracht. Da bislang noch kein Zielgerät für den entwickelten intraossären Nagel zur Einbringung der Verriegelungsschrauben auf dem orthopädischen Unfallmarkt existiert, wurde ein custom-made Zielgerät entwickelt (siehe Kapitel 3.1.7, Abbildung 32, Abbildung 37). Zuerst werden die Löcher für die Verriegelungsbolzen des distalen Fragments mit einem Bohrer mit einem Durchmesser von 2,5 mm und einer Länge von 140 mm vorgebohrt. Dabei dienen K-Drähte (Durchmesser 2,5 mm) in der freien proximalen Nagelhälfte der Ausrichtung und als Führungsschiene (Abbildung 37).

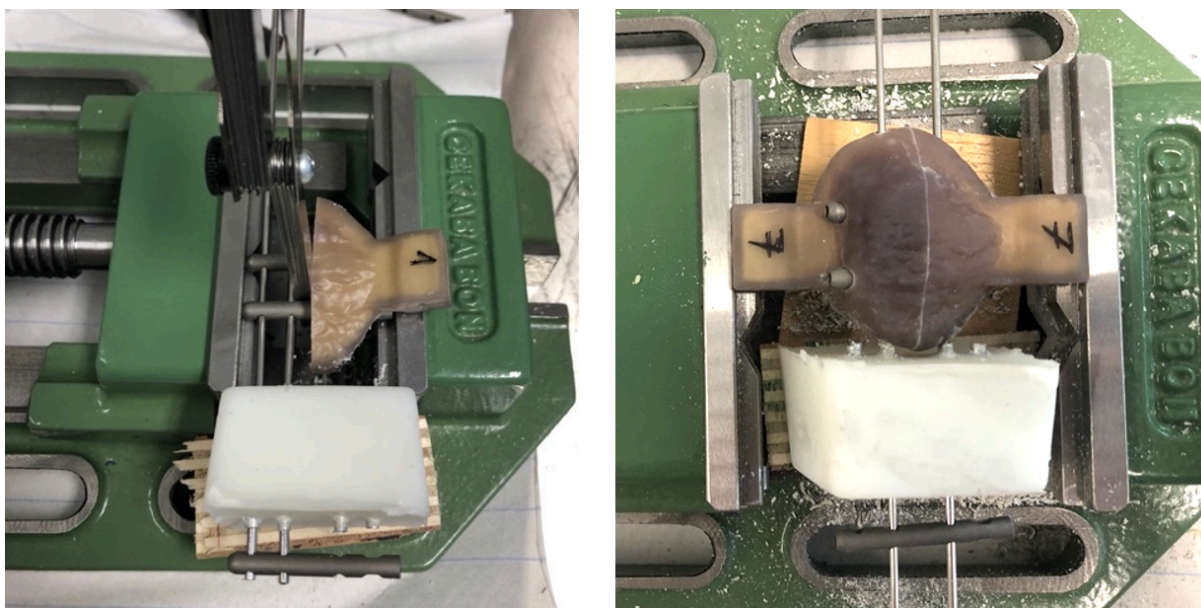


Abbildung 37 Gruppe 2N - Probenvorbereitung

Danach werden alle K-Drähte entfernt, die Patellahälften werden mit den Nägeln zusammengesteckt und in der Schraubzwinde eingespannt, sodass der Frakturspalt stark komprimiert wird. Nun werden K-Drähte in die distal vorgebohrten Löcher gesteckt, um die Verriegelungslöcher der intraossären Nägel auszurichten. Die proximalen Vorbohrungen werden durchgeführt. Ohne die Kompression zu lösen, werden alle K-Drähte und die Bohrschablone entfernt. Die vier Verriegelungsbolzen werden symmetrisch, je zwei Schrauben proximal und distal zum Frakturspalt, eingebracht (Abbildung 26). Nun werden die Verriegelungsschrauben per Hand mit einem handelsüblichen Schraubendreher eingedreht (Abbildung 38). Bei Probe 2N1 konnten nur drei Verriegelungsbolzen, zwei proximal und einer distal, eingebracht werden (siehe Abbildung 63).

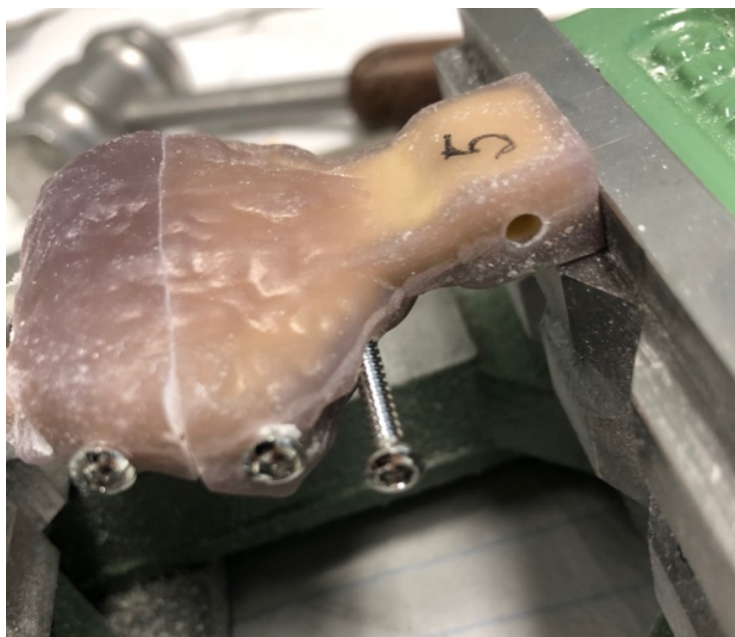


Abbildung 38 Einbringung der Verriegelungsschrauben unter Kompression

3.2.2 Gruppe 2: Einzelnagelmethode (1N)

Die Versorgung der Patellaknochen mit der Einzelnagelmethode (1N), bestehend aus einem großvolumigeren intraossären Nagel (Durchmesser 6 mm) und vier Verriegelungsbolzen, erfolgt ähnlich zum Doppelnagelsystem. Im ersten Schritt wird die Patella am Tischbohrer im 15°-Winkel eingespannt. Die Lage des Nagels wird zuvor bei allen acht Proben eingezeichnet: mittig des vise tabs (Abbildung 34). Die Vorbohrung für den Nagel wird mit einem Bohrer Aufsatz des Durchmessers 6,2 mm durchgeführt. Die Osteotomie wird anschließend mithilfe der Sägevorrichtung vorgenommen (Abbildung 29). Die Einbringung der Verriegelungsbolzen erfolgt, wie bei Gruppe 1 beschrieben (siehe Kapitel 3.2.1), mit der custom-made Zielvorrichtung und der Bohrschablone für den Einzelnagel (siehe Kapitel 3.1.7, Abbildung 32). Die Verriegelungsbolzen werden ebenfalls mit dem Newtonmeter eingedreht.

3.2.3 Gruppe 3: Klassische Zuggurtungsosteosynthese (C)

Die Versorgung der dritten Testgruppe wird entsprechend der am häufigsten verwendeten osteosynthetischen Methode bei Patellaquerfrakturen durchgeführt (3), die klassische Zuggurtungsosteosynthese (tension band wiring). Hierzu werden zunächst zwei K-Drähte der Stärke 1,5 mm parallel mit einem Abstand von 18 mm in Verlängerung der Außenkante der Knochentabs mit einem Winkel von 15° von kranial ventral nach kaudal dorsal in die Patella gebohrt und wieder entfernt. Anschließend erfolgt die Osteotomie mit der Sägevorrichtung. Unter ständiger Kompression der Fragmente in der Schraubzwinde werden K-Drähte der Stärke 1,8 mm in die Vorbohrungen gesteckt (Abbildung 39). Da die Angaben bezüglich der Durchmesser der K-Drähte in der Literatur variieren, wird für diese Studie eine mittlere K-Draht Stärke 1,8 mm verwendet, sowie ein kräftiger Cerclage-Draht mit einer Stärke von 1,25 mm (202). Anschließend wird eine Drahtcerclage mit der Stärke von 1,25 mm in achtertour um die K-Drähte gelegt (siehe Abbildung 19) (203). Die Zuggurtungsschlinge wird am proximalen lateralen Patellapol unter ständigem Zug mit einem Zwirl befestigt (Abbildung 39). Die Enden der parallelen K-Drähte werden am proximalen Ende nach dorsal umgebogen. Überschüssige Drahtreste werden entfernt.



Abbildung 39 Klassische Zuggurtungsosteosynthese - Probenvorbereitung

3.2.4 Optische Marker

Nachdem die osteosynthetische Versorgung der Patella-Kunstknochen erfolgt ist, wird jede Patella mit jeweils vier optischen Markern nahe des Frakturspaltes versehen. Die optischen Marker dienen zur späteren Auswertung von Bewegungen der Fragmente mit einem Bewegungsanalyseprogramm. Dazu wird jeweils 2 mm proximal und 2 mm distal des Frakturspaltes im Abstand von 20 mm ein kleines Loch gebohrt, in das ein optischer Marker eingesetzt werden kann. Somit gibt insgesamt vier optische Marker und der Spalt kann in eine mediale und laterale Seite aufgeteilt werden. Dadurch kann das Auseinanderweichen der Fragmente in der Auswertung seitentrennt betrachtet werden. Ein Schema der optischen Marker ist Abbildung 40 zu entnehmen. Die Bezeichnung der Markierungen lautet wie folgt: die Zahl 1 steht für die mediale Frakturhälfte, die Zahl 2 für die laterale Seite, das proximale Frakturfragment wird mit dem Buchstaben „p“ und das distale Fragment mit „d“ gekennzeichnet.

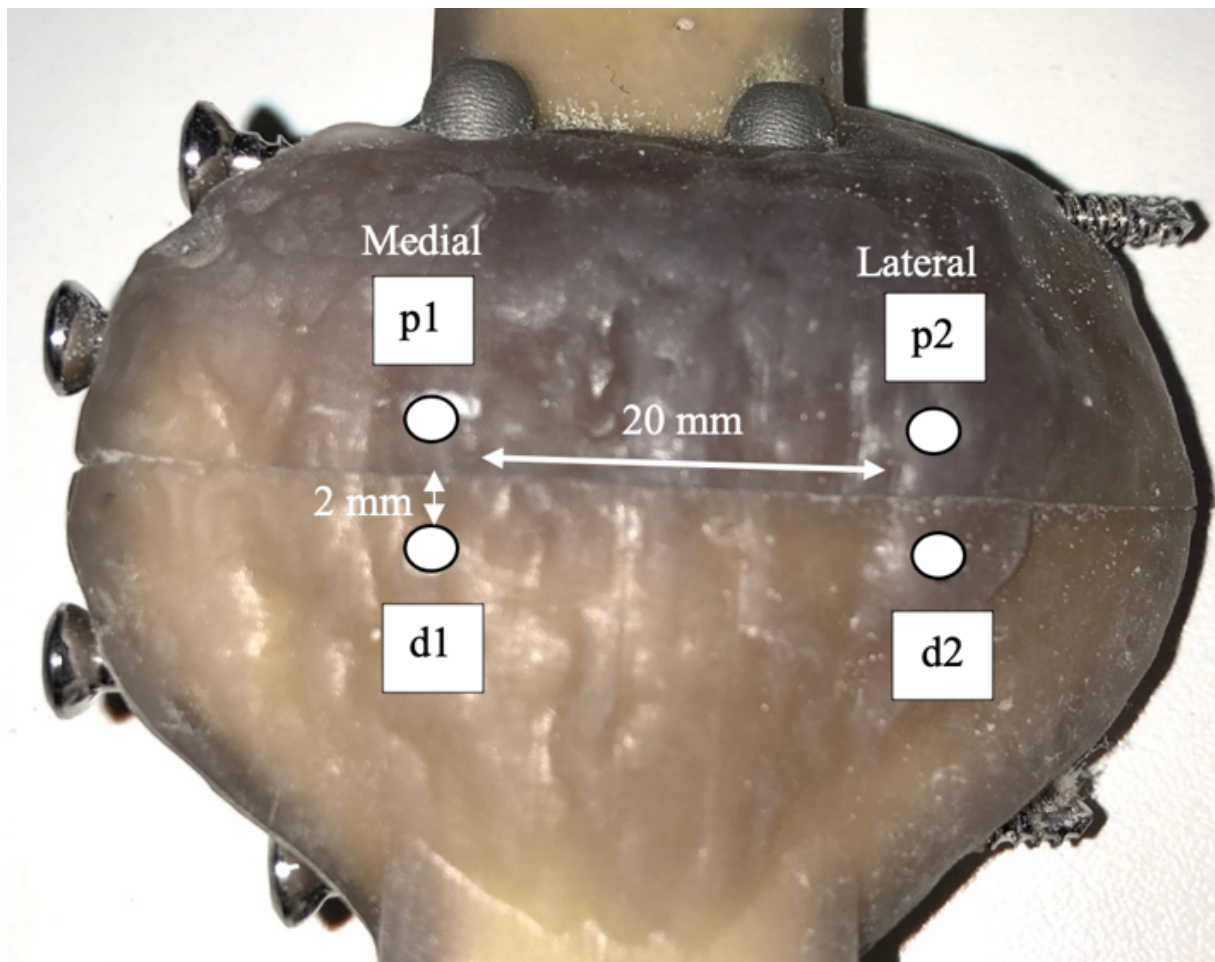


Abbildung 40 Schema optische Marker

3.3 Methoden

3.3.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau simuliert eine Kniegelenksbewegung mithilfe eines Ein-Muskel-Modells und erfolgt in Anlehnung an bereits etablierte Testaufbauten wie Schnabel et al. (119, 187, 241).

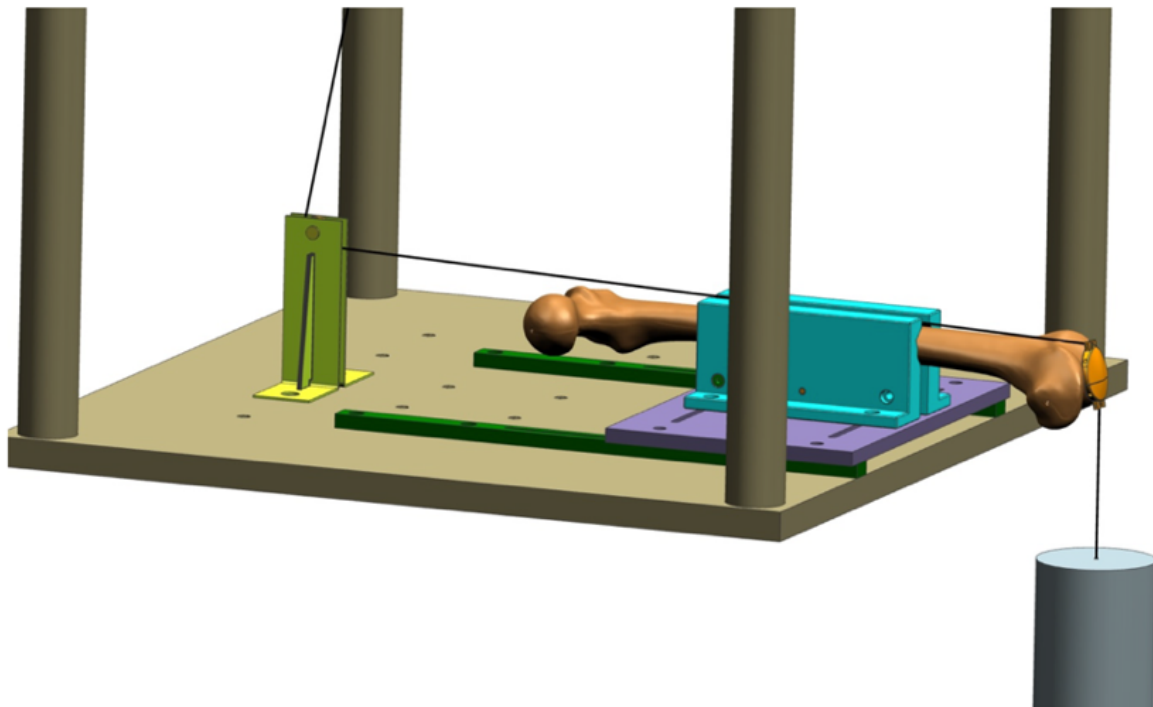


Abbildung 41 Schema Versuchsaufbau, von R. Helfrich, Hochschule RheinMain

Ein Gewicht mit der Masse 17,4 kg wird an Stahlseilzügen aufgehängt und dient als Unterschenkelersatz. Über Stahlseilzüge, die mit dem Hubarm der Prüfmaschine verbunden sind, wird der Oberschenkel extensor simuliert (Abbildung 41). Diese Bewegung kann auf den Menschen übertragen werden und zeigt eine Extensions- und Flexionsbewegung von 0° - 0° - 90° gegen die Schwerkraft ohne den Einfluss des gesamten Körpergewichts (50, 119, 184, 241).

Für den Versuchsaufbau (Abbildung 43) wird zunächst das Femur auf dem Tisch der Sincotec Prüfmaschine platziert und verschraubt. Das Femur wird horizontal in seiner natürlichen Ausrichtung fixiert, das heißt, der Femurkopf wird um circa 10° nach kranial gedreht, damit die Gelenkflächen am distalen Ende des Femurs geradestehen. Damit das Femur in der Spannvorrichtung stabilisiert wird, wird diese mit einer aushärtenden Gipschicht ausgekleidet und verklebt (Abbildung 42).

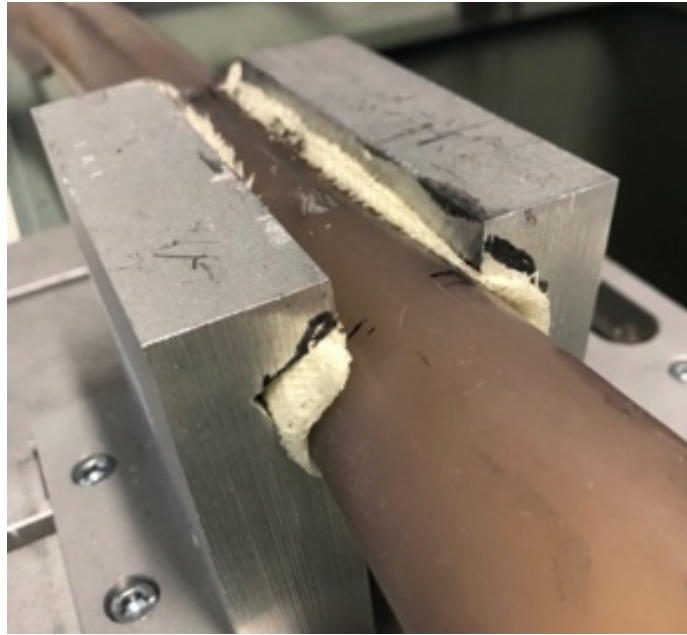


Abbildung 42 Befestigung des Femurs

Hinter das Femur wird eine Umlenkrolle als Führungsschiene und Kraftumlenkung für das Stahlkabel verschraubt. Es wird ein Stahlkabel (Stärke 1,2 mm) in die Aufhängevorrichtung der Prüfmaschine eingespannt, dieses wird über die Umlenkrolle geführt. Am anderen Ende des Stahlkabels wird die Patella am oberen Pol befestigt. Am unteren Pol der Patella wird ebenfalls über ein Stahlkabel (Stärke 1,5 mm) das Gewicht aufgehängt. Es werden Stahlkabel verwendet, da sie eine nur sehr geringe Dehnbarkeit haben sowie eine hohe Stabilität und Zugfestigkeit besitzen. Die Kamera zur Dokumentation der Extensionsposition (Kamera 1) ist so zu platzieren, dass die Stativbeine nicht den Weg für die Kamera der Flexionsposition (Kamera 2) versperren. Die Kamerapositionen werden auf dem Boden markiert. Die Führungsschiene des Gewichts wird so platziert, dass das Gewicht nicht an den Wänden des Rohrs schleift. Die Position wird ebenfalls auf dem Boden markiert. Der Versuchsaufbau wird während der gesamten Versuchsdurchführung nicht umgebaut oder für andere Zwecke genutzt.

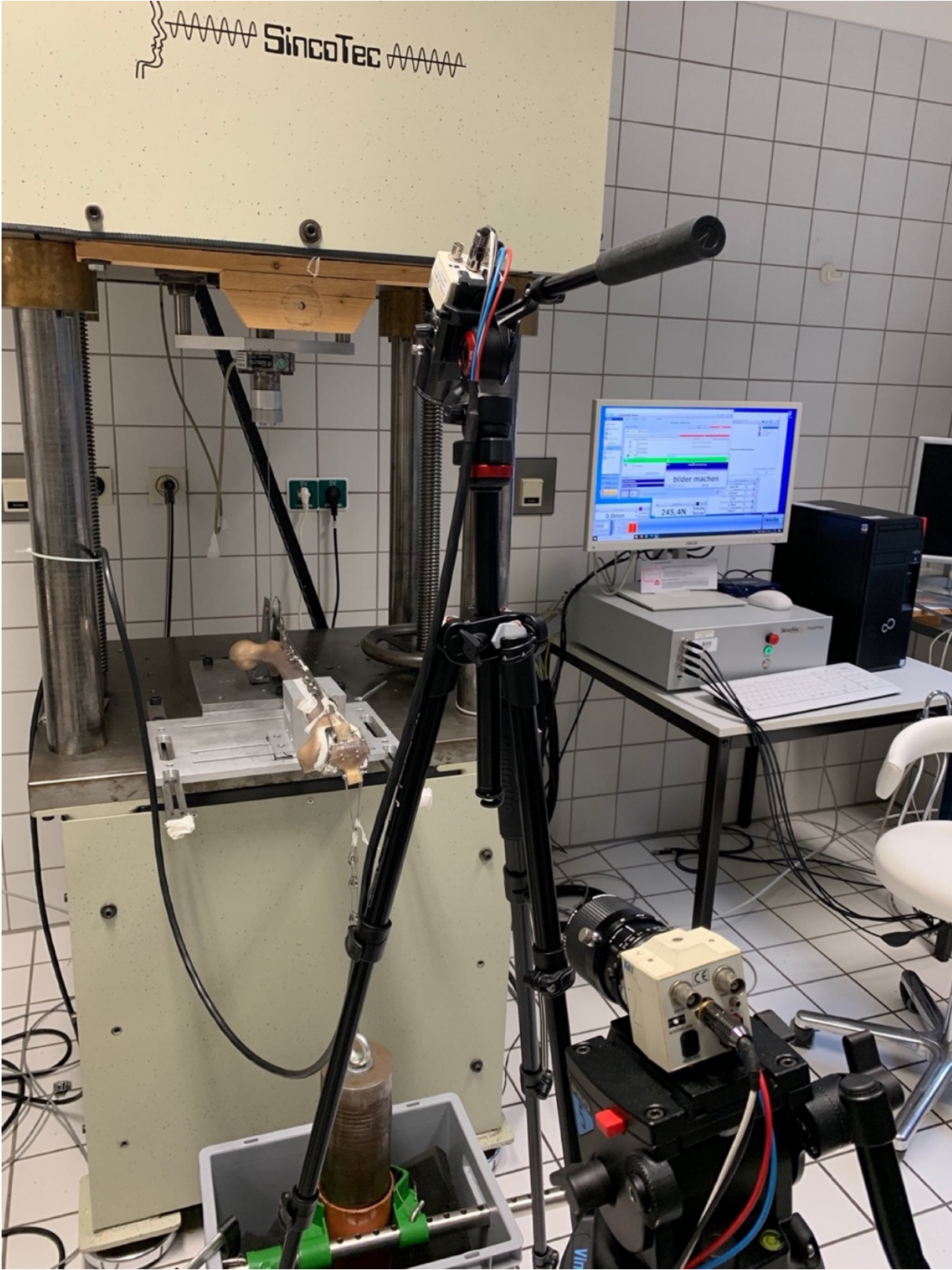


Abbildung 43 Versuchsaufbau

3.3.2 Entwicklung und Optimierung des Versuchsaufbaus

In ersten Probephasen werden Vorbereitungen und endgültige Anpassungen des Prüfaufbaus vorgenommen. Hier sollen alle Parameter überprüft und alle Einstellungen dokumentiert werden. Im endgültigen Testdurchlauf werden dann die einzelnen Proben in zufälliger Reihenfolge getestet.

Zunächst erfolgt der Aufbau mit nur einer CCD-Kamera zur Dokumentation der Patella in Flexionsposition. Nach mehreren Probeläufen wird optisch festgestellt, dass sich die Spaltbreiten in Extensions- und Flexionsposition unterscheiden. Um diesen Unterschied zu erfassen, wird eine zweite CCD-Kamera in Extensionsposition installiert (Abbildung 44).



Abbildung 44 Vorläufiger Versuchsaufbau, seitlich

In enger Zusammenarbeit mit der Hochschule RheinMain werden zunächst großvolumige Nägel und gering volumigere Nägel aus Stahl produziert (Abbildung 45). Für erste Testzwecke werden Patellamodelle mit den drei Osteosynthesemethoden versorgt. Hierzu werden die von der Hochschule RheinMain produzierten Stahlnägel verwendet. Nach einigen Testreihen wurden die Implantate weiterentwickelt und es wurde sich für eine additive Fertigung der

Implantate entschieden. Die additive Fertigung ermöglicht es, einen symmetrischen Hohlraum zu schaffen. Ursprünglich sollte das Implantat gefräst werden. Hier zeigen sich allerdings Nachteile dieser Fertigungsmethode, da die Hohlräume in den Nägeln unpräzise und zum Teil unsauber durch den Nagel gefräst wurden.



Abbildung 45 Stahlnägel, Hochschule RheinMain

Befestigt werden die zuvor versorgten Patella Modelle über Stahldrahtseile am Femurknochen eines linken Knies. Während der ersten Probedurchläufe stellten sich Nachteile des Femurknochens dar. Das Femur weist herstellungsbedingt ein zentrales Loch im Gleitlager für die Patella auf (Abbildung 46). Hier bleibt die Patella während des Bewegungszyklus hängen und verlässt die Facies articularis patellae femoris dadurch.



Abbildung 46 Femur von kaudal mit herstellerbedingtem Loch in Patellagleitlager (238)

Der erste Versuch, das Loch mit PMMA zu füllen, scheiterte, da das Material sich schnell abnutzt und es zu einer Kantenbildung kommt (Abbildung 47, links). Versuche mit Lagerfett

und Vaseline als Gleitmittel blieben ebenfalls erfolglos. Eine weitere Idee, das Femur mit 2-Komponenten Epoxydharzkleber zu versiegeln (Abbildung 47, rechts), erbrachte ebenfalls nicht das gewünschte Ergebnis. Die Patella verlässt bei schlechten Gleiteigenschaften durch Kantenbildung der artikulierenden Fläche bei Spaltbildung die Führungsschiene und die Testung muss abgebrochen werden.



*Abbildung 47 PMMA gefülltes Loch des Femurs,
links: Abnutzung des Materials, rechts: Epoxydharzversiegelung*

Die so erzeugten schlechten Gleiteigenschaften würden keine reproduzierbaren Ergebnisse des Versuchs liefern. Kleine scharfe Kanten an den vorproduzierten Patellakunstknochen werden zur besseren Gleitfähigkeit abgeschliffen, ohne die Form der Patella-Rückseite zu verändern. Nach weiteren Überlegungen, wie man die Gleitfähigkeit zwischen Patella und Femur verbessern könnte, wird das Gleitlager des Femurs mit einem Oberflächenfemurschild versehen (Abbildung 48). Das Oberflächenfemurschild ist robust und zeigt positive Gleiteigenschaften, sodass die Patella auch bei Stufenbildung im Frakturspalt ohne ruckelnde Bewegungen über das Femur gleiten kann.



Abbildung 48 Oberflächenfemurschild

Ein weiteres Problem stellt die herstellerbedingte Aufhängevorrichtung (vise tabs) an der Patella dar. Das Aufhängeloch in den vise tabs (Abbildung 49) liegt zu weit proximal bzw. distal. Durch die ständige Zugbelastung an der Aufhängevorrichtung werden Spannungen erzeugt, die es an einer humanen Patella nicht gibt. Bei einem humanen Patellapräparat setzen die Sehnen direkt am Knochen an und werden nicht über ein verlängertes knochenähnliches Stück mit den Extensoren verbunden. Deshalb wird ein zweites Aufhängeloch (Durchmesser 3mm) in die Aufhängevorrichtung dichter am Patellaknochen gebohrt, ohne die Stabilität des vise tabs zu gefährden. Das bedeutet, dass das Loch an der Kante in Richtung zur Verschlingung des vise tab gebohrt wird.



Abbildung 49 Aufhängeloch in den vise tabs

Die ersten Testreihen zeigten, dass sich eine Sollbruchstelle am schmalen Stück des proximalen vise tabs bei allen Versorgungsmethoden bildet, sobald die Gleitfähigkeit des Femurs nachlässt und bevor die Versorgung des Frakturspaltes versagt (Abbildung 50).

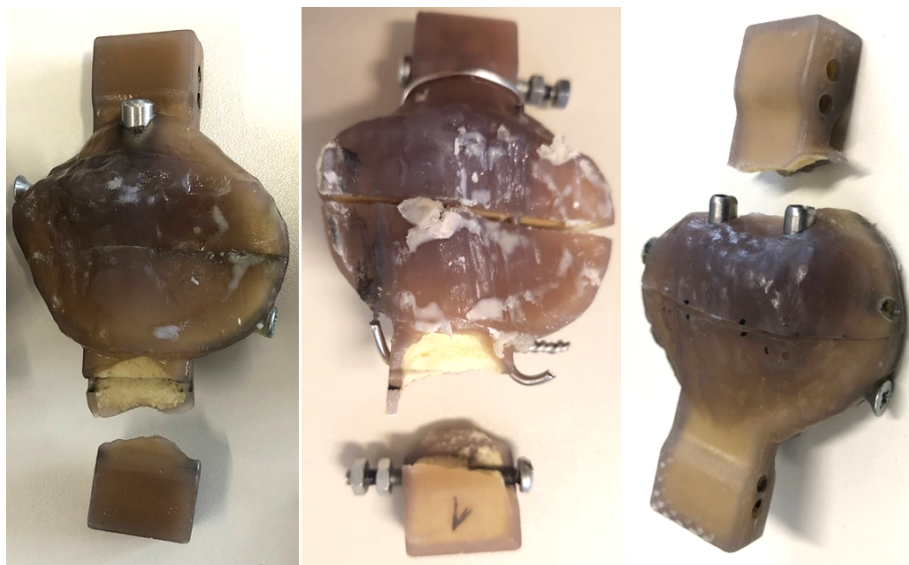


Abbildung 50 vise tab – Abbruch bei Gruppe 1N, C und 2N

Deshalb wird jede Patella nach Versorgung mit der entsprechenden Osteosynthesemethode an der Sollbruchstelle am proximalen vise tab ventral und dorsal mittels 2-Komponenten-Epoxydharzkleber verstärkt (Abbildung 51). So sollen vorzeitige Brüche an dieser empfindlichen Stelle reduziert werden und bessere Ergebnisse zur Vergleichbarkeit der verschiedenen Versorgungsmethoden produziert werden.



Abbildung 51 Epoxydharzverstärkung am proximalen vise tab (dorsal, ventral, seitlich)

Um die Bewegung der Extension und Flexion zu simulieren, wird ein Gewicht am kaudalen Pol der Patella über Stahldrahtseile befestigt. Zunächst wurde ein Gewicht mit einer Masse von ca. 20 kg verwendet. Hier zeigten sich während den Versuchen Kräfte von bis zu 600 N. Deshalb wird die Masse des Gewichts auf 17,4 kg reduziert, da im Versuchsaufbau eine Zugkraft von bis zu 300 N (9) erzeugt werden soll. Um unsaubere Bewegungen und starke Schwankungen des angehängten Gewichts zu vermeiden, können Extension und Flexion mit einer maximalen Geschwindigkeit von 2 mm / Sekunde (Flexion zu Extension) und 3 mm / Sekunde (Extension zu Flexion) durchgeführt werden. Zur weiteren Reduktion dieser Schwingungen wird das Gewicht in einem Führungsrohr gelagert (Abbildung 52).



Abbildung 52 Führungsschiene für Prüfungsgewicht

Weitere Störfaktoren könnten die verwendeten Stahlkabel sein. Das Stahlkabel, welches den Oberschenkelextensor simuliert, wird über eine Kunststoffrolle gelenkt. Um dort Reibung zu reduzieren, wird der bisher genutzte Stahldraht durch einen Kunststofffaden (Dyneema) ersetzt (Abbildung 53, rechts). Der Kunststofffaden gleitet über die Kunststoffrolle, so soll Reibung reduziert werden (242). In Probeversuchen mit dem neuen Seilzug zeigte sich bereits während den ersten Bewegungsdurchläufen, dass ruckartige Bewegungen entstehen und neue Kraftspitzen auftreten. Der Kunststofffaden fasert in den Stahlklemmen aus und kann somit nicht fest genug eingespannt werden (Abbildung 53, mitte und links). Deshalb wird für dieses Experiment der deutlich stabilere und langlebigere Stahldraht verwendet.



Abbildung 53 Kunststofffaden, links: eingespannt im Versuchsaufbau, mitte und rechts: Versagen des Kunststofffadens nach Lösen der Mutter zur Begutachtung

3.3.3 Biomechanische Testung

Die biomechanische Testung der 24 Proben erfolgt mit der servo-pneumatischen Prüfmaschine der Firma Sincotec. Die Proben werden mit einem zyklischen Belastungstest getestet. Der Zug des Oberschenkelextensors, *M. quadriceps femoris*, wird als klinisch relevant angesehen. Kniefehlstellungen, z.B. Varus- oder Valgusstellung, sowie Rotationskräfte sind in diesem unter in-vitro Bedingungen erarbeiteten Versuch nicht zu betrachten. Zur Simulation der Kniebewegung eines sitzenden Patienten zwischen 90° Flexion bis hin zur vollen Extension, wird eine weggesteuerte Testung durchgeführt. Diese Steuerung wird gewählt, da sich die Kräfte bei den verschiedenen Osteosynthesemethoden und je nach Fraktur-Spaltentwicklung unterscheiden können. Die programmierte Weg-Test Prüfstrecke umfasst einen Weg von 0 – 32 mm. So führt die eingespannte Patella am Testsetup eine Bewegung über ca. 5 – 7 cm durch und der Bewegungsumfang nach Neutral-Null-Methode umfasst somit eine Extension und Flexion von 0°-0°-90°. Dieses Bewegungsmuster wurde in vorherigen biomechanischen Analysen entwickelt und wird nun zur Vergleichbarkeit der Arbeiten ebenfalls angewendet. Nienhaus et al. führte in seiner Studie an Kadavern eine Bewegung von 90°-Flexion des Kniegelenks zur vollen Extension unter konstanter Geschwindigkeit mit Kräften von bis zu 300 N durch (12). Es wird ein Steuerungsablauf programmiert (Abbildung 54), wodurch der Linearzylinder nach 50 Zyklen zur Bilddokumentation automatisch anhält, nach manuellem Fortsetzen werden die nächsten 50 Zyklen durchgeführt bis 1000 Zyklen erreicht sind oder ein Versagenskriterium eintritt (siehe Kapitel 3.3.9). Gestartet wird in Flexionsposition, sodass die Patella mit einer Geschwindigkeit von 2 mm / Sekunde in die Extensionsposition gezogen wird. Aus der Extensionsposition heraus wird die Patella mit einer Geschwindigkeit von 3 mm / Sekunde in Ausgangsstellung zurückbewegt. Die Geschwindigkeiten werden so gewählt, dass die Patella während des Versuchs eine gleichmäßige zyklische Bewegung durchläuft. Schnellere Geschwindigkeiten führen zu unsaubereren Bewegungszyklen. Jede Probe soll insgesamt 1000 Bewegungszyklen durchlaufen, was eine Versuchsdauer von 9,5 Stunden pro Probe ergibt.

Für jeden Bewegungszyklus werden die Daten der Kraftentwicklung automatisch in der Software „Testpilot“ gespeichert. Zwei Kameras in Extensions- und Flexionsposition dienen der optischen Bewegungsverfolgung der Frakturfragmente. Bewegungen und Verschiebungen der Frakturteile an der tibialen Achse im ventralen Anteil der Patella werden von dem Motion-Tracking-System berechnet. Im gleichen Testzyklus werden Verschiebungsamplituden als Unterschiede zwischen den jeweiligen Bewertungen im ungeladenen und belasteten Zustand

ausgewertet. Eine statistische Auswertung erfolgt nach 100, 500, und 1000 Testzyklen in Anbetracht der interessierenden Parameter.

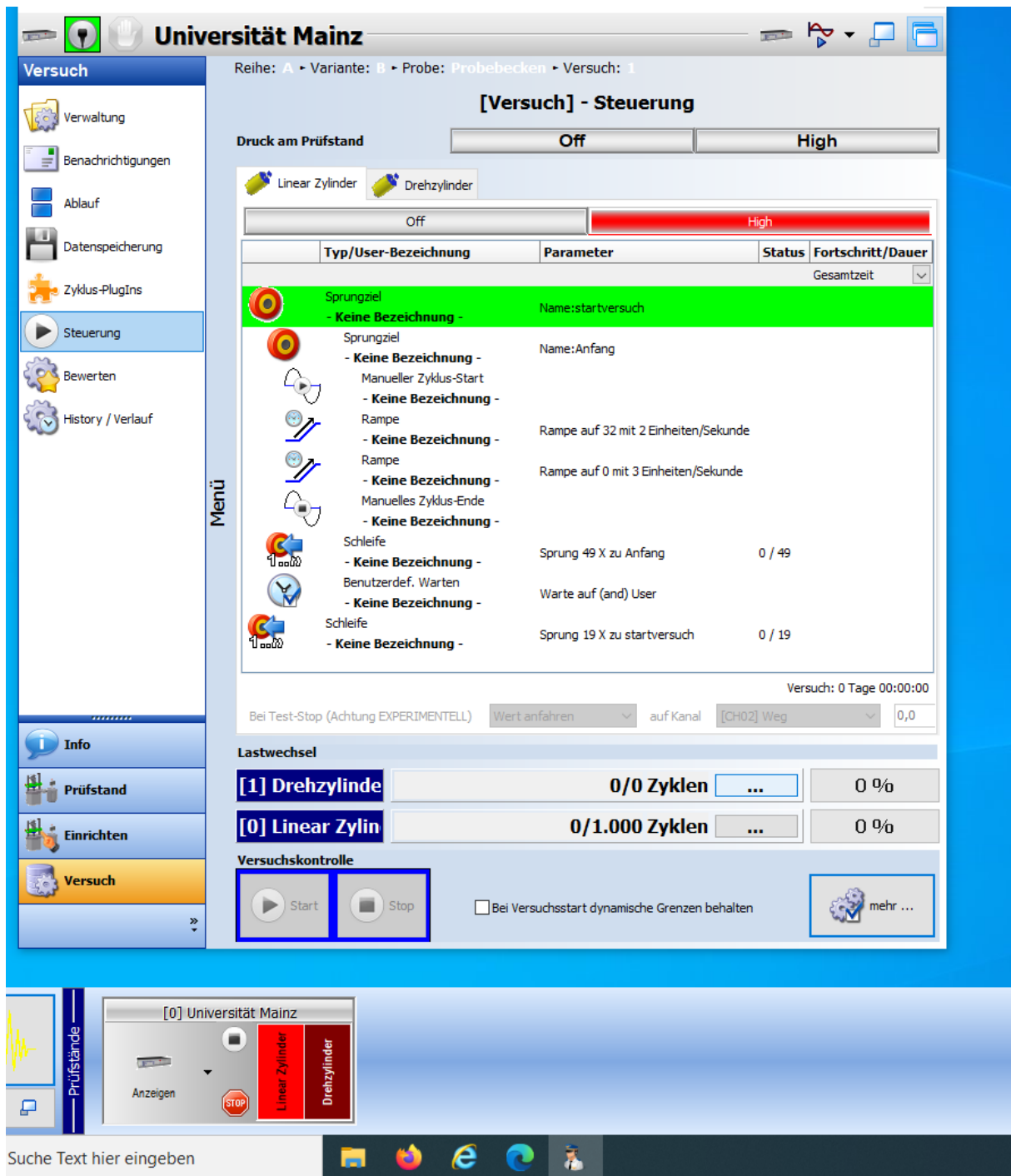


Abbildung 54 Prufablauf im Systemsteuerungsprogramm Testpilot (SincoTec Test Systems, Baujahr 2019, Seriennummer SO190244), Screenshot

3.3.4 Dokumentation der Frakturspaltbreite

Zur Dokumentation der Entwicklung der Frakturspalte werden die beiden CCD-Kameras entsprechend der Aufnahmefunktion platziert. Kamera 1 wird so positioniert, dass die maximale Extensionsposition aufgenommen wird. Kamera 2 wird zur Aufnahme der 90° Flexionsposition aufgestellt. Insgesamt werden pro Testlauf von jeder Probe mit jeder Kamera zweiundzwanzig Bilder aufgenommen. Bilder werden entsprechend der Versorgungsmethode (1N/2N/C), Probennummer (P1-8), Kameraposition (1 / 2) und Zyklenzahl (0-20) gespeichert, zum Beispiel: 1N_p3_1_2. Das erste Bild wird vor den Bewegungszyklen mit einem kleinen Gewicht von 2,5 kg aufgenommen als Startbild (start_noload). Das zweite Bild wird mit dem Testgewicht von 17,4 kg vor der zyklischen Belastung aufgenommen. Der Versuchsdurchlauf wird gestartet und nach jeweils 50 Bewegungszyklen wird je ein Bild in Flexions- und Extensionsstellung aufgenommen bis 1000 Zyklen erreicht sind oder ein Versagenskriterium (siehe Kapitel 3.3.9) eintritt und der Versuch gestoppt werden muss.

3.3.5 Bildkorrektur mithilfe Paint.NET

Zur Auswertung der aufgenommenen Bilder mit einem Bewegungsanalyseprogramm werden die Bilder mit Paint.NET (Version v4.2.14) bearbeitet. Diese Software ermöglicht die Speicherung der Bilder in einem Format, welches vom Videoerstellungsprogramm erkannt wird. Zudem werden die Bilder mithilfe von Paint.NET horizontal ausgerichtet. Die Kameras werden auf Stativen in den Versuchsaufbau integriert. Die Ausrichtung der Kameras gestaltet sich kompliziert, da die Kameras aufgrund der Stative aneinander vorbeigeführt werden müssen. Dies führt zum Teil dazu, dass die Kameras den Spalt nicht immer genau in der Horizontalen aufnehmen können. Mithilfe des Bildbearbeitungsprogramms werden die Frakturspalte horizontal ausgerichtet, um eine einheitliche Bildauswertung zu ermöglichen. Die Auflösung und Skalierung der Bilder werden durch dieses Programm nicht beeinflusst. Das Bild wird in Paint.NET geöffnet und über eine zweite Bildebene wird eine Horizontale über das Bild gelegt, welche sich am kranialen Frakturfragment orientiert. Im nächsten Schritt wird das ganze Bild entsprechend der Horizontalen gedreht, sodass der proximale Frakturspalt horizontal steht. Vor dem Speichern wird die zweite Ebene mit der Hilfsgeraden wieder gelöscht. Insgesamt werden auf diese Weise alle 1056 Bilder ausgerichtet.

3.3.6 Videoerstellung aus Einzelbildern (Movavi-Video Editor)

Zur Auswertung der Daten im Bewegungsanalyseprogramm wird ein Video aus den zuvor bearbeiteten Bildern erstellt. Das Videobearbeitungsprogramm „Movavi Video Editor plus 2020“ ermöglicht die Erstellung eines Videos, welches rein aus den Bildern besteht. Andere Videobearbeitungsprogramme erstellen automatisch Zwischenbilder, um ein flüssiges Video zu erhalten. Das würde die Datenauswertung verzerren.

Für jede Patellaprobe wird je nach Kameraeinstellung und Versorgungsmethode eine Videosequenz bestehend aus 22 Bildern erstellt. Das Startbild ist: Startbild_noload bis Zyklus 20. Die Bilder werden in aufsteigender Zyklus-Reihenfolge ins Programm eingepflegt. Die Dauer pro Bild wird auf 0,1sec begrenzt bei einer Framerate von 10FPS (frames per second). Exportiert wird das Video als MJPEG in benutzerdefinierter Auflösung (Kamera 1: 540x540, Kamera 2: 448x448), Bitrate automatisch (Abbildung 55). Insgesamt werden pro Probe zwei Videos erstellt (Extension/ Flexion), sodass bei 24 Proben insgesamt 48 Videos zur weiteren Datenauswertung entstehen.

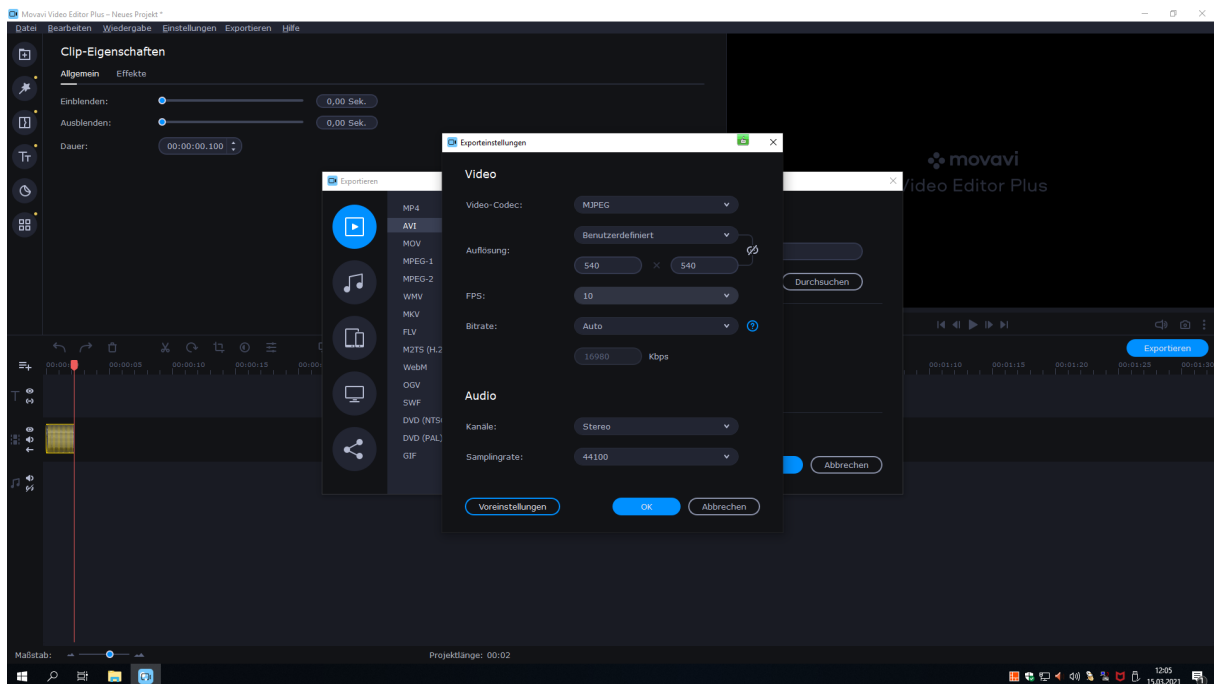


Abbildung 55 Movavi Video Editor plus 2020, Export-Einstellung, Screenshot

3.3.7 Videobewegungs-Analyse mit SimiMotion®

Die Veränderungen der Frakturspalte werden mithilfe eines Bewegungsanalyseprogramms ausgewertet. Aktuell verfügt das Biomechaniklabor des ZOU über die Software „SimiMotion®“ (243), welches in dieser Studie zum Einsatz kommt. Das Programm beinhaltet viele verschiedene Analysemethoden und dient grundsätzlich zur 2D-Bewegungsanalyse und 3D-Analyse von komplexen Bewegungen. Mithilfe von SimiMotion® soll die Spaltbreitentwicklung der Osteosynthesemethoden ausgewertet werden. Hierzu wird ein neues Projekt „Patella2“ erstellt. Zunächst wird Kamera 1 hinzugefügt und es wird eine 2D-Kalibrierung mit einer Standardabweichung von 0,05 mm vorgenommen. Die Videos werden im Vollbildmodus eingefügt. Zunächst wird festgelegt, dass 1 mm in der Horizontalen und 1 mm in der Vertikalen jeweils 100 mm entspricht. Dieser Maßstab wird gewählt, um mit ganzen Zahlen zu arbeiten. Die Umrechnung von Metern zurück in Millimetern wird in späteren Auswertungsschritten vorgenommen. Mithilfe des Kalibrierungsbildes wird festgelegt, wie viele Pixel einem Millimeter entsprechen. Diese Kalibrierung wird für jedes Video neu durchgeführt. Im weiteren Schritt wird eine bestehende Videodatei (z.B. 1N_P2_Kam1) in Vollbildern hinzugefügt. Das Video wird aufgeteilt in Einzelbildern angezeigt. Nun werden pro Bild die optischen Marker anhand von Kontrastunterschieden erfasst. Die Beschriftung erfolgt im Uhrzeigersinn und ist Abbildung 40 zu entnehmen. Es gibt je zwei proximale (p1, p2) und zwei distale (d1, d2) optische Marker. Die Zahl steht für die Seite des Frakturspaltes (medial =1, lateral = 2). Zum Teil setzt die Software, SimiMotion®, die Markierung der optischen Marker aufgrund von Kontrastveränderungen automatisch im Bild. Jedoch wird jedes Bild nochmals händisch kontrolliert, da die Software nicht jedes Mal die Kontrastverhältnisse im Bild richtig erkennt. Nachdem alle Punkte eingezeichnet sind, wird die Bilderfassung beendet. Nun werden Rohdaten erstellt, welche in Excel übertragen werden können. Die 2D-Daten der Y-Koordinate sind für die Auswertung der Spaltbreite relevant. Für den Export in Excel werden die Daten in Spalten sortiert.

3.3.8 Datenerfassung

Die Daten werden zunächst ins Auswertungsprogramm Excel übertragen. Für jedes Video wird eine eigene Tabelle erstellt. Diese Tabellen enthalten für jede Versorgungsmethode (2N, 1N, C) und jede Kniegelenksstellung (Extension / Flexion) die Spaltbreitenentwicklung getrennt nach medial und lateral. Tabelle 19 und Tabelle 20 enthalten zusammengefasst die Daten der verschiedenen Zeitpunkte für die jeweilige Methode in Extension und Flexion.

Es gibt pro optischen Marker (p1, p2, d1, d2) insgesamt 22 Zeilen mit Pixelwerten (erste Wert: mit 2,5 kg-Gewicht, zweiter Wert: mit 17,4 kg-Gewicht, 3.-22. Wert: nach 50, 100, 150, ..., 950, 1000 Zyklen). Die Rohdaten bestehen aus Pixelwerten, die zur Auswertung umgerechnet werden müssen. Der Abstand zwischen proximaler und distaler Markierung auf dem ersten Bild (Startbild_noload) wird als Ausgangspunkt ohne Spaltentwicklung festgesetzt. Es erfolgt die Umrechnung von Metern zurück in Millimeter. Der Bezug zu dem Ausgangspunkt zeigt nun die Veränderung der Punktabstände. Durch Berechnung der Veränderungen können die absoluten Abstände der Punkte errechnet werden. Für jede Probe werden die Daten getrennt nach medial und lateral sowie nach Extension und Flexion (Kamera 1 und 2) ausgewertet. Vorversuche haben gezeigt, dass Auswertung nach 100, 500, 1000 Zyklen ausreichen, weil eine gleichmäßige Veränderung der Spaltbreiten auftritt. Ab einer Zyklusanzahl von über 800 Zyklen wird die Datenerhebung als ausreichend bewertet, da keine starken Veränderungen der Spaltbreiten zwischen 800 und 1000 Bewegungszyklen auftreten. Die Genauigkeit der Werte hängt von der Auflösung der verwendeten Kameras ab.

3.3.9 Versagenskriterien

Ein Versagen einer Osteosynthesemethode tritt ein, wenn mindestens eine der folgenden Situationen eintritt. Die proximalen und distalen Fragmente der Fraktur weisen eine Dislokation von mehr als 2 mm während der zyklischen Belastungstests auf. Ab Spaltbreiten von mehr als 2 – 3 mm steigt das postoperative Risiko für ein schlechtes klinisches Ergebnis und die Entwicklung von Osteoarthritis (119, 209). Außerdem tritt ein Versagen auf, wenn das verwendete Osteosynthesematerial bricht oder disloziert oder wenn eine periosteosynthetische Fraktur, bzw. eine Fraktur an einer anderen Stelle des Prüfobjektes auftritt. Eine Ausnahme bilden andere Arten von Materialschwächen, wie zum Beispiel die Ruptur der verwendeten Stahlseile. Tritt dieser Fall ein, wird der Versuch gestoppt und die Materialien werden ausgetauscht. Der Versuch wird mit neu versorgten Proben von vorne gestartet.

3.3.10 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wird mit der SPSS software package 27, IBM SPSS Statistics for Macintosh, Version 27.0, IBM, Armonk, NY, USA durchgeführt. In dieser Studie werden insgesamt drei Gruppen untersucht: zwei intraossäre Nagelmethoden, Doppelnagel- und Einzelnagelsystem (2N / 1N) sowie der Goldstandard, die klassische Zuggurtungsosteosynthese (C), zur operativen Versorgung von transversalen Patellafrakturen. Die einzelnen Proben werden vor der Testung und die Röntgenbilder nach der Testung händisch auf bestimmte Merkmale hin untersucht. Diese Überprüfungen sind im Ergebnisteil dokumentiert. Der primäre Zielparameter ist die Veränderung der Spaltbreiten auf der medialen und lateralen Frakturseite der Patellaquerfrakturen nach osteosynthetischer Versorgung unter zyklischer Belastung. Zunächst erfolgt eine deskriptive Auswertung der Daten, berechnet werden Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima sowie 95%-Konfidenzintervalle. Im ersten Schritt der Inferenzstatistik erfolgt eine Gegenüberstellung der einzelnen Gruppen hinsichtlich der Mittelwerte der Spaltbreiten, bzw. dem Auseinanderweichen des proximalen und distalen Fragmentes, getrennt nach medialer und lateraler Frakturspalte sowie nach Flexions- und Extensionsposition des Kniegelenkes jeweils zu den Zeitpunkten nach 100, 500 und 1000 Bewegungszyklen mit einem ungepaarten einseitigen T-Test, bzw. Welch-Test bei Varianzheterogenität. Dieser T-Test dient als Omnibusverfahren, um Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen festzustellen (244, 245). Im Anschluss erfolgt die Bonferroni-Holm-Korrektur (246, 247), um die Irrtumswahrscheinlichkeit zu kontrollieren. Das Signifikanzniveau wird auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Im zweiten Schritt wird das Verhalten des Frakturspaltes in 90°-Flexion bezüglich der Symmetrie untersucht. Hierzu wird der Betrag der Differenzen aus den Werten des medialen und lateralen Frakturspaltes der einzelnen Gruppen über die Zeit hinweg gebildet. Eine kleine Differenz bedeutet, dass es kaum einen Unterschied gibt zwischen medialer und lateraler Frakturspaltbewegung, wohingegen eine größere Differenz auf eine Asymmetrie des Spaltes hinweist. Die gemischte Varianzanalyse (mixed ANOVA, analysis of variance) wird als Omnibustest zur Prüfung der Unterschiede der abhängigen Variable im Hinblick auf weitere Faktoren verwendet (244, 248). Mit einer ANOVA können Unterschiede festgestellt werden, jedoch kann nicht aus dieser Analyse abgeleitet werden, wo diese Unterschiede auftreten. Dies wird post-hoc mit dem Tukey-Test ermittelt (249).

Ungepaarter einseitiger T-Test:

Der ungepaarte T-Test basiert auf einem Hypothesentest und vergleicht eine Gruppe mit einer anderen. Hierdurch wird ein Überblick erstellt, der Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen zeigen soll, jedoch nicht in welche Richtung der Unterschied geht. Globale Aussagen über die jeweiligen Gruppen können dadurch nicht getroffen werden (244, 250, 251). In dieser Studie soll gezeigt werden, dass die neu entwickelten Methoden, das Einzel- und Doppelnagelsystem (1N / 2N), ein geringeres Auseinanderweichen der Fragmente verursachen als der etablierte Goldstandard, der klassischen Zuggurtungsosteosynthese (C) nach 100, 500 und 1000 Bewegungszyklen. Dafür bietet sich eine gerichtete Testung an, also ein einseitiger T-Test. Außerdem kann man mit einem einseitigen T-Test eher eine Signifikanz finden, wenn es eine gibt, da die einseitige Variante eine größere statistische Power besitzt als der zweiseitige Test. Das liegt daran, dass die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 2. Art geringer wird, wobei die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 1. Art sich nicht verändert (250). Da SPSS nur einen ungerichteten, bzw. zweiseitigen, ungepaarten T-Test berechnet, werden die ermittelten p-Werte angepasst. Wenn die Daten die Vermutung bestätigen, dass die neue Methode einen geringeren Mittelwert aufweist, wird der ermittelte p-Wert (Signifikanz) halbiert. Ist dies nicht der Fall und die Mittelwerte der neuen Versorgungsmethode sind größer als die der Vergleichsgruppe, wird der p-Wert wie folgt bestimmt: $1 - \left(\frac{p_{\text{zweiseitig}}}{2}\right)$. Vor Durchführung des einseitigen ungepaarten T-Test müssen gewisse Voraussetzungen überprüft werden. Die Voraussetzungen des ungepaarten T-Tests sind unter anderem die Unabhängigkeit der Messungen sowie eine mindestens intervallskalierte abhängige Variable und eine mindestens nominalskalierte unabhängige Variable mit zwei Ausprägungen (244, 250). Die abhängige Variable ist in diesem Fall die Spaltbreite gemessen in Millimetern, welche der Verhältnisskala zugeordnet wird. Die unabhängige Variable, die Gruppe, ist nominalskaliert und hat je zwei Ausprägungen (Cerclage / 1N, Cerclage / 2N, 1N / 2N). Die Messungen sind unabhängig voneinander und das eingebrachte Osteosynthesematerial wurde nicht doppelt verwendet. Ausreißer können anhand der von SPSS erstellten Boxplots festgestellt werden. Zu den weiteren Voraussetzungen des ungepaarten T-Tests gehören die Prüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität. Einige Autoren sind sich einig, dass der T-Test relativ robust gegenüber einer Nichteinhaltung der Voraussetzung der Normalverteilung ist (248, 252, 253). Auch bei kleinen Stichproben, $N < 5$, liefert der Test Ergebnisse mit einer Power von 80% (245). Die parametrische Verteilung der Daten jeder Messreihe wurde mit dem Shapiro-Wilk Test (254) in SPSS überprüft (siehe Anhang). Allerdings liefert SPSS mit der explorativen Datenanalyse auch Ergebnisse für den Kolmogorov-Smirnov-Test. Der Kolmogorov-Smirnov-

Test wird in dieser Studie nicht ausgewertet, da der Shapiro-Wilk Test eine höhere statistische Power besitzt (255, 256). Die Nullhypothese des Shapiro-Wilk Tests besagt, dass eine Normalverteilung der Daten vorliegt. Bei p-Werten kleiner 0,05 ist das Ergebnis statistisch signifikant und die Nullhypothese wird abgelehnt. Die Homoskedastizität, die Homogenität der Varianzen innerhalb der Gruppen, ist für den T-Test relevant, da bei einer zu großen Streuung der Varianzen der einzelnen Gruppen die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 1. Art erhöht wird. Dies wird automatisch durch SPSS geprüft mithilfe des Levene-Tests der Varianzgleichheit. Bei einem signifikanten Ergebnis ($p < 0,05$) liegt keine Homoskedastizität vor. Bei einer Heteroskedastizität wird das Ergebnis durch einen verzerrten Standardfehler verändert und die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 1. Art steigt ebenfalls. In diesem Fall wird der Welch-Test anstatt des T-Tests durchgeführt (257, 258, 259, 260). Beide Tests werden automatisch durch SPSS berechnet. Sind die Voraussetzungen erfüllt, kann der ungepaarte einseitige T-Test berechnet werden. Im Falle einer Heteroskedastizität wurde der Welch-Test ausgewertet. Die Formulierung der Hypothesen lautet wie folgt: Die Nullhypothese besagt, dass zwischen den Mittelwerten von jeweils zwei betrachteten Gruppen kein Unterschied festzustellen ist ($H_0: \mu_1 = \mu_2$). Aus klinischer Sicht gibt es demnach keinen Effekt. Die Alternativhypothese ($H_1: \mu_1 > \mu_2$) besagt, dass die Mittelwerte der einen Gruppe größer sind als die der anderen Gruppe. Das bedeutet, dass eine Gruppe ein stärkeres Auseinanderweichen der Fragmente zeigt im Vergleich zur anderen Gruppe. Je nach Ergebnis wird die Nullhypothese verworfen oder angenommen (245, 261). Mithilfe des T-Tests werden die Mittelwerte der einzelnen Gruppen gegenübergestellt und es können Aussagen über das Auseinanderweichen des distalen und proximalen Fragmentes zu den jeweiligen Zeitpunkten, Kniegelenksstellungen und Frakturseiten getroffen werden. Eine globale Aussage wird in diesem Teil der Auswertung nicht überprüft.

Mit der **Bonferroni-Holm Prozedur** ist es post-hoc möglich, die p-Werte der verschiedenen T-Tests zu vergleichen, da ein neues α -Niveau festgelegt wird (246, 247, 262). Zur Reduzierung der Kumulierung eines Fehler 1. Art erfolgt eine Korrektur der p-Werte nach Bonferroni-Holm. Hierbei wird zuerst das globale α -Niveau auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Im nächsten Schritt werden p-Werte der einzelnen Tests korrigiert. Je nach Anzahl der zu vergleichenden Tests (k) werden neue lokale α -Niveaus ($i = 1, \dots, k$) festgelegt. Es werden jeweils die drei T-Tests der einzelnen Gruppen, getrennt in mediale und laterale Frakturseite, zu den verschiedenen Zeitpunkten in der jeweiligen Kniegelenksposition verglichen. Bei drei zu vergleichenden Tests erfolgt die Berechnung der korrigierten p-Werte durch Multiplikation der p-Werte mit der Anzahl der Tests je nach Stufe: Bei drei Tests wird der kleinste p-Wert mit drei multipliziert,

der mittlere p- Wert mit zwei und der dritte p-Wert wird mit 1 multipliziert. Allgemein: $\alpha_1 = p - Wert \times k$; $\alpha_2 = p - Wert \times (k - 1)$; $\alpha_i = p - Wert \times (k - i + 1)$. Solange der nach Bonferroni korrigierte p-Wert kleiner als das festgelegte globale α -Niveau ist, gilt der Test als statistisch signifikant und die Nullhypothese wird verworfen. Sobald ein p-Wert größer ist als das zugehörige α -Niveau wird die Betrachtung gestoppt (251).

Mixed ANOVA:

Die mixed ANOVA, analysis of variance, ist eine Weiterentwicklung des T-Tests und basiert ebenfalls auf dem Prinzip des Testens von Hypothesen (244, 248, 250, 253, 263). Die Nullhypothese besagt, dass aus klinischer Sicht kein Effekt auftritt: $H_0: \mu_1 = \mu_2$. Die Alternativhypothese, $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$, hingegen lautet, dass ein Unterschied festzustellen ist. Dieser Test wird benutzt, um herauszufinden, wie sich der Frakturspalt bezüglich der Symmetrie verhält. Auch hier werden, wie beim T-Test, zunächst die Voraussetzungen für die mixed ANOVA überprüft. Die Grundvoraussetzungen der mixed ANOVA sind die Skaleneinteilungen der Variablen. Die abhängige Variable ist die Differenz der medialen und lateralen Frakturspalte gemessen in Millimetern und wird der Verhältnisskala zugeordnet, sie ist demnach mehr als intervallskaliert. Es werden zwei Hauptfaktoren und deren Interaktionen untersucht. Der Zwischensubjektfaktor ist die Gruppenzugehörigkeit mit drei Ausprägungen (Cerclage / 2N / 1N), welche unabhängig voneinander sind und kategorial, also nominalskaliert. Der Innersubjektfaktor, der Zeitpunkt der Messung, ist ebenfalls nominalskaliert und unabhängig, da jeweils nach 100, 500 und 1000 Zyklen gemessen wird. Die weiteren Voraussetzungen werden mit SPSS geprüft und ausgewertet. Die Daten werden zunächst auf Ausreißer überprüft. Anschließend wird die Verteilung der Daten betrachtet. Hierzu wurde der Shapiro-Wilk Tests (254) ausgewertet. Bei einer Verletzung der Normalverteilung wird im Einzelfall entschieden, ob die ANOVA dennoch ausgewertet werden kann. Einige Autoren sind sich einig, dass die Analyse der Varianzen auch bei einer Verletzung dieser Voraussetzung durchgeführt werden kann (248, 252, 261). Eine weitere Voraussetzung ist die Homoskedastizität, um die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 1. Art möglichst gering zu halten, und wird mit dem Levene-Test geprüft. Das Programm SPSS ermittelt die Sphärizität mit dem Mauchly-Test. Die Nullhypothese des Mauchly-Tests lautet, dass eine Sphärizität der Daten gegeben ist. Bei $p < 0,05$ wird die Nullhypothese verworfen. Die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 1. Art steigt, wenn die Varianzen zwischen den einzelnen Gruppen nicht gleich sind. Bei kleinen Stichproben kann trotz gegebener Sphärizität der Mauchly-Test signifikant

sein (263). Bei einem signifikanten Ergebnis wird eine Korrektur der Sphärizität direkt von SPSS ausgerechnet (zum Beispiel mit der Greenhouse-Geisser-Korrektur) (264). Für eine mixed ANOVA ist es wichtig, die Kovarianzen auf Gleichheit zu überprüfen, da diese unter anderem von den Stufen der Zwischensubjektfaktoren abhängen und einen Einfluss auf die Interaktion der Faktoren haben (265, 266). Dies wird mit dem Box-Test von SPSS durchgeführt und auf einem Signifikanzlevel von 0,01 ausgewertet (267). Bei einem signifikanten Ergebnis ($p < 0,01$), ist die Gleichheit der Kovarianzenmatrizen nicht gegeben. Sind diese Voraussetzungen erfüllt, kann die mixed ANOVA interpretiert werden. Sollten Voraussetzungen für die ANOVA verletzt werden, wird die ANOVA nicht ausgewertet. Dennoch kann eine post-hoc Analyse zum Beispiel mit dem Tukey Test durchgeführt werden. In Falle einer Verletzung der oben genannten Voraussetzungen für eine mixed ANOVA kann eine Box-Cox Powertransformation berechnet werden, die als Nebeneffekt eine Annäherung an eine symmetrische Verteilung der Daten hat und die Varianzen stabilisiert (244, 268, 269). Es ist eine lineare Transformation, die Datensätze werden mit einem Faktor (λ) multipliziert, welcher mit dem online Rechner von Hemmerich, W. (2016) ermittelt werden kann (270). Über eine Datentransformation mit SPSS kann der Datensatz transformiert werden und eine neue mixed ANOVA erstellt werden.

Ein weiteres verbreitetes post-hoc Verfahren zur Prüfung der Daten auf Unterschiede ist der **Tukey-HSD Test** (honestly significant difference) (249, 271). Im Vergleich zum Scheffé Test ist der Tukey Test weniger konservativ und erkennt signifikante Unterschiede von normalverteilten Messreihenpaaren mit gleichgroßen Stichproben (244). Es werden alle möglichen paarweisen Mittelwertunterschiede mit der Tukey-Methode gleichzeitig berücksichtigt und gleichzeitig auf die Menge aller paarweisen Vergleiche angewendet. Der Fehler 1. Art wird trotz mehrfacher Vergleiche durch eine Korrektur auf einem Signifikanzlevel von 5% gehalten. Eine signifikante ANOVA ist keine Voraussetzung für die Durchführung des Tukey-Tests, da der Tukey Test die Typ-1-Fehlerrate selbst kontrolliert.

3.3.11 Röntgenaufnahmen der versorgten Patellae

Nach Abschluss aller Versuche erfolgt eine konventionell-radiologische Kontrolle der versorgten Patellae unter einem Standard-C-Arm-Durchleuchtungsbogen im Operationssaal des ZOU.



Abbildung 56 Konventionell-radiologische Bildaufnahme unter einem C-Bogen im ZOU der Universitätsmedizin Mainz

Die Röntgenbilder werden nach Berkes et al. in zwei Ebenen aufgenommen: anterior-posterior und streng lateral (272). Dazu wird die Patella auf einem röntgendurchsichtigen Schaumstoff gelagert (BILD). Nacheinander erfolgt die Bildaufnahme der Proben, erst in AP, danach in lateral Position angefangen mit Probe: C1-C8, 2N1-2N8, 1N1-1N8. Die Auswertung der Bilder dient lediglich zu Dokumentationszwecken und erfolgt händisch anhand folgender Kriterien: Bruch oder Verformung des Osteosynthesematerials, Bruch der Kunstknochen, Auseinanderweichen der Fragmente.

4 Ergebnisse

4.1 Stichprobencharakteristika

Wie bereits in Kapitel 3.3.3 beschrieben, erfolgt die biomechanische Analyse von drei verschiedenen Osteosyntheseverfahren bei Patellaquerfrakturen an Patella Kunstknochen. Es ist nicht möglich, diese Studie doppelblind durchzuführen, da die Osteosyntheseverfahren von außen sichtbar sind. Die Reihenfolge der Testungen wird randomisiert durchgeführt, ebenso die Verteilung der Proben auf die Testgruppen. Die Stichprobe umfasst insgesamt 24 Modelle aufgeteilt in drei Gruppen mit je acht Objekten. Jede Gruppe repräsentiert eine der drei verschiedenen Osteosynthesemethoden (siehe Kapitel 3.2). Die primäre Zielgröße ist die mediale und laterale Spaltbreite gemessen in Millimetern. Die Datenerhebung erfolgt mit einem videooptischen Bewegungsanalyseprogramm. Zu definieren ist, ab wann Messfehler auftreten, was als Ausreißer zählt und ab wann ein Versagen eintritt. Die Versagenskriterien werden in Kapitel 3.3.9 definiert. Es ist darauf hinzuweisen, dass das Studiendesign dieser Dissertation auf einer experimentellen Auswertung sowie einer explorativen Datenerhebung beruht und zur Verbesserung des Studienablaufes für weitere Studien dient.

Vor Durchführung biomechanischer Testung der einzelnen Proben wird jede Probe händisch und optisch begutachtet. Hierbei wird festgestellt, dass die Objekte, die mit der Einzelnagelmethode versorgt werden, im Vergleich zu beiden anderen Versorgungsmethoden eine deutliche Rotation des distalen gegenüber dem proximalen Frakturfragment um den eingebrachten intraossären Nagel zulassen. Die Proben der Zuggurtungsosteosynthese und der Doppelnagelmethode ließen keine Rotation der Fragmente zu.

Insgesamt treten in allen Gruppen keine Frakturen der Kunstknochen oder Implantatbrüche auf. Probe 5 der Einzelnagelmethode (1N) hat insgesamt 900 Bewegungszyklen geschafft, danach kam es zu einer Ruptur des Stahlseils des Oberschenkelextensors. Es wird entschieden, dass 900 Zyklen zur Datenauswertung ausreichen und Zyklus 900 in diesem Fall mit Zyklus 1000 gleichgesetzt wird. Während der restlichen Versuche kommt es zu keinen weiteren Stahlseilversagen. Das Auseinanderweichen des proximalen und distalen Fragmentes, wird in folgenden Grafiken und Tabellen dargestellt. Ausführliche Tabellen der statistischen Auswertung sind im Anhang zu finden.

4.1.1 Deskriptive Auswertung der Veränderung der Frakturspaltbreite zu verschiedenen Zeitpunkten der Extensionsposition (Kamera 1)

Tabelle 2 zeigt die deskriptiven Charakteristika, insbesondere die Mittelwerte der Spaltbreiten in mm sowie die Standardabweichungen (standard deviation, SD), der drei Versorgungsmethoden in der Extensionsstellung des Kniegelenks (Kamera 1) zu den Zeitpunkten nach 100, 500 und 1000 Bewegungszyklen aufgeteilt in mediale und laterale Frakturseite, die im Folgenden näher betrachtet werden. Jede Messreihe umfasst insgesamt 8 Proben (N=8).

Gruppe 1: Doppelnagelsystem (2N):

Die Mittelwerte der Spaltbreiten in mm für die Gruppe 2N in Extension reichen auf der lateralen Frakturseite von 0,01 bis 0,60 mm, der Mittelwert beträgt $0,27 \pm 0,18$ mm sowie auf der medialen Frakturseite von 0,05 bis 0,49 mm zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen, der Mittelwert beträgt $0,23 \pm 0,15$ mm. Nach 1000 Bewegungszyklen verändert sich der Mittelwert der Spaltbreite auf medial $0,28 \pm 0,18$ mm und lateral $0,33 \pm 0,22$ mm.

Gruppe 2: Einzelnagelmethode (1N):

Die Spaltbreiten für die mediale und laterale Frakturseite der Einzelnagelmethode betragen nach 100 Zyklen zwischen 0,01 – 1,45 mm (medial), 0,04 – 1,37 mm (lateral), die Mittelwerte betragen $0,63 \pm 0,46$ mm (medial) und $0,62 \pm 0,46$ mm (lateral), nach 500 Zyklen $0,85 \pm 0,52$ mm (medial) und $0,78 \pm 0,59$ mm (lateral) und nach 1000 Zyklen $0,88 \pm 0,63$ mm (medial) und $0,87 \pm 0,66$ mm (lateral).

Gruppe 3: klassische Zuggurtungsosteosynthese (C):

Die Spaltbreiten der medialen und lateralen Frakturseiten unterscheiden sich bezüglich der Spanne und Mittelwerte. Für die mediale Frakturseite kann eine Veränderung über die Zeitpunkte festgestellt werden, die Spaltbreiten betragen zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen zwischen 0,01 – 1,34 mm, Mittelwert $0,83 \pm 0,44$ mm und nach 1000 Zyklen zwischen 0,03 – 1,91 mm, $0,98 \pm 0,59$ mm. Der laterale Frakturspalt zeigt eine stärkere Veränderung und reicht von 0,29 – 2,46 mm, Mittelwert $1,54 \pm 0,65$ mm zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen und von 0,35 – 2,78 mm, Mittelwert $1,76 \pm 0,80$ mm zum Zeitpunkt nach 1000 Zyklen.

In allen Gruppen wird das Versagenskriterium der Dislokation des Frakturspaltess von mehr als 2 mm nicht erfüllt (siehe Kapitel 3.3.9).

Tabelle 2 Spaltbreite in mm der verschiedenen Versorgungsmethoden zu unterschiedlichen Zeitpunkten in Extension

Variable: Spaltbreite in mm	Fraktur- seite	Zeitpunkt nach Anzahl Zyklen	Mittelwert (SD)	Median	95%-KI (untere / obere Grenze)	Min -- Max	N
Gruppe 2N	medial	100	0,23 (0,15)	0,23	0,11 / 0,36	0,05 -- 0,49	8
		500	0,27 (0,14)	0,27	0,16 / 0,39	0,07 -- 0,46	8
		1000	0,28 (0,18)	0,28	0,13 / 0,43	0,04 -- 0,57	8
	lateral	100	0,27 (0,18)	0,26	0,12 / 0,42	0,01 -- 0,60	8
		500	0,31 (0,20)	0,27	0,15 / 0,48	0,11 -- 0,72	8
		1000	0,33 (0,22)	0,28	0,15 / 0,51	0,11 -- 0,77	8
Gruppe 1N	medial	100	0,63 (0,56)	0,60	0,25 / 1,02	0,01 -- 1,45	8
		500	0,85 (0,52)	0,81	0,42 / 1,30	0,14 -- 1,82	8
		1000	0,88 (0,63)	0,86	0,36 / 1,41	0,12 -- 1,98	8
	lateral	100	0,62 (0,46)	0,62	0,24 / 1,01	0,04 -- 1,37	8
		500	0,78 (0,59)	0,79	0,29 / 1,28	0,01 -- 1,73	8
		1000	0,87 (0,66)	0,82	0,31 / 1,42	0,08 -- 1,98	8
Gruppe C	medial	100	0,83 (0,44)	0,91	0,46 / 1,20	0,01 -- 1,34	8
		500	0,94 (0,58)	0,95	0,45 / 1,42	0,02 -- 1,91	8
		1000	0,98 (0,59)	0,98	0,48 / 1,47	0,03 -- 1,91	8
	lateral	100	1,54 (0,65)	1,64	1,00 / 2,09	0,29 -- 2,46	8
		500	1,72 (0,77)	1,72	1,07 / 2,36	0,34 -- 2,76	8
		1000	1,76 (0,80)	1,77	1,09 / 2,43	0,35 -- 2,78	8

Tabelle 3 Spaltbreiten in mm nach verschiedenen Charakteristika (1-4) der 3 Gruppen in Extension

Gruppe	2N Methode		1N Methode		Cerclage Methode	
	medial	lateral	medial	lateral	medial	lateral
1	0,14	0,15	0,28	0,28	0,44	0,81
2	0,13	0,18	0,60	0,59	0,53	0,95
3	0,32	0,36	0,93	0,87	1,00	1,77
4	0,60	0,77	1,98	1,98	2,01	2,80

Tabelle 3 enthält die Ergebnisse der Spaltbreiten in Extension nach Anhängen des Prüfgewichts 17,4 kg (1 = Mittelwert, 0 bis Anhängen 17,4 kg) und ab dem Zeitpunkt der Belastung bis zum Ende (2 = Mittelwert, ab 17,4 kg bis 1000 Zyklen). Daneben wird jeweils der Mittelwert des erreichten Maximums der Spaltbreiten (3 = Mittelwert der Maximalwerte) sowie der insgesamt

maximal erreichte Wert für die Spaltbreite (4 = Maximal Wert insgesamt) betrachtet. Die Mittelwerte der Spaltbreiten nach Anhängen des Gewichts (1: medial 0,14 mm; lateral 0,15 mm) und nach vollständiger Belastung unterscheiden sich im Hinblick auf laterale und mediale Seite der Fraktur (2: medial 0,13 mm; lateral 0,18 mm) in Gruppe 2N nur sehr gering bis gar nicht. Gruppe 2N zeigt im Vergleich zu Gruppe 1N und Cerclage generell kleinere Werte bei allen Charakteristika. Außerdem ist zu erkennen, dass Gruppe 2N insgesamt die kleinsten Werte für die maximale Spaltbreiten der medialen und lateralen Seite (4: 0,60 mm/ 0,77 mm) aufweist. Nach Anhängen des Gewichts (1) weichen die Fragmente bei der Gruppe 2N (1: medial 0,14 mm; lateral 0,15 mm) und 1N (1: medial und lateral 0,28 mm) annähernd gleichmäßig auseinander. Im Vergleich dazu verhält sich der Frakturspalt der Gruppe Cerclage anders. Die mediale Frakturseite weicht weniger stark (1: 0,44 mm) auseinander als die laterale Seite (1: 0,81 mm). Zudem erreicht die Gruppe Cerclage insgesamt die höchsten Werte für den Mittelwert des maximalen Auseinanderweichens der Frakturfragmente bei Betrachtung der lateralen Frakturseite (3: 1,77 mm). Im Vergleich zur Gruppe 2N erreichten die maximalen Werte der Cerclage einen bis zu 3,8-fach höheren Wert (4: 2N lateral 0,77 mm, Cerclage lateral 2,80 mm).

Eine Gegenüberstellung der drei Osteosynthesemethoden wird in folgenden Boxplotdiagrammen (Abbildung 57, Abbildung 58) veranschaulicht. Die Auswertung erfolgt ebenfalls getrennt nach lateraler und medialer Frakturseite.

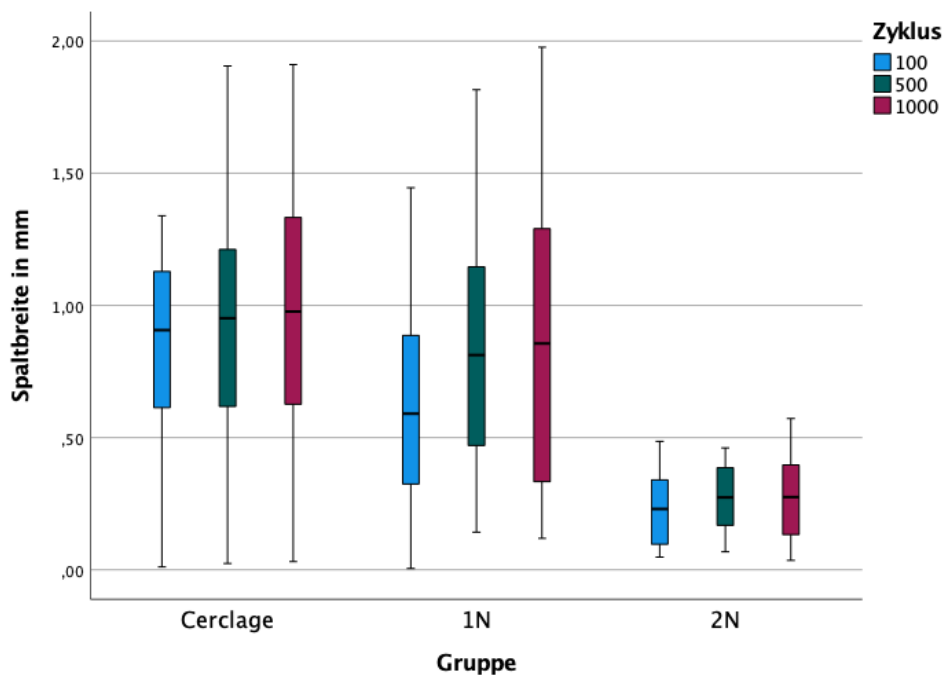


Abbildung 57 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des medialen Frakturspaltess der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Extensionsposition

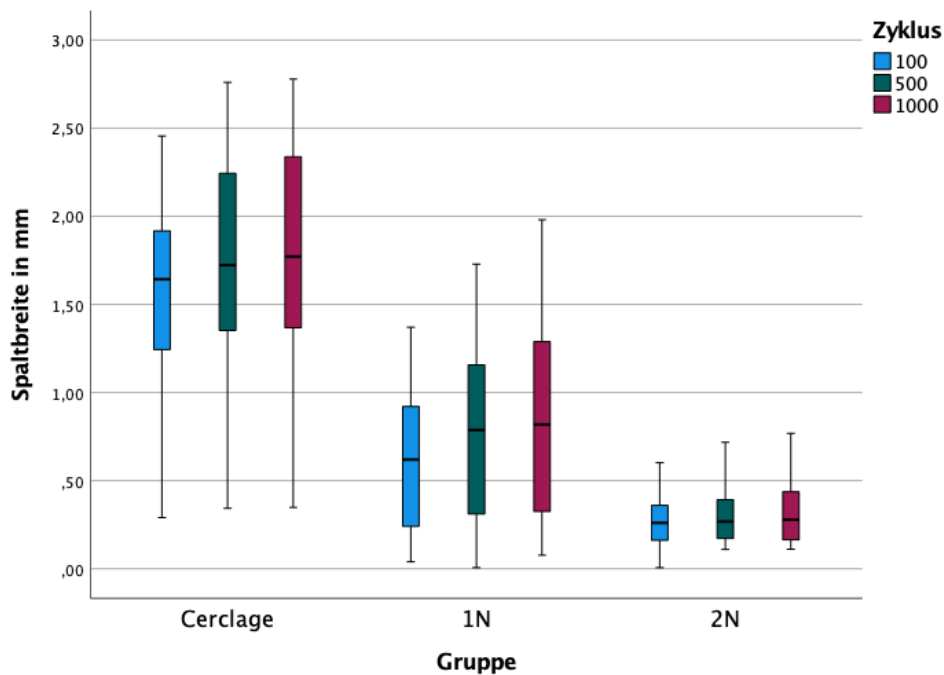


Abbildung 58 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des lateralen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Extensionsposition

Auf beiden Seiten des Frakturspaltes (medial und lateral) treten bei Gruppe 2N über alle Zeitpunkte hinweg kleinere Spannweiten und Interquartilsabstände auf im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen. Zudem liegen die Boxplots der Gruppe 2N zu allen Zeitpunkten und bei beiden Frakturseiten in der gleichen Range zwischen 0,0 und 0,75 mm. Gruppe C hat insgesamt die größten Spannweiten und die Boxplots liegen mit dem Median der Spaltbreiten sowohl auf der lateralen als auch auf der medialen Seite zu allen Zeitpunkten oberhalb der Mediane der anderen beiden Gruppen (siehe Tabelle 2). Außerdem ist auffällig, dass auf der lateralen Frakturseite eine größere Differenz zwischen der Lage der Boxen der Gruppe 1N und Gruppe C liegt. Es gibt keine Ausreißer in allen Gruppen zu allen Zeitpunkten und beider Frakturseiten.

4.1.2 Deskriptive Auswertung der Veränderung der Frakturspaltbreite zu verschiedenen Zeitpunkten der 90°-Flexionsposition (Kamera 2)

Tabelle 4 stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen (SD) der Spaltbreiten in 90°-Flexionsstellung nach 100, 500 und 1000 Bewegungszyklen des Kniegelenks der einzelnen Versorgungsmethoden gegenüber. Auch hier umfasst jede Messreihe 8 Proben (N=8).

Gruppe 1: Doppelnagelsystem (2N):

Gruppe 2N zeigt insgesamt die niedrigsten Mittelwerte der Spaltbreiten in 90°-Flexion, die Werte für medial liegen bei $0,39 \pm 0,23$ mm zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen, $0,43 \pm 0,26$ mm nach 500 Zyklen und bei $0,46 \pm 0,29$ mm nach 1000 Zyklen. Die laterale Frakturseite zeigt ähnliche Werte nach 100, 500 und 1000 Zyklen.

Gruppe 2: Einzelnagelmethode (1N):

Die Einzelnagelmethode, 1N, zeigt ebenso ähnliche Mittelwerte für die mediale und laterale Frakturseite über die Zeit für die Entwicklung des Auseinanderweichens der Fragmente und liegen nach 100 Zyklen medial bei $0,92 \pm 0,47$ mm und lateral bei $1,23 \pm 0,60$ mm.

Nach 1000 Zyklen betragen die Mittelwerte der Spaltbreiten für die mediale und laterale Frakturseite der Einzelnagelmethode medial zwischen 0,17 – 2,15 mm und lateral zwischen 0,13 – 2,49 mm.

Gruppe 3: klassische Zuggurtungsosteosynthese (C):

Die Spaltbreiten der medialen und lateralen Frakturseiten unterscheiden sich bezüglich der Spanne und Mittelwerte. Für die mediale Frakturseite kann eine Veränderung der Mittelwerte über die Zeitpunkte festgestellt werden; die Spannen betragen zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen zwischen 0,19 – 1,61 mm, Mittelwert $0,97 \pm 0,43$ mm und nach 1000 Zyklen zwischen 0,24 – 1,43 mm, Mittelwert $0,96 \pm 0,37$ mm. Der laterale Frakturspalt zeigt eine stärkere Veränderung der Spanne, diese reicht von 0,92 – 2,47 mm mit einem Mittelwert von $1,87 \pm 0,58$ mm zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen. Nach 500 Bewegungszyklen liegen die Mittelwerte der Spaltbreiten (M = 2,00 mm; SD = 0,66 mm) zwischen 0,97 – 2,79 mm und nach 1000 Zyklen zwischen 0,95 – 2,77 mm bei einem Mittelwert von $2,04 \pm 0,67$ mm. Bei Betrachtung der Spaltbreiten der Zuggurtungsosteosynthese, Gruppe Cerclage, fällt auf, dass der Mittelwert für den medialen Spalt am Ende der Belastungszeit kleiner ist (0,96 mm) als nach 100 Zyklen (0,97 mm). Der laterale Spalt wird hingegen stets größer.

Die Proben der Doppelnagelmethode und Einzelnagelmethode erfüllen kein Versagenskriterium während der zyklischen Belastungen. Die Proben mit der Zuggurtungsosteosynthese zeigen eine Dislokation des proximalen und distalen Fragmentes auf der lateralen Seite zum Zeitpunkt nach 500 und 1000 Zyklen von mehr als 2 mm und erfüllen somit das Versagenskriterium der Spaltdislokation > 2 mm.

Tabelle 4 Charakteristika der verschiedenen Versorgungsmethoden zu unterschiedlichen Zeitpunkten in 90°-Flexion

Variable: Spaltbreite in mm	Fraktur- seite	Zeitpunkt nach Anzahl Zyklen	Mittelwert (SD)	Median	95% KI (untere / obere Grenze)	Min -- Max	N
Gruppe 2N	medial	100	0,39 (0,23)	0,39	0,20 / 0,58	0,07 -- 0,64	8
		500	0,43 (0,26)	0,41	0,21 / 0,64	0,04 -- 0,75	8
		1000	0,46 (0,29)	0,47	0,22 / 0,71	0,02 -- 0,79	8
	lateral	100	0,48 (0,28)	0,44	0,25 / 0,71	0,05 -- 0,9	8
		500	0,51 (0,28)	0,46	0,27 / 0,74	0,13 -- 0,96	8
		1000	0,55 (0,31)	0,47	0,29 / 0,80	0,20 -- 1,01	8
Gruppe 1N	medial	100	0,92 (0,47)	0,98	0,53 / 1,32	0,01 -- 1,54	8
		500	1,16 (0,56)	1,06	0,69 / 1,63	0,04 -- 2,00	8
		1000	1,23 (0,60)	1,12	0,72 / 1,73	0,17 -- 2,15	8
	lateral	100	1,12 (0,55)	1,21	0,66 / 1,58	0,09 -- 1,88	8
		500	1,26 (0,67)	1,27	0,70 / 1,82	0,11 -- 2,28	8
		1000	1,34 (0,74)	1,34	0,72 / 1,96	0,13 -- 2,49	8
Gruppe C	medial	100	0,97 (0,43)	1,09	0,61 / 1,33	0,19 -- 1,61	8
		500	0,99 (0,38)	1,14	0,67 / 1,31	0,23 -- 1,39	8
		1000	0,96 (0,37)	1,00	0,65 / 1,27	0,24 -- 1,43	8
	lateral	100	1,87 (0,58)	1,93	1,38 / 2,36	0,92 -- 2,47	8
		500	2,00 (0,66)	2,07	1,44 / 2,55	0,97 -- 2,79	8
		1000	2,04 (0,67)	2,16	1,49 / 2,60	0,95 -- 2,77	8

Für die Flexionsposition (Kam 2) werden ebenfalls die Spaltbreiten in mm nach den verschiedenen Gesichtspunkten betrachtet (1 = Mittelwert, 0 bis Anhängen 17,4kg; 2 = Mittelwert, ab 17,4 kg bis 1000 Zyklen; 3 = Mittelwert der Maximalwerte; 4 = Maximal Wert insgesamt) (siehe Tabelle 5). Zu erkennen ist, dass Gruppe 2N insgesamt die kleinsten Werte für die Spaltbreiten aufweist. Nach Anhängen des Gewichts weichen die Fragmente bei der Gruppe 2N und 1N annähernd gleichmäßig auseinander, im Vergleich dazu verhält sich der Frakturspalt der Gruppe Cerclage anders. Die mediale Frakturseite weicht weniger stark auseinander als die laterale Seite. Zudem erreicht die Gruppe Cerclage insgesamt die höchsten Werte für den Mittelwert des maximalen Auseinanderweichens der Frakturfragmente bei Betrachtung der lateralen Frakturseite. Im Vergleich zur Gruppe 2N erreichen die maximalen Werte der Cerclage einen bis zu 3,8-fach höheren Wert.

Tabelle 5 Spaltbreiten in mm nach verschiedenen Gesichtspunkten (1-4) der Gruppen in 90°-Flexion

Gruppe	2N Methode		1N Methode		Cerclage Methode	
	medial	lateral	medial	lateral	medial	lateral
1	0,24	0,29	0,37	0,56	0,48	1,00
2	0,22	0,23	0,84	0,87	0,48	1,05
3	0,48	0,54	1,23	1,35	1,08	2,05
4	0,85	1,04	2,15	2,49	1,61	2,79

Beim Vergleich der medialen und lateralen Frakturspaltbreiten der unterschiedlichen Versorgungsmethoden nach jeweils 100, 500 und 1000 Zyklen fallen neben den voneinander abweichenden Mittelwerten auch Unterschiede in der Lage der Boxplots auf (Abbildung 59, Abbildung 60). Wie in Extension, zeigt sich auch in Flexionsposition, dass die Boxplots der 2N Methode eine kleinere Spannweite, sowie kürzere Interquartilsabstände haben als die anderen beiden Gruppen sowohl bei der Betrachtung des medialen als auch des lateralen Frakturspaltes und die Whisker in einer Range zwischen 0,0 und 1,1 liegen.

Zudem ist auffällig, dass sich der mediale und laterale Frakturspalt der Gruppe C im Verhältnis zu den anderen beiden Gruppen unterschiedlich verhält. Auf der medialen Seite sind die Boxen der Gruppe C und 1N in einem ähnlichen Bereich der y-Achse, auf der lateralen Seite hat die Gruppe C eine Tendenz zu größeren y-Werten. In Gruppe 1N gab es je einen Ausreißer (Wert 26 und 34) zum Zeitpunkt nach 100 und 500 Zyklen bei Betrachtung der medialen Frakturseite. Diese werden als leichte Ausreißer bewertet und bleiben in der Auswertung enthalten.

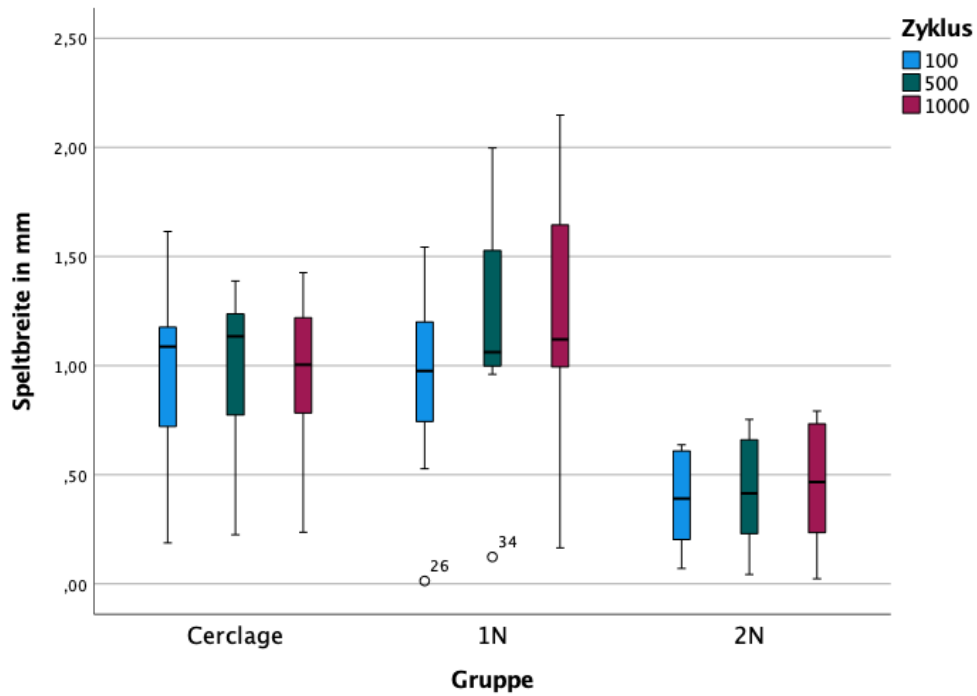


Abbildung 59 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des medialen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Flexionsposition

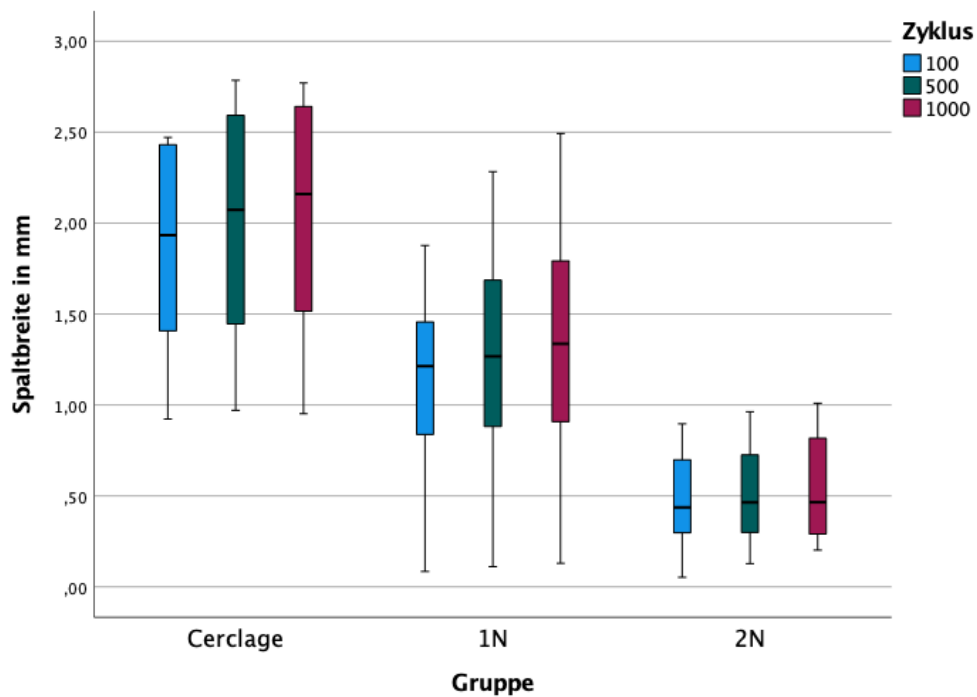


Abbildung 60 Boxplotdiagramm der Spaltbreiten in mm des lateralen Frakturspaltes der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Flexionsposition

4.1.3 Deskriptive Auswertung des Verhaltens des Frakturspaltes in 90°-Flexionsposition

Die Differenzen der medialen und lateralen Frakturseite werden deskriptiv betrachtet (siehe Tabelle 6), dazu werden die Mittelwerte und Standardabweichungen (SD) sowie Median, 95%-Konfidenzintervalle und Minima / Maxima der drei Gruppen in 90°-Flexionsstellung (Kamera 2) nach 100, 500 und 1000 Bewegungszyklen bestimmt. Pro Messreihe werden 8 Proben ausgewertet (N=8) (Tabelle 21).

Gruppe 1: Doppelnagelsystem (2N):

Der Mittelwert der Differenz der medialen und lateralen Spaltbreiten in mm der Doppelnagelmethode liegt nach 100 Zyklen bei $0,16 \pm 0,09$ mm, und verändert sich kaum über die Zeit und liegt nach 1000 Zyklen bei $0,19 \pm 0,14$ mm. Die Werte liegen zwischen Minimum 0,03 mm und Maximum 0,39 mm.

Gruppe 2: Einzelnagelmethode (1N):

Bei der Einzelnagelmethode zeigt die Differenz nach 100 Zyklen Werte zwischen 0,0 – 0,51 mm, der Mittelwert beträgt $0,25 \pm 0,17$ mm. Auch hier gibt es kaum eine Änderung der Werte über die Zeit und der Mittelwert beträgt nach 1000 Zyklen $0,23 \pm 0,17$ mm.

Gruppe 3: klassische Zuggurtungsosteosynthese (C):

Die klassische Zuggurtungsosteosynthese zeigt eine Veränderung der Differenzen über die Zeit, die Spanne beträgt zum Zeitpunkt nach 100 Zyklen zwischen 0,57 – 1,35 mm, Mittelwert $0,90 \pm 0,27$ mm und nach 1000 Zyklen zwischen 0,65 – 1,81 mm, MW (SD) $1,09 \pm 0,43$ mm.

Insgesamt erreicht keine der drei Gruppen eine Differenz größer 2mm, was ein Versagen der Methode bedeuten würde. Zu erkennen ist, dass die Differenzen der Gruppe 2N und 1N geringer sind als die der Gruppe C und man somit davon ausgehen kann, dass die intraossären Methoden einen eher symmetrischen Spalt während der Belastungen aufweisen als die Gruppe Cerclage. Zudem sind die Werte der Differenzen in Gruppe 2N und 1N über die Zeit hinweg relativ konstant, wohingegen die Werte in Gruppe C ansteigen, somit der Spalt zunehmend asymmetrischer wird.

Tabelle 6 Deskriptive Auswertung der Differenzen der lateralen und medialen Frakturspalte in mm in 90°-Flexionsposition nach Anzahl der Zyklen

Variable: Differenzen in mm	Zeitpunkt nach Anzahl Zyklen	Mittelwert (MW, SD)	Median	95% KI (untere / obere Grenze)	Min -- Max	N
Gruppe 2N	100	0,16 (0,09)	0,16	0,08 / 0,24	0,03 -- 0,27	8
	500	0,18 (0,12)	0,15	0,08 / 0,28	0,05 -- 0,35	8
	1000	0,19 (0,14)	0,14	0,07 / 0,30	0,07 -- 0,39	8
Gruppe 1N	100	0,25 (0,17)	0,27	0,11 / 0,39	0,06 -- 0,51	8
	500	0,20 (0,17)	0,14	0,05 / 0,34	0,03 -- 0,56	8
	1000	0,23 (0,17)	0,21	0,03 / 0,38	0,03 -- 0,58	8
Gruppe C	100	0,90 (0,27)	0,83	0,67 / 1,12	0,57 -- 1,35	8
	500	1,01 (0,37)	0,92	0,70 / 1,32	0,62 -- 1,55	8
	1000	1,09 (0,43)	1,04	0,72 / 1,45	0,65 -- 1,81	8

Bei Betrachtung von Abbildung 61 bestätigen sich die in der deskriptiven Analyse herausgearbeiteten Fakten. Die Boxplots der Gruppe 1N und 2N liegen in einer ähnlichen Spanne und zeigen kaum eine Veränderung über die Zeit. Die Lage der Boxplots der Gruppe Cerclage liegt deutlich über der der Gruppen 1N und 2N und es zeigt sich zudem eine leichte Verlängerung der Boxen über die Zeit. Der Ausreißer in Gruppe 1N zum Zeitpunkt nach 500 Zyklen (Wert 38) wird als leichter Ausreißer bewertet und bleibt in der Auswertung enthalten.

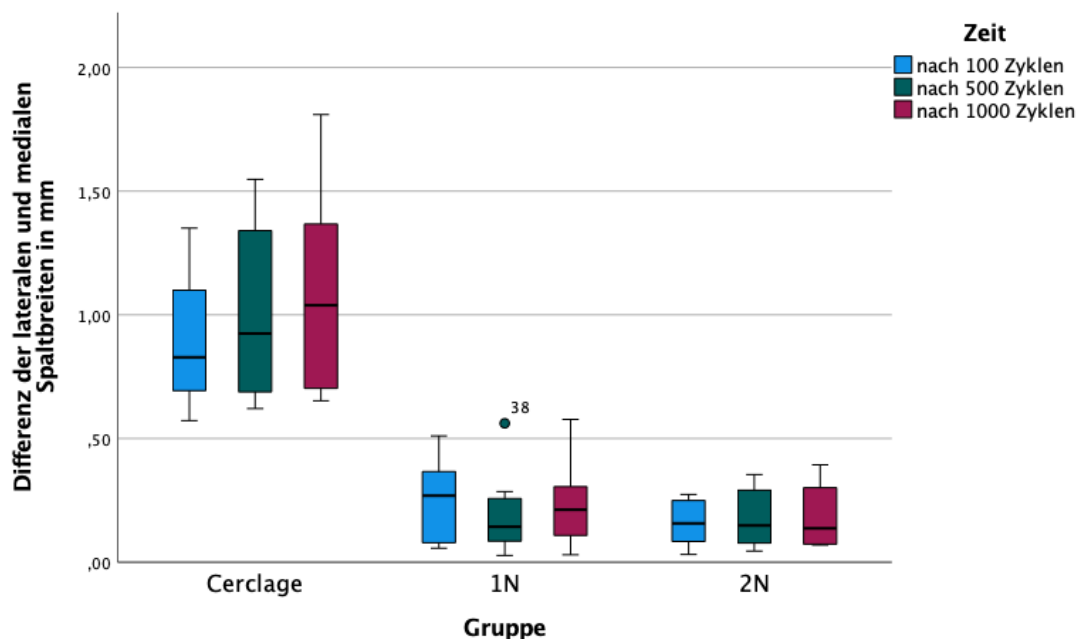


Abbildung 61 Boxplotdiagramm der Differenzen der Spaltbreiten in mm der drei Osteosynthesemethoden nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Flexionsposition

4.2 Post-interventionelle konventionell-radiologische Kontrolle der Proben

Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgt händisch anhand der oben genannten Kriterien (siehe Kapitel 3.3.11). Insgesamt zeigt die post-interventionelle konventionell-radiologische Kontrolle, dass bei allen Proben die Osteosynthesen gehalten haben über die Dauer der zyklischen Belastungstests. Es treten keine Brüche des verwendeten Materials auf. Außerdem sind keine starken Dislokationen oder Migrationen der Implantate zu erkennen. Jede Verriegelungsschraube wird in das zugehörige Querloch des Nagels eingebracht.

Auffällig ist, dass bei den Proben mit der klassischen Zuggurtungsosteosynthese makroskopisch kleine Stufen und Lücken zwischen dem proximalen und distalen Frakturfragment zu erkennen sind, vor allem in der lateralen Ansicht bei den Proben C2 – C7 (Abbildung 62). Bei Probe C3 ist die laterale Aufnahme nicht streng seitlich gelungen. Bei den Proben, die mit der Doppelnagelmethode versorgt werden, ist nahezu kein Frakturspalt bei allen Proben erkennbar (Abbildung 63). Probe 2N1 hat nur 3 Verriegelungsbolzen. Die Patellae, versorgt mit der Einzelnagelmethode, zeigen im post-interventionellen Röntgen eine Spaltentwicklung bei den Proben 1N1 und 1N3. Die restlichen Proben der Gruppe 1N haben nahezu keinen Spalt zwischen proximalem und distalem Fragment (Abbildung 64).

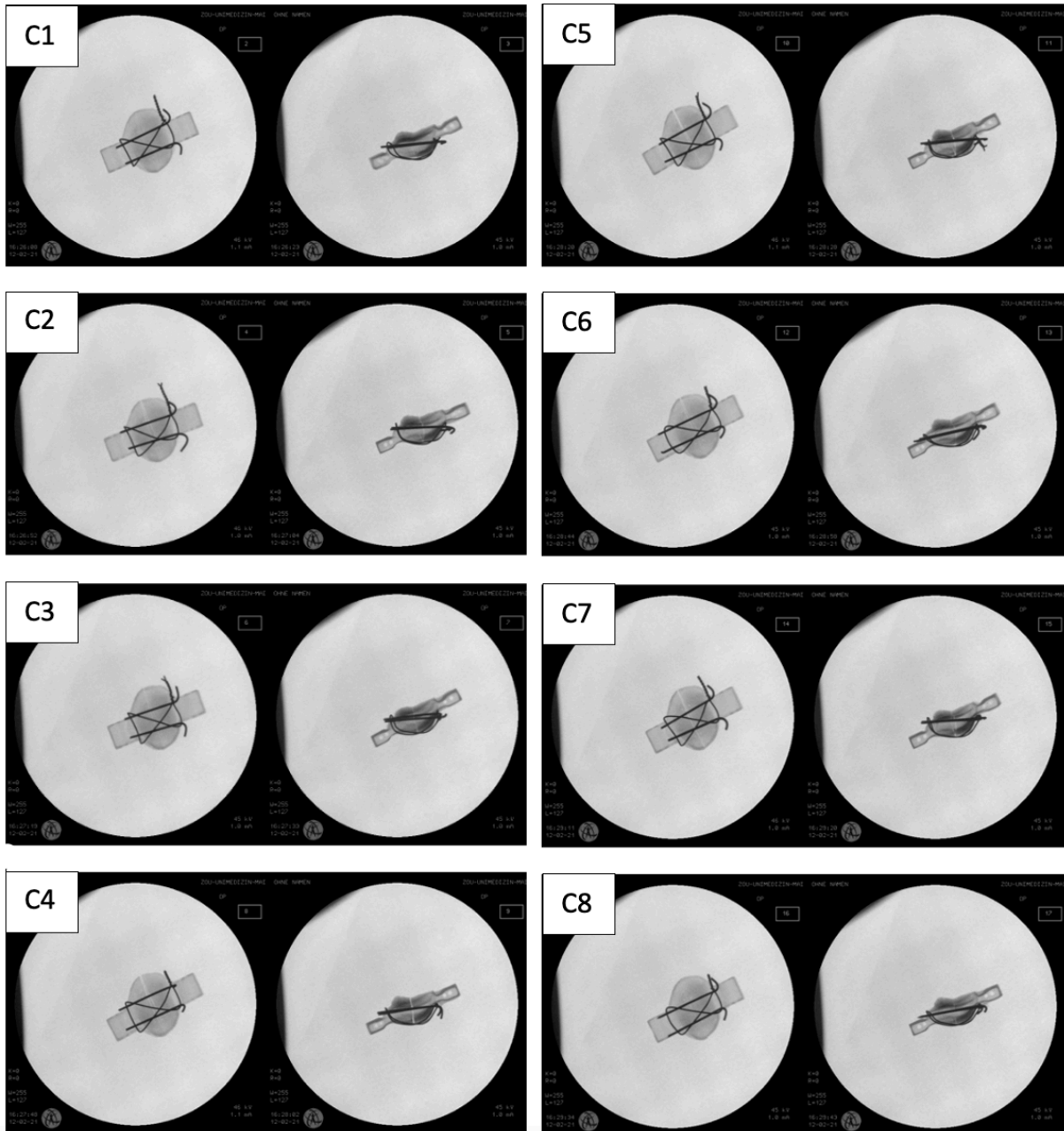


Abbildung 62 Post-interventionelles Röntgen in 2 Ebenen, Zuggurtungsosteosynthese C1-C8

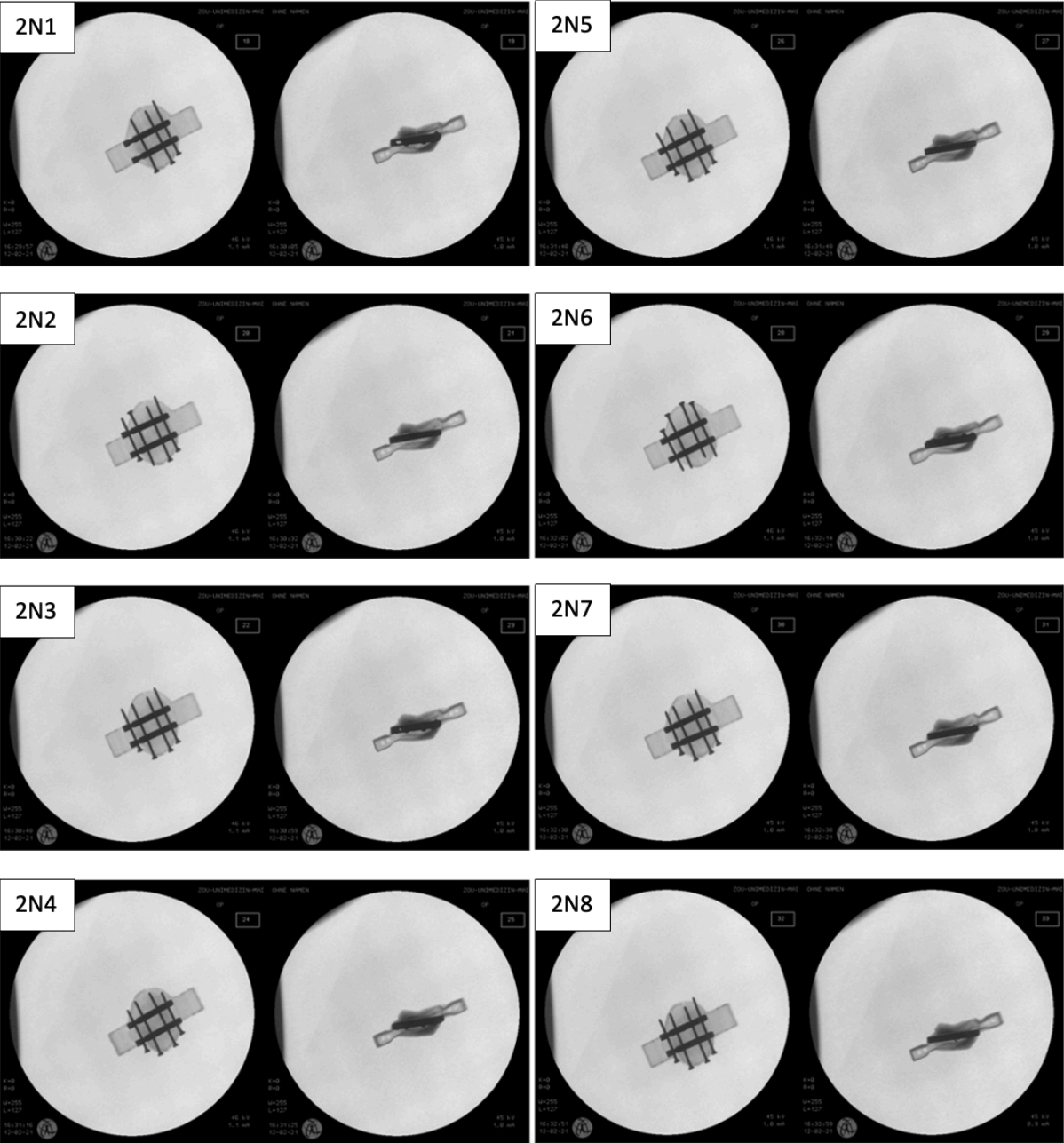


Abbildung 63 Post-interventionelles Röntgen in 2 Ebenen, Doppelnagelmethode 2N1-2N8

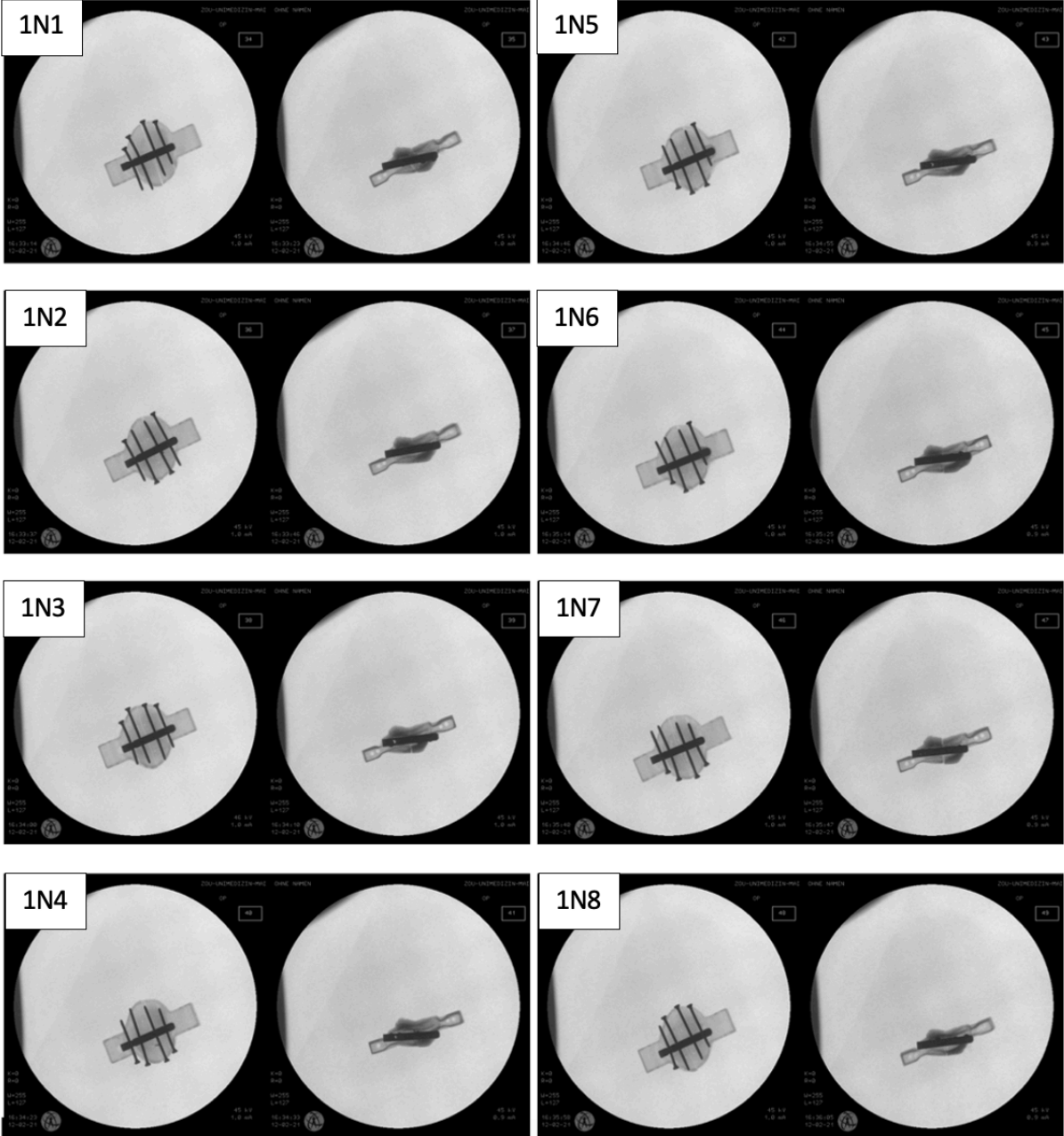


Abbildung 64 Post-interventionelles Röntgen in 2 Ebenen, Einzelnagelmethode 1N1-1N8

4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgt, wie in Kapitel 3.3.10 beschrieben. Für alle durchgeführten statistischen Tests wird das Signifikanzniveau auf $\alpha = 0,05$ gesetzt. Zunächst wird ein Omnibustest zur Prüfung auf Unterschiede verwendet, bei Signifikanzen wird eine post-hoc Analyse durchgeführt.

4.3.1 Gegenüberstellung der Stichprobencharakteristika der Gruppen

Im Folgenden werden die Ergebnisse des ungepaarten einseitigen T-Tests vorgestellt. Unter Stichprobencharakteristika werden hier die Mittelwerte der medialen und lateralen Spaltbreiten verstanden. Die Voraussetzungen zur Durchführung des T-Tests, siehe Kapitel 3.3.10, sind erfüllt. Die Daten der einzelnen Messreihen sind gemäß dem Shapiro-Wilk Test normalverteilt, da die p-Werte größer 0,05 sind (siehe Anhang). Bei Heteroskedastizität wird der Welch-Test durchgeführt (257). Abgeleitet aus den Forschungshypothesen dieser Studie (siehe Kapitel 1.3) werden die Null- und Alternativhypothesen formuliert. Die Nullhypothese lautet, dass es keinen Unterschied zwischen den jeweiligen Gruppen gibt, wohingegen die Alternativhypothese besagt, dass eine Gruppe höhere Mittelwerte der Spaltbreiten aufweist als die andere Gruppe. Die drei zu untersuchenden Hypothesen lauten:

Tabelle 7 Forschungshypothesen und Gegenüberstellung der drei Gruppen

1.	$H_0: \mu_{\text{Cerclage}} = \mu_{\text{Einzelnagel}}$	$H_1: \mu_{\text{Cerclage}} > \mu_{\text{Einzelnagel}}$
2.	$H_0: \mu_{\text{Cerclage}} = \mu_{\text{Doppelnagel}}$	$H_1: \mu_{\text{Cerclage}} > \mu_{\text{Doppelnagel}}$
3.	$H_0: \mu_{\text{Einzelnagel}} = \mu_{\text{Doppelnagel}}$	$H_1: \mu_{\text{Einzelnagel}} > \mu_{\text{Doppelnagel}}$

Die Gegenüberstellung der einzelnen Gruppen erfolgt entsprechend der Null- und Alternativhypothesen mit SPSS (Mittelwerte vergleichen – T-Test bei unabhängigen Stichproben) und werden dementsprechend in Tabelle 8 zusammengefasst (siehe Anhang für mehr Informationen). Die Variablen sind durch Mittelwerte und Standardabweichung (SD) der Spaltbreiten in mm gekennzeichnet. In jeder Gruppe gibt es jeweils acht Proben, die miteinander verglichen werden (N=16).

Tabelle 8 Ungepaarter einseitiger T-Test mit nach Bonferroni-Holm korrigierte p-Werten in Extensions- und Flexionsposition (Ext/Flex) der drei Gruppen (C, 1N, 2N), Mittelwerte (SD) der Spaltbreiten in mm der medialen und lateralen Frakturseite

Zyklus	Fraktur-seite	C, Ext	1N, Ext	2N, Ext	korrigierter p-Wert	C, Flex	1N, Flex	2N, Flex	korrigierter p-Wert
100	medial	0,83 (0,44)	0,63 (0,46)		0,197	0,97 (0,43)	0,92 (0,47)		0,4185
		0,83 (0,44)		0,23 (0,15)	0,0045**	0,97 (0,43)		0,39 (0,23)	0,006**
			0,63 (0,46)	0,23 (0,15)	0,036*		0,92 (0,47)	0,39 (0,23)	0,012*
	lateral	1,54 (0,65)	0,62 (0,46)		0,006**	1,87 (0,58)	1,12 (0,55)		0,01*
		1,54 (0,65)		0,27 (0,18)	0,0015**	1,87 (0,58)		0,48 (0,28)	0,0015**
			0,62 (0,46)	0,27 (0,18)	0,0385*		1,12 (0,55)	0,48 (0,28)	0,01*
500	medial	0,94 (0,58)	0,85 (0,52)		0,382	0,99 (0,38)	1,16 (0,56)		0,76
		0,94 (0,58)		0,27 (0,14)	0,0105*	0,99 (0,38)		0,43 (0,26)	0,006**
			0,85 (0,52)	0,27 (0,14)	0,017*		1,16 (0,56)	0,43 (0,26)	0,006**
	lateral	1,72 (0,77)	0,78 (0,59)		0,016*	2,00 (0,66)	1,26 (0,67)		0,02*
		1,72 (0,77)		0,31 (0,20)	0,0015**	2,00 (0,66)		0,51 (0,28)	0,0015**
			0,78 (0,59)	0,31 (0,20)	0,032*		1,26 (0,67)	0,51 (0,28)	0,016*
1000	medial	0,98 (0,59)	0,88 (0,63)		0,38	0,96 (0,37)	1,23 (0,60)		0,85
		0,98 (0,59)		0,28 (0,18)	0,009**	0,96 (0,37)		0,46 (0,29)	0,01*
			0,88 (0,63)	0,28 (0,18)	0,03*		1,23 (0,60)	0,46 (0,29)	0,009**
	lateral	1,76 (0,80)	0,87 (0,66)		0,029*	2,04 (0,67)	1,34 (0,74)		0,032*
		1,76 (0,80)		0,33 (0,22)	0,0015**	2,04 (0,67)		0,55 (0,31)	0,0015**
			0,87 (0,66)	0,33 (0,22)	0,03*		1,34 (0,74)	0,55 (0,31)	0,02*

Signifikante Werte sind **fettgedruckt** (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$)

Die genauere Analyse der Unterschiede zwischen den Gruppen wird mit der Bonferroni-Holm-Prozedur durchgeführt (siehe Kapitel 3.3.10). Die nach Bonferroni-Holm korrigierten p-Werte sind in Tabelle 24 und Tabelle 25 in aufsteigender Reihenfolge sortiert. Werte, die ein bestimmtes Signifikanzniveau erreichen, sind fettgedruckt und entsprechend mit Sternchen gekennzeichnet: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$. Betrachtet werden die Ergebnisse der einseitigen ungepaarten t-Tests (siehe Tabelle 8) zu den Zeitpunkten nach 100, 500 und nach 1000 Bewegungszyklen auf der medialen und lateralen Frakturseite je nach Kniegelenksstellung (Extension/ Flexion).

Im Vergleich der einzelnen Methoden zu den jeweiligen Zeitpunkten fällt auf, dass Gruppe 2N sowohl in Extensions- als auch in Flexionsstellung (Ext / Flex) sich signifikant von den anderen beiden Gruppen unterscheidet ($p < 0,05$). Bei der Gegenüberstellung von Gruppe Cerclage und Gruppe 2N treten zu jedem Zeitpunkt und Kniegelenksstellung statistisch signifikante Unterschiede auf. Dementsprechend zeigen die Mittelwerte deutliche Unterschiede, zum Beispiel sind in Flexionsposition die Spaltbreiten der Doppelnagelmethode ($M = 0,46$ mm, $SD = 0,29$ mm) nach 1000 Zyklen auf der medialen Frakturseite um durchschnittlich 0,50 mm geringer als die der klassischen Zuggurtungsosteosynthese ($M = 0,96$ mm, $SD = 0,37$) (95%-KI [0,14; 0,86]), ($t(14) = 2,976$, $p = 0,01$). Auf der lateralen Frakturseite tritt ebenfalls ein Unterschied der Mittelwerte der Spaltbreiten nach 1000 Zyklen auf, wobei die Spaltbreite der Zuggurtung ($M = 2,04 \pm 0,67$ mm) durchschnittlich 1,49 mm größer ist als die der Doppelnagelmethode ($M = 0,55 \pm 0,31$ mm) (95%-KI [0,98; 1,98]), ($t(9,821) = 5,781$, $p = 0,0015$).

Die beiden intraossären Methoden (1N / 2N) unterscheiden sich ebenfalls signifikant voneinander und auch hier zeigt sich bei Betrachtung der Mittelwerte in 90°-Flexion ein Unterschied nach 1000 Zyklen sowohl auf der medialen Seite, bei der die Spaltbreite für die Gruppe 2N ($M = 0,46$ mm, $SD = 0,29$ mm) durchschnittlich 0,77 mm niedriger ist als die der Gruppe 1N ($M = 1,23$ mm, $SD = 0,60$ mm) (95%-KI [0,26; 1,23]), ($t(14) = 3,234$, $p = 0,009$) als auch auf der lateralen Seite, wobei die Spaltbreite der Einzelnagelmethode durchschnittlich 0,79 mm größer ist (95%-KI [0,16; 1,43]), ($t(9,333) = 2,803$, $p = 0,02$).

Beim Vergleich von Gruppe Cerclage und 1N kann kein signifikanter Unterschied der medialen Frakturspalte nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Extensionsposition festgestellt werden ($p > 0,05$). In der Flexionsposition des Knies zum Zeitpunkt nach 500 und nach 1000 Zyklen wird die Vermutung nicht bestätigt, dass die neue Methode (1N) geringere Mittelwerte aufweist als Gruppe Cerclage (Tabelle 8, gelb markiert). Die Spaltbreite der Einzelnagelmethode ist nach 500 Zyklen durchschnittlich 0,17 mm größer als die der Gruppe Cerclage (95%-KI [-0,67;

0,34]), ($t(14) = -0,727, p = 0,78$) und nach 1000 Zyklen im Durchschnitt 0,27 mm größer als die der Gruppe Cerclage (95%-KI [-0,81; 0,27]), ($t(14) = -1,075, p = 0,85$). Auf der lateralen Frakturseite treten signifikante Unterschiede in Extensions- und Flexionsstellung zwischen Gruppe Cerclage und 1N auf. Nach 1000 Zyklen sind die Mittelwerte der Spaltbreiten in 90°-Flexion des Kniegelenks der Zuggurtung ($M = 2,04 \pm 0,67$ mm) durchschnittlich 0,7 mm größer als die der Einzelnagelmethode ($M = 1,34 \pm 0,74$ mm) (95%-KI [-0,05; 1,46]), ($t(14) = 2,01, p = 0,032$).

Zusammenfassend kann man sagen, dass sich Gruppe 2N von beiden anderen Gruppen absetzt und im Vergleich zur Gruppe C nach 1000 Bewegungszyklen in Extension einen statistisch signifikanten Unterschied mit $p < 0,01$ sowohl auf medialer als auch auf lateraler Frakturseite aufweist. In 90°-Flexionsposition unterscheidet sich die Gruppe 2N ebenfalls signifikant von den beiden anderen Gruppen auf beiden Seiten des Frakturspaltes nach 1000 Zyklen. Die Doppelnagelmethode zeigt sowohl im Vergleich zur Zuggurtungsosteosynthese ($p < 0,01$) als auch zur Einzelnagelmethode ($p < 0,05$) im Durchschnitt ein geringeres Auseinanderweichen der Frakturfragmente der lateralen Seite. Die Mittelwerte der Spaltbreiten der medialen Frakturseiten der Zuggurtungsosteosynthese zeigen jeweils nach 100, 500 und 1000 Bewegungszyklen sowohl in Extensions- als auch Flexionsposition keinen signifikanten Unterschied zur Einzelnagelmethode ($p > 0,05$).

Die Beurteilung der anfangs aufgestellten Hypothesen erfolgt anhand der gewonnenen Ergebnisse (Tabelle 7). Die erste Nullhypothese, dass die Mittelwerte der Spaltbreiten der Gruppe Cerclage sich nicht zu denen der Einzelnagelmethode unterscheiden, kann nicht verworfen werden. Die mediale Frakturseite zeigt keine signifikanten Unterschiede jeweils nach 100, 500 und 1000 Zyklen in Extensions- und Flexionsposition. Zwar unterscheiden sich die Mittelwerte der lateralen Spaltbreiten dieser beiden Behandlungsmethoden, jedoch kann man damit nicht die Nullhypothese verwerfen. Die Mittelwerte der Spaltbreiten des Vergleichs sowohl der Gruppe Cerclage und Doppelnagelmethode als auch der Gruppe 2N und 1N unterscheiden sich signifikant, sodass man die zweite und dritte Nullhypothese verwerfen kann. Wie oben beschrieben setzt sich die Doppelnagelmethode von den beiden anderen Behandlungsmöglichkeiten signifikant ab.

4.3.2 Verhalten des Frakturspaltes in Flexionsposition

Zur Auswertung der Symmetrie des Frakturspaltes der drei Gruppen in Flexionsstellung (Kamera 2) werden zunächst Differenzen aus lateraler und medialer Frakturspaltbreite gebildet. Eine große Differenz bedeutet, dass der Spalt nicht symmetrisch ist. Dies wird mit einer mixed ANOVA ausgewertet und im Folgenden werden die Ergebnisse dargestellt (250). Die Voraussetzungen für eine mixed ANOVA und Bezeichnung der Variablen wird in Kapitel 3.3.10 ausführlich besprochen. Die beiden Hauptfaktoren der mixed ANOVA sind der Zwischensubjektfaktor, die Gruppenzugehörigkeit (Cerclage / 2N / 1N) und der Innersubjektfaktor, der Zeitpunkt der Messung (nach 100, 500 und 1000 Zyklen). Die abhängige Variable ist die Differenz der lateralen und medialen Spaltbreiten in Millimeter. Die Formulierung der drei zu untersuchenden Hypothesen lautet wie folgt:

Tabelle 9 Hypothesen zum Verhalten des Frakturspaltes in Flexionsposition

1.	H ₀ : Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Differenz der Frakturspalte zwischen den drei Gruppen.	H ₁ : Es gibt mindestens einen signifikanten Unterschied der Differenz der Frakturspalte zwischen den drei Gruppen.
2.	H ₀ : Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Differenz der Frakturspalte zwischen den Zeitpunkten (100, 500 und 1000 Zyklen).	H ₁ : Es gibt mindestens einen signifikanten Unterschied der Differenz der Frakturspalte zwischen den drei Zeitpunkten.
3.	H ₀ : Die Differenz der Frakturspalte zwischen den Zeitpunkten der Messungen wird nicht von der Gruppe beeinflusst (unabhängige Faktoren).	H ₁ : Die Differenz der Frakturspalte zwischen den Zeitpunkten der Messungen ist abhängig von der Gruppe (Faktoren beeinflussen sich gegenseitig).

Der Mauchly-Test zur Prüfung der Sphärizität wird statistisch signifikant ($p < 0,05$), demnach ist eine Sphärizität der Daten nicht gegeben. Eine Varianzhomogenität liegt gemäß dem Levene-Test nicht vor. Aufgrund dieser Verletzung der Voraussetzungen für eine mixed ANOVA, kann diese nicht angewendet werden.

Wegen der fehlenden Varianzhomogenität und Sphärizität der Daten wird entschieden, eine Box-Cox Powertransformation zu berechnen (244, 268, 270). Nach Transformation der Daten mit der Box-Cox Powertransformation, ergeben sich neue Werte für die Mittelwerte der

Differenzen der Spaltbreiten in mm zu den jeweiligen Zeitpunkten (Abbildung 65). In jeder Messreihe werden 8 Proben ausgewertet (N=8).

Deskriptive Statistiken

	Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	N
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,9611	,08253	8
	1N	,6340	,15023	8
	2N	,5670	,11348	8
	Gesamt	,7207	,20925	24
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 5000 Zyklen	Cerclage	,9977	,01844	8
	1N	,9068	,04199	8
	2N	,9072	,03566	8
	Gesamt	,9372	,05417	24
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	1,0051	,07958	8
	1N	,7174	,12093	8
	2N	,6900	,10318	8
	Gesamt	,8042	,17553	24

Abbildung 65 Deskriptive Statistik der transformierten Daten, Flexionsposition

Der transformierte Mittelwert der Differenz der medialen und lateralen Spaltbreiten in mm der Doppelnagelmethode liegt nach 100 Zyklen bei $0,57 \pm 0,11$ mm, und verändert sich kaum über die Zeit und liegt nach 1000 Zyklen bei $0,69 \pm 0,10$ mm. Für die Einzelnagelmethode liegen die transformierten Mittelwerte nach 100 Zyklen bei $0,63 \pm 0,15$ mm, und nach 1000 Zyklen bei $0,71 \pm 0,12$ mm. Die transformierten Werte der klassischen Zuggurtungsosteosynthese liegen im Mittel nach 100 Zyklen bei $0,96 \pm 0,08$ mm, nach 1000 Zyklen bei $1,01 \pm 0,08$ mm. Die Daten der Messreihen sind gemäß dem Shapiro-Wilk Test normalverteilt ($p > 0,05$). Ausreißer befinden sich nicht in den transformierten Daten. Für alle Variablen liegt eine Homoskedastizität gemäß dem Levene-Test vor ($p > 0,05$), die Fehlervarianzen zwischen den Gruppen sind somit gleich. Eine Sphärizität der Daten ist gemäß dem Mauchly-Test gegeben ($p > 0,05$). Der Box-Test zur Ermittlung der Gleichheit der Kovarianzenmatrizen ist auf einem Signifikanzlevel von 0,01 nicht signifikant ($p = 0,015$) (siehe Tabellen im Anhang) (267). Der erste Schritt zur Auswertung der ANOVA ist die Bestimmung des Innersubjekteffektes, also die Analyse, ob es einen Interaktionseffekt zwischen den Faktoren Gruppe und Zeit gibt (siehe Tabelle 10).

Tabelle 10 Tests der Innersubjekteffekte, transformierte Daten

Quelle		Typ III Quadrat- summe	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta- Quadrat
Zeit	Sphärizität angenommen	0,572	2	0,286	96,052	<0,001	0,821
Zeit* Gruppe	Sphärizität angenommen	0,224	4	0,056	18,777	<0,001	0,641
Fehler (Zeit)	Sphärizität angenommen	0,125	42	0,003			

Signifikante Werte sind **fettgedruckt**

Zwischen dem Faktor Zeit und den untersuchten Gruppen (Zeit*Gruppe) gibt es eine statistisch signifikante Interaktion, die Sphärizität wird angenommen ($F(4, 42) = 18,777, p < 0,001, \text{partielles } \eta^2 = 0,64$). Die zuvor aufgestellten Hypothesen werden nacheinander überprüft. Die dritte der aufgestellten Nullhypothesen (Tabelle 9) kann verworfen werden ($p < 0,05$) und die Alternativhypothese, dass es eine gegenseitige Beeinflussung der beiden Hauptfaktoren (Zeit * Gruppe) gibt, wird angenommen. Bei einem signifikanten Interaktionseffekt können die Haupteffekte nicht weiter ausgewertet werden. Stattdessen werden die einfachen Haupteffekte des Zwischensubjektfaktors und des Innersubjektfaktors betrachtet (273).

Zur Prüfung der einfachen Haupteffekte mit den transformierten Daten wird eine einfaktorielle ANOVA mit post-hoc Test erstellt. Zunächst werden die einfachen Haupteffekte des Zwischensubjektfaktors (Gruppenzugehörigkeit) präsentiert. Im Anschluss werden die einfachen Haupteffekte des Innersubjektfaktors (Zeit) betrachtet, um herauszufinden, ob sich die Mittelwerte zu den Zeitpunkten der Messung statistisch signifikant unterscheiden für die einzelnen Gruppen. Mit der einfaktoriellen ANOVA des Zwischensubjektfaktors kann untersucht werden, welche Gruppen sich voneinander unterscheiden.

Abbildung 66 ist zu entnehmen, dass die Gruppenunterschiede der Mittelwerte der Spaltbreiten der Differenzen des medialen und lateralen Frakturspaltes sowohl nach 100 Zyklen (Welch-Test: $F(2, 13,248) = 35,158, p < 0,001$), als auch nach 500 (Welch-Test: $F(2, 12,282) = 28,900, p < 0,001$) und nach 1000 Zyklen (Welch-Test: $F(2, 13,578) = 28,231, p < 0,001$) statistisch signifikant wurden ($p < 0,05$).

Robuste Testverfahren zur Prüfung auf Gleichheit der Mittelwerte

		Statistik ^a	df1	df2	Sig.
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 100 Zyklen	Welch	35,158	2	13,248	<,001
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 5000 Zyklen	Welch	28,900	2	12,282	<,001
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 1000 Zyklen	Welch	28,231	2	13,578	<,001

a. Asymptotisch F-verteilt

Abbildung 66 Welch Test, Einfaktorielle ANOVA des einfachen Haupteffektes des Zwischensubjektfaktors (Gruppe)

Wo genau die Gruppenunterschiede liegen, kann mit dem Welch Test nicht ermittelt werden. Er besagt lediglich, dass es einen Unterschied gibt. Die Frage, wo die Unterschiede zwischen den Gruppen liegen, wird mit dem post-hoc Tukey-HSD Test ermittelt (249).

Tabelle 11 Post-hoc Tukey-HSD, transformierte Daten, Einfaktorielle ANOVA des Zwischensubjektfaktors, Gruppenunterschiede anhand der Differenzen der Spaltbreiten in mm nach Anzahl Zyklen

Tukey-HSD			Mittelwert-differenz	Std.-Fehler	Sig.	95%-Konfidenzintervall	
	(I) Gruppe	(J) Gruppe				Untergrenze	Obergrenze
Differenz nach 100 Zyklen	Cerclage	1N	0,32708	0,05934	< 0,001	0,1775	0,4767
	Cerclage	2N	0,39402	0,05934	< 0,001	0,2444	0,5436
	1N	2N	0,06693	0,05934	0,508	-0,0826	0,2165
Differenz nach 500 Zyklen	Cerclage	1N	0,09088	0,01677	< 0,001	0,0486	0,01332
	Cerclage	2N	0,09049	0,01677	< 0,001	0,0482	0,1328
	1N	2N	-0,00039	0,01677	1,000	-0,0427	0,0419
Differenz nach 1000 Zyklen	Cerclage	1N	0,28769	0,05132	< 0,001	0,1583	0,4170
	Cerclage	2N	0,31509	0,05132	< 0,001	0,1857	0,4444
	1N	2N	0,02740	0,05132	0,856	-0,1019	0,1568

*Signifikante Werte sind **fettgedruckt***

Gemäß dem Tukey-HSD Test (Tabelle 11, Abbildung 84) unterscheidet sich Gruppe Cerclage zu Gruppe 1N signifikant nach 100 (0,33, $p < 0,001$), nach 500 (0,09, $p < 0,001$) und nach 1000 Zyklen (0,29, $p < 0,001$). Gruppe Cerclage unterscheidet sich signifikant von Gruppe 2N nach 100 (0,39, $p < 0,001$), nach 500 (0,09, $p < 0,001$) und nach 1000 Zyklen (0,32, $p < 0,001$). Zwischen Gruppe 2N und 1N konnte zu keinem Zeitpunkt ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p > 0,05$). Somit kann die erste der aufgestellten Nullhypothesen verworfen werden (Tabelle 9) und die Alternativhypothese wird angenommen, dass es zwischen den Gruppen einen Unterschied des Verhaltens des Frakturspaltes bezüglich der Symmetrie gibt.

Um zu prüfen, ob es einen einfachen Haupteffekt des Innersubjektfaktors Zeit gibt, werden die Daten zunächst nach den Gruppen aufgeteilt und anschließend eine ANOVA mit Messwiederholungen durchgeführt (Tabelle 12, Abbildung 85).

Tabelle 12 Einfacher Haupteffekt des Innersubjektfaktors (Zeit), ANOVA mit Messwiederholung

Gruppe			Typ III Quadrat- summe	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta- Quadrat
Cerclage	Zeit	Sphärizität angenommen	0,009	2	0,004	2,250	0,142	0,243
	Fehler (Zeit)	Sphärizität angenommen	0,028	14	0,002			
1N	Zeit	Sphärizität angenommen	0,313	2	0,156	34,01	<0,001	0,829
	Fehler (Zeit)	Sphärizität angenommen	0,064	14	0,005			
2N	Zeit	Sphärizität angenommen	0,475	2	0,237	100,38	<0,001	0,935
	Fehler (Zeit)	Sphärizität angenommen	0,033	14	0,002			

Signifikante Werte sind **fettgedruckt**

Gemäß dem Mauchly-Test ist eine Sphärizität der Daten gegeben. Bei Gruppe Cerclage gibt es keinen statistisch signifikanten Effekt der Zeit auf die Differenz der Spaltbreite ($F(2, 14) = 2,250$, $p > 0,05$, *partielles* $\eta^2 = 0,24$). Für Gruppe 2N ($F(2,14) = 100,38$, $p < 0,05$, *partielles* $\eta^2 = 0,94$) und Gruppe 1N ($F(2,14) = 34,01$, $p < 0,05$, *partielles* $\eta^2 = 0,83$) zeigt sich jeweils ein statistisch signifikanter Effekt der Zeit auf die Differenz der Spaltbreiten. Mithilfe eines

paarweisen Vergleichs wird untersucht, wo genau sich die Unterschiede des Faktors Zeit befinden.

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

Gruppe	(I) Zeit	(J) Zeit	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.-Fehler	Sig. ^a	95% Konfidenzintervall für Differenz ^a	
						Untergrenze	Obergrenze
Cerclage	1	2	-,037	,024	,519	-,112	,039
		3	-,044	,021	,211	-,109	,021
	2	1	,037	,024	,519	-,039	,112
		3	-,007	,022	1,000	-,076	,061
	3	1	,044	,021	,211	-,021	,109
		2	,007	,022	1,000	-,061	,076
1N	1	2	-,273*	,043	,001	-,406	-,140
		3	-,083	,029	,069	-,173	,007
	2	1	,273*	,043	,001	,140	,406
		3	,189*	,028	<,001	,101	,278
	3	1	,083	,029	,069	-,007	,173
		2	-,189*	,028	<,001	-,278	-,101
2N	1	2	-,340*	,028	<,001	-,428	-,252
		3	-,123*	,019	<,001	-,181	-,065
	2	1	,340*	,028	<,001	,252	,428
		3	,217*	,025	<,001	,138	,296
	3	1	,123*	,019	<,001	,065	,181
		2	-,217*	,025	<,001	-,296	-,138

Basiert auf geschätzten Randmitteln

*. Die Mittelwertdifferenz ist in Stufe ,05 signifikant.

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Abbildung 67 Paarweise Vergleiche, ANOVA mit Messwiederholung, einfacher Haupteffekt des Innersubjektfaktors (Zeit)

Abbildung 67 sind die paarweisen Vergleiche der Mittelwertdifferenzen je nach Gruppe der verschiedenen Zeitpunkte zu entnehmen. Zeitpunkt 1 entspricht der Messung nach 100 Zyklen, Zeitpunkt 2 der Messung nach 500 Zyklen und Zeitpunkt 3 der nach 1000 Zyklen. Das Signifikanzniveau wird nach Bonferroni korrigiert. Da in der ANOVA für Gruppe Cerclage kein signifikanter Unterschied festgestellt wird, werden für diese Gruppe keine paarweisen Vergleiche ausgewertet. Für Gruppe 1N gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Zeitpunkt 1 und 2 (-0,273, $p = 0,01$), sowie zwischen Zeitpunkt 2 und 3 (0,189, $p < 0,001$). Zwischen Zeitpunkt 1 und 3 ist kein signifikanter Unterschied der Mittelwerte bezüglich der Zeit festzustellen (-0,083, $p = 0,069$). In Gruppe 2N kann zu allen Zeitpunkten ein signifikanter Unterschied der Differenzen der Spaltbreiten festgestellt werden: zwischen

Zeitpunkt 1 und 2 (-0,340, $p < 0,001$) sowie Zeitpunkt 1 und 3 (-0,123, $p < 0,001$) und Zeitpunkt 2 und 3 (0,217, $p < 0,001$). Die zweite der aufgestellten Nullhypothesen wird je nach Gruppe bewertet (Tabelle 9). Für Gruppe Cerclage tritt kein signifikanter Unterschied auf, somit wird die Nullhypothese angenommen. Für Gruppe 2N und Gruppe 1N zeigen sich signifikante Unterschiede, sodass die Nullhypothese verworfen werden kann und die Alternativhypothese angenommen wird. Es gibt mindestens einen signifikanten Unterschied der Differenz der Frakturspannung zwischen den drei Zeitpunkten.

4.3.3 Post-hoc: Tukey Test ohne Transformation der Daten

Die ursprüngliche mixed ANOVA kann mit den erhobenen Daten aufgrund von Verletzungen der Hauptvoraussetzungen nicht durchgeführt werden. Der post-hoc Tukey-Test der nicht-transformierten Daten kann dennoch ausgewertet werden und bestätigt die Ergebnisse des Tukey-Tests des Zwischensubjektfaktors (Gruppe) der transformierten Daten (Abbildung 84). Ohne Datentransformation unterscheidet sich Gruppe Cerclage zu Gruppe 1N gemäß dem Tukey-HSD Test statistisch signifikant (0,77, $p < 0,001$) und zu Gruppe 2N (0,82, $p < 0,001$). Zwischen Gruppe 1N und Gruppe 2N kann kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden (0,05, $p = 0,897$). Dieser Unterschied wird graphisch in Abbildung 69 verdeutlicht.

Mehrere Vergleiche

Maß: MASS_1

Tukey-HSD

(I) Gruppe	(J) Gruppe	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.-Fehler	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Cerclage	1N	,7711*	,11288	<,001	,4866	1,0557
	2N	,8215*	,11288	<,001	,5370	1,1060
1N	Cerclage	-,7711*	,11288	<,001	-1,0557	-,4866
	2N	,0504	,11288	,897	-,2341	,3349
2N	Cerclage	-,8215*	,11288	<,001	-1,1060	-,5370
	1N	-,0504	,11288	,897	-,3349	,2341

Grundlage: beobachtete Mittelwerte.

Der Fehlerterm ist Mittel der Quadrate(Fehler) = ,051.

*. Die Mittelwertdifferenz ist in Stufe ,05 signifikant.

Abbildung 68 Post-hoc Tukey-HSD Test, ohne Datentransformation

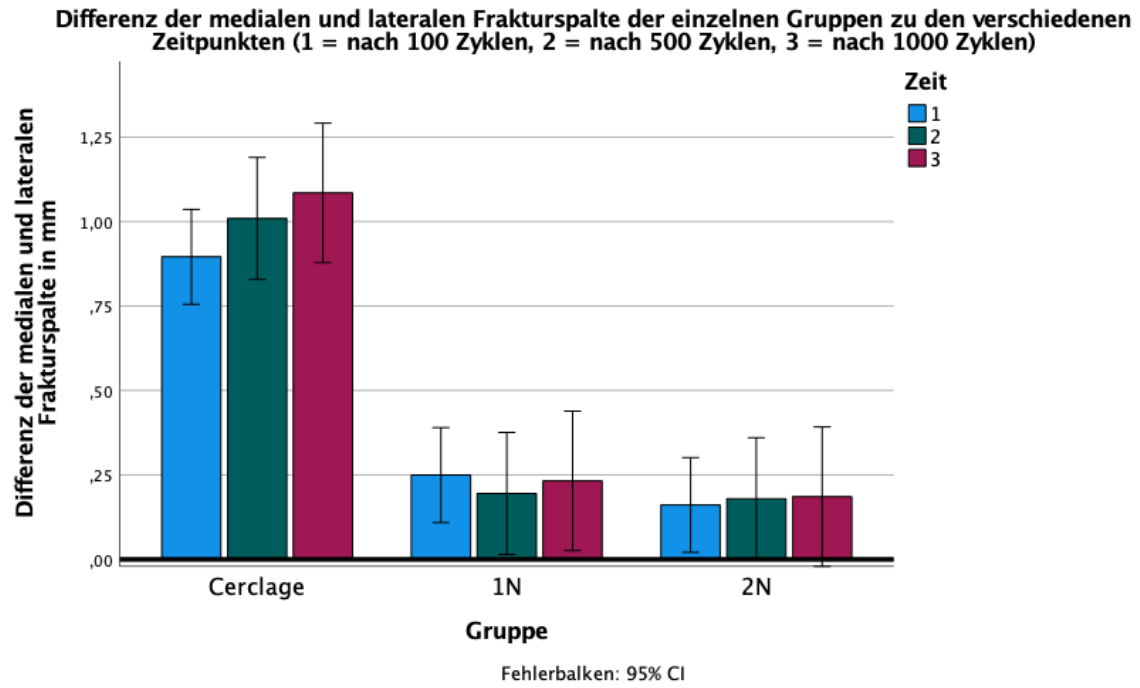


Abbildung 69 Balkendiagramm, Differenz der Frakturspalte der einzelnen Gruppen zu den verschiedenen Zeitpunkten, ohne Datentransformation

5 Diskussion

An dieser Stelle wird erneut darauf hingewiesen werden, dass die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit auf einer experimentellen biomechanischen Studie an Kunstknochen beruhen und somit der Vergleich mit Studien an humanen Kadaverknochen zur Orientierung für weitere Studien dient. Zudem sind die statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Osteosynthesemethoden als explorativ zu werten und können als Grundlage für größere biomechanische und klinische Analysen verwendet werden.

Die Grundidee für den Versuchsaufbau und dessen Durchführung entstammt aus den Forschungsergebnissen aus dem Research Institut Davos der Kollegen Nienhaus et al., die eine biomechanische Prüfung eines intraossären Einzelnagels gegen die modifizierte Zuggurtungsosteosynthese mit kanülierten Schrauben an Kadaverknochen durchführten (12). Dort konnte gezeigt werden, dass ein intraossärer Einzelnagel eine stabilere Fixierung für transversale Patellafrakturen bietet. Ausgehend davon wurde nun eine biomechanische Testreihe durchgeführt, um herauszufinden, ob eine Versorgung von transversalen Patellafrakturen mit intraossären Methoden unter zyklischen Belastungstests stabiler ist und eine geringere Dislokation der proximalen und distalen Fragmente zeigt als die herkömmliche Methode der klassischen Zuggurtungsosteosynthese. Außerdem sollen Unterschiede zwischen den beiden intraossären Methoden und das Verhalten des Frakturspaltes in Flexionsposition des Kniegelenks betrachtet werden.

5.1 Biomechanische Aspekte des Studienablaufs und der Methoden

Zur Prüfung der Forschungshypothesen (siehe Kapitel 1.3) werden die verschiedenen Behandlungsmethoden zyklischen Belastungstests mit einer Zyklenzahl von insgesamt 1000 Bewegungszyklen aus 90°-Flexion bis hin zur vollen Extension ausgesetzt. Dabei steht die Spaltentwicklung bzw. das Auseinanderweichen des proximalen und distalen Fragmentes und die Symmetrie des entstandenen Frakturspaltes bei Patellaquerfrakturen im Fokus. In experimentellen Studien gibt es sowohl Einflussgrößen als auch Störfaktoren, die bei der Interpretation der Ergebnisse bedacht werden sollten. Zu den Einflussgrößen gehören die verwendete Operationsmethode, das angehängte Gewicht, die Programmsteuerung des Versuchs, das Material des Zugseils, der Implantate und der Proben sowie Reibungskräfte.

In der vorliegenden Studie erfolgt eine randomisierte Testung der versorgten Patellaproben. Zur Durchführung einer doppelblinden Studie müsste eine einheitliche Oberfläche der versorgten Patellae erschaffen werden, bei der nur die zu interessierenden Messpunkte sichtbar wären. Hier wie auch in der Literatur, die beschreibt, dass biomechanische und klinische Studien ebenfalls nicht verblindet durchgeführt werden (5, 12, 50, 119, 187), wird davon ausgegangen, dass eine Verblindung keinen Einfluss auf die Messergebnisse hat.

Der Einfluss der Operationsmethode der einzelnen Gruppen wird experimentell in dieser Studie untersucht. Ziel einer operativen Stabilisierung nach Patellafrakturen ist es, eine frühfunktionelle Belastung zuzulassen (5, 170). Viele Studien haben sich bereits mit maximalen Belastungen des Kniegelenks beschäftigt, der Evaluation der Kräfte bis zu einem Bruch der Knochen oder Implantate („load to failure“) (98, 119, 121, 212, 274). Jedoch sollte die klinische postoperative Mobilisation bedacht werden, die mit einer hohen Anzahl an zyklischen Belastungen durchgeführt wird. In dieser Studie wird eine gleichmäßige zyklische Belastung über 1000 Zyklen simuliert. Das angehängte Gewicht wird mit einer Masse von 17,4 kg für alle Versuche festgelegt. Jedoch würde ein höheres oder geringeres Gewicht einen anderen Einfluss auf das Auseinanderweichen der Frakturspalte haben. Eine größere Masse bedeutet auch eine höhere Kraft, die auf die Patella wirkt (siehe Kräfteparallelogramm, Kapitel 2.2.1). Das Gewicht für die Testung wird so gewählt, dass Kraftspitzen zwischen 300 – 400 N während der zyklischen Belastung auftreten, die Scilaris et al. und Nienhaus et al. zufolge eine postoperative Mobilisierung simulieren (12, 184). Die Wahl der Masse des Testgewichts und die Spannung, die auf die Quadrizepssehne wirken muss, um das Knie aus 90°-Flexion zu strecken, wird bereits in früheren Studien untersucht. Hier zeigen Hungerford et al. mit einer theoretischen Analyse, dass 28 kg notwendig waren, um das Knie zu strecken (96). Kaufer et al. zeigt experimentell, dass ein Gewicht von 17 – 26 kg für eine vollständige Kniestreckung nötig ist

(103). Carpenter et al. baut auf diesen Ergebnissen auf und führte eine experimentelle Studie durch, bei der in einem zyklischen Belastungstest mit zehn Zyklen Zuggewichte zwischen null bis 30 kg getestet werden. Er stellt fest, dass ein Gewicht von 17 – 30 kg zur Bewegung des Kniegelenks, 90°-Flexion zur vollen Extension, gegen die Schwerkraft ausreichend ist (119). Die Ausführung der zyklischen Belastung wird weggesteuert durchgeführt, da je nach Operationsmethode andere Kräfte auftreten können.

Das angehängte Gewicht hängt zu jeder Zeit des Versuchs in der Senkrechten und wird am distalen Frakturfragment der Patella befestigt. Normalerweise bewegt sich der Unterschenkel bei einer Extension des Kniegelenks in der Sagittalebene, hier jedoch bleibt das Gewicht in gleicher senkrechter Position bei Flexion und Extension. Dieser Testaufbau erfolgt in Anlehnung an früheren biomechanischen Analysen und gilt als etablierter Prüfstand für biomechanische Testungen (119, 184, 187, 241). Die Eigenschaften des Materials der Zugseile wird in Vorversuchen getestet und es wird sich für eine langlebige Version, ein Stahlseil anstatt einer Kunststoffvariante, entschieden. Der Einfluss von Reibungskräften wird als vernachlässigbar eingestuft und steht damit nicht im Fokus dieser Untersuchung.

Der Bewegungsablauf der Patella in dieser Studie simuliert einen sitzenden Patienten mit einer 90°-Knieflexion, der eine volle Extension ausführt. Dieses Bewegungsmuster ist aus früheren Studien bekannt (12, 187, 241). Von der Norm abweichende Knieveränderungen, wie Kniefehlstellungen (*Genu varum / valgum / recurvatum*), Extensionsdefizite, Muskel-Band-Apparat-Veränderungen oder Patellafehlstellungen (*Patella-Tilt-Veränderungen*) werden in diesem Versuchsaufbau nicht betrachtet.

Zur biomechanischen Analyse werden Kunstknochen der 4. Generation der Firma Sawbones® verwendet, da sie mit ihrem Aufbau die *Substantia compacta* und *spongiosa* simulieren (236). Wie bereits in Kapitel 2.3 beschrieben, können Kunstknochen anstatt humaner Kadaver in biomechanischen Testreihen eingesetzt werden und die Ergebnisse können auf Patienten übertragen werden (129, 130, 131). Zudem haben die vorgefertigten *Patellae* der Firma Sawbones® bereits integrierte Ausläufer (*visc tabs*), um die Proben in der Belastungsvorrichtung zu fixieren. Bei der Vorbereitung der Proben stellt sich ein Nachteil der Kunstknochen heraus. Die Kortikalis der *Composite bones* ist wesentlich härter als die von humanen Präparaten, was bei den Vorbohrungen der Querverriegelungslöcher zum Teil Schwierigkeiten bereitet.

Die verwendeten intraossären Nägel zur Testung der Einzelnagel- und Doppelnagelmethode werden additiv aus Edelstahl gefertigt. So entstehen keine Unterschiede zwischen den Implantaten und die Hohlräume und Querlöcher in den Nägeln sind für alle Proben gleich. Ein

Einfluss des Materials des intraossären Implantates wird nicht untersucht. Außerdem werden nur zwei verschiedene Größen der intraossären Nägel getestet, zumeinen ein großvolumiger Einzelnagel (Durchmesser 6 mm) und daneben ein kleiner volumiges Doppelnagelsystem (Durchmesser je 5 mm). Interessant ist, welche Auswirkungen der Durchmesser des Nagels auf die Frakturspaltentwicklung unter Belastung hat. Sind die Nägel zur Versorgung von Patellafrakturen überdimensioniert? Kann ein sehr gering volumiger Nagel den Zugbelastungen standhalten? Außerdem ist zu klären, ob die Anzahl der Verriegelungsbolzen einen Einfluss auf die Stabilität hat. Bei Probe 2N1 können nur drei Verriegelungsbolzen eingebracht werden, ungeachtet dessen, hat diese Probe keine Abweichungen der Daten gezeigt und es kann eine hohe Stabilität erreicht werden. Geben zwei Verriegelungsbolzen, je einer im proximalen und distalen Frakturfragment, eine gleichermaßen hohe Stabilität im Vergleich zur Verwendung von vier Verriegelungsbolzen? Das intraossäre Nagelimplantat besitzt am distalen Ende ein Langloch. Dies ermöglicht den Frakturspalt dynamisch zu verriegeln, da der Verriegelungsbolzen bei axialer Belastung gleiten kann (275). Durch das Einbringen eines Gewindestiftes (Madenschraube) kann eine statische Verriegelung erzielt werden und die interfragmentäre Kompression steigt (13, 46). In der vorliegenden Studie werden die Madenschrauben nicht implantiert, da der Hersteller erst nach Durchführung der Hälfte der Versuche darauf aufmerksam gemacht hat, dass diese Möglichkeit überhaupt besteht. Friedl et al. beschreibt dieses Prinzip der interfragmentären Kompression am Beispiel des XS-Zuggurtungsnagels, welcher Ähnlichkeiten mit den in dieser Studie verwendeten intraossären Nägeln besitzt (13, 46, 276, 277). In einer größer angelegten Studie kann der Einfluss der interfragmentären Kompression durch eine Gewindeschraube für die Entwicklung des Frakturspaltes unter zyklischer Belastung weiter untersucht werden. Die Auswertung der Frakturspalte erfolgt anhand optischer Marker, die an der Vorderseite des Spaltes angebracht sind, somit kann die anteriore Öffnung des Spaltes beurteilt werden. Eine Aussage über den Spalt an der artikulierenden Fläche sowie interfragmentäre Kompression oder Rotation kann in dem Fall nicht getroffen werden. Nienhaus et al. stellen einen signifikanten Unterschied der intraossären Methode gegenüber der TBW-Methode mit kanülierten Schrauben an der artikulierenden Seite der Fraktur fest (12). Weitere Studien sind notwendig, um die genannten Faktoren zu untersuchen, da die händisch durchgeführte Begutachtung vor der Testung gezeigt hat, dass die Proben der Einzelnagelmethode eine Rotation um die axiale Achse zulassen. Störfaktoren können sowohl die abhängige als auch die unabhängigen Variablen einer Studie beeinflussen. Zu den Störfaktoren gehören Umwelteinflüsse, wie Temperatur und Uhrzeit, der Zeitpunkt der Messungen sowie Verschleiß des Materials und Lerneffekte des

Versuchsdurchführers. Durch eine randomisierte Testreihenfolge wird ein Selectionsbias und Einfluss des Testzeitpunktes weitgehend verhindert. Lerneffekte der versuchsdurchführenden Person können nicht ausgeschlossen werden, da zum Beispiel bei der Probenvorbereitung die Proben nicht in zufälliger Reihenfolge präpariert werden. Zunächst wird die Gruppe Doppelnagel 2N vorbereitet, anschließend Gruppe 1N und am Schluss Gruppe C. Außerdem gibt es auch bei der Bedienung der Auswertungsprogramme Lerneffekte, sodass die Videoerstellung und Analyse in Simimotion der am Schluss ausgewerteten Proben deutlich schneller erfolgt als am Anfang. Ein Verschleiß des Materials zeigt sich bei den verwendeten Stahlseilen. Die Stahlseile bestehen aus vielen Stahlkabeln, die miteinander verdreht sind. Mit der Zeit kommt es zu Rupturen einzelner Stahlkabel des Stahlseils. Um eine ausreichende Stabilität zu gewährleisten, wird das Stahlseil umgehend ausgetauscht, um Fremdeinflüsse auf den Versuch zu reduzieren. Der angefangene Versuch wird mit einer neuen Probe wiederholt und die Ergebnisse neu dokumentiert. Das Oberflächenfemurschild erscheint über alle Versuche sehr robust und weist keine Abnutzungsspuren auf, so dass für alle Versuche von einer gleichbleibenden Reibung auszugehen ist.

5.2 Interpretation der Ergebnisse

Die biomechanische Testung der verschiedenen Versorgungsmethoden beruht auf den anfangs gestellten Forschungshypothesen. Es wird angenommen, dass ein intraossäres Nagelsystem mit einem großvolumigen Nagel bei zyklischen Belastungstests eine stabilere Fixierungsmöglichkeit für Patellaquerfrakturen mit einer geringeren Dehiszenz der medialen und lateralen Frakturspaltbreiten bietet als die klassische Zuggurtungsosteosynthese. Außerdem wird erwartet, dass ein statisch verriegeltes Doppelnagelsystem bei zyklischer Bewegungsabfolge mit 90°-Knieflexion bis zur vollen Extension der Zuggurtungsosteosynthese bei der Stabilisation von Patellaquerfrakturen überlegen ist und ein geringeres Auseinanderweichen der Fragmente bewirkt. Des Weiteren wird der Unterschied zwischen dem Einzelnagel- und Doppelnagelsystem betrachtet und das Verhalten des Frakturspaltes der drei Behandlungsmethoden während der zyklischen Belastung bezüglich der Symmetrie untersucht.

Das Ziel besteht darin, die drei Versorgungsmethoden zu vergleichen und eine Grundlage für klinische Studien zu schaffen. Die ermittelten Werte der Spaltbreiten geben einen Hinweis für das Verhalten jeder der drei Behandlungsoptionen bei einer zyklischen Belastung über 1000 Bewegungszyklen, jedoch können die absoluten Werte nicht uneingeschränkt auf die menschliche Situation übertragen werden. In diesem Versuchsaufbau werden die drei

Verfahren an einem Ein-Muskel-Modell getestet, welches nicht die realistische klinische Situation eines Patienten widerspiegelt und Faktoren wie Knochenheilung, postoperative Mobilisation und Weichteilirritationen durch eingebrachtes Fremdmaterial außer Acht lässt (184). Dennoch sind biomechanische Analysen ein wichtiger Baustein in der Entwicklung neuer Osteosyntheseverfahren und dienen der Veränderung und Verbesserung der Patientenversorgung.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass eine intraossäre Versorgungsmethode dem aktuellen Goldstandard der klassischen Zuggurtungsosteosynthese bei der Versorgung von transversalen Patellafrakturen überlegen ist. Die mittlere Veränderung (\pm Standardabweichung) der medialen und lateralen Frakturspaltbreite zu verschiedenen Zeitpunkten in Extensions- und Flexionsposition zeigt, dass die Doppelnagelmethode sowohl im Vergleich zur klassischen Zuggurtungsosteosynthese ($p < 0,05$) als auch zur intraossären Einzelnagelmethode statistisch signifikant geringere Verschiebungen der Frakturspalte aufweist ($p < 0,05$).

Das Einzelnagelsystem zeigt im Vergleich zur Zuggurtungsosteosynthese statistisch signifikante Unterschiede der Spaltbreiten auf der lateralen Frakturseite ($p < 0,05$), kann sich jedoch auf der medialen Frakturseite nicht signifikant zur Zuggurtung unterscheiden ($p > 0,05$). Dementsprechend kann die erste der aufgestellten Forschungshypothesen nicht ausreichend bestätigt werden. Die in der vorliegenden Studie erzielten Ergebnisse zeigen eine Tendenz der besseren Stabilität der Einzelnagelmethode, jedoch keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die vorliegenden Ergebnisse decken sich mit den Erkenntnissen von Nienhaus et al., die in einer biomechanischen Analyse an Kadavern im Vergleich von einem ähnlichen intraossären Einzelnagel-Prototypen zur TBW-Methode in Kombination mit kanülierten Schrauben keine signifikanten Unterschiede des anterioren Frakturspaltes der beiden Methoden feststellen können. Allerdings zeigen sie, dass nach einer Belastung von 2500 – 5000 Zyklen der Spalt an der artikulierenden Frakturseite bei der Nagelmethode signifikant geringer ist ($p < 0,05$) und damit die Hypothese stützt, dass ein intraossäres Modell den Techniken der Zuggurtung biomechanisch überlegen ist (12).

Bei einem Vergleich von Versorgungsmethoden sollen auch klinische Parameter bedacht werden, da zum Beispiel eine Weichteilirritation oder interfragmentäre Kompression nicht beurteilt werden. Es ist zu prüfen, ob eine intraossäre Methode weniger Weichteilschäden hervorruft als eine anteriore Zuggurtungsschlinge. Friedl und Gehr et al. führen bereits

biomechanische Testungen und klinische Studien an Patellafrakturen mit einem ähnlichen Zuggurtungskompressionsnagel (XS-Nagel) durch, welcher bereits auf den orthopädischen Unfallmarkt eingeführt ist (45). Die Autoren stellen eine Überlegenheit des Zuggurtungskompressionsnagels gegenüber der klassischen Zuggurtungsosteosynthese fest und postulieren, dass ein intraossäres System eine gleichmäßigere Druckverteilung der Frakturteile bringt. Es gibt bereits klinische Studien zu dem intraossären System. Friedl et al. zeigen in einer Studie an 49 Patienten in einem Zeitraum über drei Jahre, dass an 29 nachuntersuchten Patienten 20,9% gute und 69% exzellente Ergebnisse mit dem XS-Nagel bei der Versorgung von Patellafrakturen erzielt werden (46). Bei drei der Patienten tritt eine Drahtmigration durch angebrachte Verriegelungsdrähte auf (44, 277). Bei Verwendung von einem Zuggurtungskompressionsnagel im Vergleich zur Implantation von zwei Nägeln stellen sie keinen Unterschied bezüglich der Dehiszenz der Frakturanteile fest (46). Dies wird mit den Daten aus dieser Studie widerlegt, denn es gibt einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Einzelnagel- und Doppelnagelsystem ($p < 0,05$). Durch Versorgung der Patellaquerfraktur mit dem Doppelnagelsystem entstehen nach 1000 Bewegungszyklen der 90°-Flexion und vollen Extension im Mittel geringere Spaltbreiten als durch die Versorgung mit nur einem intraossären Nagel.

Weiterhin fällt auf, dass die Mittelwerte der in der vorliegenden Studie gemessenen Spaltbreiten der medialen und lateralen Frakturhälften zu den drei Zeitpunkten in Extensionsposition geringer sind als in Flexionsposition (siehe Tabelle 2 und Tabelle 4). Das liegt unter anderem daran, dass in Flexionsposition höhere Kräfte auf das Kniegelenk wirken und demnach einen größeren Spalt verursachen können (52, 96, 100). Dies wird ebenfalls bei der postoperativen Behandlung deutlich, da postoperativ eine volle Extension erlaubt ist, die Flexion hingegen mit einer CMP-Schiene beschränkt wird (76, 170, 172, 180, 205).

Aufgrund dieser Tatsache wird das Verhalten des Frakturspaltens bezüglich der Symmetrie der Spaltentwicklung nur in Flexionsposition untersucht. Die Differenz der Frakturspalte gibt einen Hinweis auf das Verhalten der Spaltentwicklung. Hier zeigt sich, dass bei der klassischen Zuggurtungsosteosynthese eine größere mittlere Differenz der medialen und lateralen Frakturspalte entsteht als bei den anderen beiden Methoden. Es gibt sowohl einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Zuggurtungsosteosynthese und der Einzelnagelmethode ($p < 0,001$) als auch zwischen der Zuggurtungsosteosynthese und der Doppelnagelmethode ($p < 0,001$). Die Einzelnagelmethode weist keinen statistisch signifikanten Unterschied hinsichtlich der Mittelwertdifferenzen der lateralen und medialen Frakturseite im Vergleich zur Doppelnagelmethode auf ($p > 0,05$). Eine große Differenz

zwischen medialer und lateraler Frakturseite bedeutet eine geringere Symmetrie des Frakturspalt, wie sie in dieser Studie bei der klassischen Zuggurtungsosteosynthese auftritt. Übertragen auf die klinische Situation hätte das weitreichende Folgen für die Patienten. Ein asymmetrischer Frakturspalt bedeutet, dass während der postoperativen Mobilisation das proximale und distale Fragment gegebenenfalls schief zusammenwächst. Eine Veränderung der Form der Patella durch ein schiefes Zusammengewachsen kann den Winkel der Muskelzüge verändern und hat möglicherweise Folgen für die Kraftübertragung der geführten Muskelsehne auf die Kniefunktion. Die Spalte der Einzelnagel- und Doppelnagelmethode zeigen geringe Differenzen der medialen und lateralen Frakturseite. Das bedeutet, dass bei einer Spaltentstehung der Spalt horizontal verläuft, also symmetrisch. In klinischen Studien ist zu prüfen, ob diese Spaltentwicklung für die Patienten relevant ist und ob es Auswirkungen auf mögliche Komplikationen, wie z.B. Pseudarthrose, Retropatellararthrose, Kraftentwicklung des Quadrizeps-Muskels und den vorderen Knieschmerz hat. Zu evaluieren ist weiterhin, ob die gefundenen statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Behandlungsmethoden auch eine Bedeutung für die klinische Situation haben. Wird ein signifikanter Unterschied eines Frakturspalt von 0,5 mm gegenüber 1,5 mm überhaupt klinisch relevant für den Patienten? Ist eine Differenz der medialen und lateralen Frakturseite von unter 1 mm relevant für das Zusammenwachsen des proximalen und distalen Fragmentes hinsichtlich der Symmetrie?

Bei Betrachtung der Spaltentwicklung der Gruppe der Zuggurtungsosteosynthese, wie oben beschrieben, fällt auf, dass eine asymmetrische Spaltöffnung mit größerem Spalt an der lateralen Seite der Patella auftritt. Die Mittelwerte der medialen Spaltbreiten sind nach 1000 Zyklen geringer (0,96 mm) als nach 100 Zyklen (0,97 mm). Dies ist entweder auf Messfehler oder Messungenauigkeiten zurückzuführen oder kann durch das laterale Aufklaffen erklärt werden. Durch eine plastische Längendehnung des achtertourigen Cerclagedrahtes, dem lateral gesetzten Zwirl und der Tatsache, dass die Zuggurtungsschlinge nicht direkt an der Knochenoberfläche platziert werden kann, werden die Mittelwerte der lateralen Spaltbreiten stets größer über die Zeit der Belastung, dies wird von Brill et al. ebenfalls berichtet (278, 279). Eine Verdrillung des Zwirls mit den klinisch üblichen Methoden, zum Beispiel mit einer Flachzange, kann Issendorf et al. zufolge keine Vorspannung des Zuggurtungsdrahtes erreicht werden. Zudem bestätigt er die Verlängerung des Drahtes durch Belastung der Verzwirbelung (279). Im klinischen Alltag werden aktuell über 50% der einfachen Patellaquerfrakturen mit der klassischen Zuggurtungsosteosynthese mit einem Zwirl behandelt, deshalb wird diese Variante in dieser Studie verwendet (3). Allerdings ist das Prinzip der Zuggurtung, wie es von

Pauwels beschrieben wird, heutzutage nicht mehr zeitgemäß. Das theoretische Prinzip der Vorspannung des Drahtes als Gegenspieler der Zugkraft des M. quadriceps femoris ist obsolet (279). Biomechanische Untersuchungen haben gezeigt, dass es keine Kraftumwandlung von Zug- in Kompressionskräfte gibt und eine Zuggurtungsschlinge keine ausreichende Kompression auf die artikulierende Frakturseite bewirkt (120, 280).

Insgesamt hat die Zuggurtungsosteosynthese gut gegenüber den intraossären Nägeln abgeschnitten, da in der Realität größere Spaltbreiten zu erwarten sind. Die vorliegende Testung an Kunstknochen ohne umliegendes Weichteilmaterial durchgeführt wird, kann die Zuggurtung sehr dicht am Knochen festgezogen werden, wodurch eine größere Stabilität entsteht. Der feste Weichteilmantel um die Patella im humanen Kniegelenk mit kräftigen Ansätzen der Sehnen und dem Reserve-Streckapparat limitiert die Anziehung der Zwirbel der Zuggurtungsosteosynthese, da mit der Zeit die Weichteile nachgeben oder durch die Drähte eingeschnitten werden. Als Folge kann eine Lockerung der Zuggurtung auftreten. Um diesen Aspekt mitbetrachten zu können ist eine biomechanische Testung an humanen Kadaverknochen sinnvoll. Baran et al. führt eine Studie zu Zuggurtungstechniken an Rinderpatellae durch und beobachtet, dass die anfängliche Stabilität der Zuggurtung unter zyklischer Belastung bei jeder Probe nachlässt (274). Studien zur theoretischen Grundlage und biomechanischen Funktionsweise der Kraftumwandlung des intraossären Systems sind aktuell nicht bekannt.

Die Gruppe der Zuggurtung hat im Vergleich zu den anderen Behandlungsmethoden in Flexionsposition nach 500 und 1000 Belastungszyklen ein Versagenskriterium erreicht. Definiert wird ein Versagen, sobald die Fragmente eine Dislokation oder Dehiszenz von mehr als 2 mm aufweisen. Während der zyklischen Tests zeigt der laterale Frakturspalt der klassischen Zuggurtungsosteosynthese in Flexionsposition ein Auseinanderweichen des proximalen und distalen Fragmentes im Mittel um Werte über 2 mm, die maximale Spaltentwicklung ist bis zu 2,79 mm. Ab einem Spalt von mehr als 2 mm wird eine Reoperation und Fixierung zur Vermeidung von schlechten klinischen Outcomes empfohlen (119, 185, 186, 187, 209). Diese Daten bestätigen die in den Forschungshypothesen aufgestellte Annahme, dass die intraossären Nagelmethoden weniger Materiallockerungen und Implantatversagen zeigen als die klassische Zuggurtungsosteosynthese. Studien zu Versorgungsmethoden von Olecranonfrakturen belegen eine Überlegenheit der intraossären Osteosynthese im Vergleich zur Zuggurtung oder Verplattung (47, 48). Dieser Effekt ist für Patellafrakturen nun zu überprüfen.

5.3 Stärken und Schwächen der Studie

Biomechanische Studien werden unter den jeweils herrschenden Laborbedingungen durchgeführt. Limitiert wird die Datenerhebung durch die Kapazitäten und Funktionen der Kameras, der Prüfmaschine und der elektronischen Ausstattung des Biomechanik Labors. Aufgrund dieser Aspekte sind die Ergebnisse der Studie als richtungsweisende Bausteine für weiterführende Studien zu werten. Zur Verbesserung der Versuchsdurchführung und erweiterten Standardisierung der Probenvorbereitung sollten folgende Punkte bedacht werden. Die Position der Kamera in Flexionsstellung ist den vorliegenden Ergebnissen zufolge ausreichend für die Datenerhebung, da dort die größten Kräfte auf die Patella wirken. Zudem sollte eine automatische Bildauslösung programmiert werden, um eine flüssige Bewegung der Patella ohne Pausen zwischen den Zyklen zu gewährleisten. Es ist zu überlegen, ob es bei einer automatischen Bildaufnahme sinnvoll ist, für jeden Zyklus ein Bild aufzunehmen. In dieser Studie wird nach jeweils 50 Zyklen ein Bild aufgenommen. So bestehen zeitliche Lücken zwischen den Zyklen und es können nur Aussagen darüber getroffen werden, was nach einer bestimmten Anzahl Zyklen passiert. Eine kontinuierliche Bildaufnahme ließe eine genaue Zeitanalyse der Spaltentwicklung zu.

Eine Stärke der vorliegenden Studie ist, dass die entwickelten Implantationsverfahren für alle drei Gruppen weitestgehend standardisiert durchgeführt werden. Dennoch kann nicht garantiert werden, dass jedes Bohrloch an der genau gleichen Stelle liegt. Eine Schablone für die Versorgung der Patellae, bei der alle Arbeitsschritte auf einmal integriert sind, ist unter den gegebenen Umständen nicht zu konzipieren. Außerdem ist das Material zur Realisierung eines solchen Zielgerätes in Biomechaniklabor begrenzt. Das Problem besteht darin, dass die Position des intraossären Nagels durch eine Vorbohrung festgelegt werden muss, bevor die Osteotomie durchgeführt wird, so dass mindestens zwei Schablonen benötigt werden. Durch die Osteotomie wird Material des Patellaknochens entfernt, da durch die Dicke des Sägeblattes ein gewisser Materialschwund bei der Säugung auftritt. Zur Versorgung müssen die Patellahälften unter starker Kompression stehen, was durch Repositionszangen oder eine Schraubzwinde gewährleistet wird. Wenn man einen Abguss der Patella anfertigt, bei der die Möglichkeit für eine Osteotomie integriert ist, stellt sich anschließend die Frage, wie die Patellahälften komprimiert werden können. Wenn man die Querbohrungen mit der gleichen Schablone durchführt, erzeugt man einen Spalt, der so dick wie das Sägeblatt ist, weil das proximale und das distale Fragment nicht gegeneinandergedrückt werden können. Eine Schablone, bei der die Möglichkeit zur Osteotomie und Vorbohrung der Querlöcher besteht, war somit nicht möglich zu entwerfen. Zudem ist eine Abgusschablone aus PMMA sehr aufwändig herzustellen.

Andere Verfahren zur Entwicklung der Schablone stehen nicht zur Verfügung. Eine Schablone, bei der alle Funktionen integriert sind und von einer Person allein bedient werden kann, bringt eine deutliche Zeitersparnis bei der Probenvorbereitung. Ein röntgendurchlässiges Zielgerät für den intraossären Nagel, wie von Nienhaus et al. (12) eingesetzt wird, steht ebenfalls nicht zur Verfügung und ist bislang nicht konzipiert.

Wie oben beschrieben, wird durch die Osteotomie ein Frakturspalt künstlich erzeugt. Durch die Säugung wird am proximalen und distalen Fragment Material abgetragen. Dies spiegelt nicht die klinische Situation eines Knochenbruchs wider. Bei einem humanen Knochenbruch kommt es zu einem Verlust der Stabilität des Knochens, aber nicht zu Knochenmaterialverlust. Außerdem wird bei einer Osteotomie ein glatter Bruchspalt erzeugt, welches ebenfalls nicht auf einen humanen Knochenbruch übertragbar ist, da diese oft keine glatten Frakturfragmente haben. Bei der Reposition der glatten Frakturfragmente der Kunstknochen können sich die Bruchfragmente somit nicht verzahnen, was humanen Knochenbrüchen gegebenenfalls eine höhere Stabilität bringt. Allerdings ist eine Fraktur, wie sie bei Menschen aufgrund eines Unfalls oder Sturzes auftritt, schwer zu simulieren. Studien zu Osteosyntheseverfahren transversaler Patellafrakturen mit humanen Kadavern und Kunstknochen führen ebenfalls Osteotomien durch, um die Fraktur zu simulieren (12, 121, 187). Darüber hinaus war das Testprotokoll im Vergleich zu den biomechanischen Anforderungen der typischen Rehabilitationsprotokollen bei Patienten nach Patellafrakturen intensiver. Ein weiterer Vorteil der vorliegenden Studie ist, dass die Kosten der Studie mit Kunstknochen im Vergleich zu Studien mit humanen Präparaten gering sind. Die Versuche können jederzeit durchgeführt werden und die Vorbereitung der Proben bedarf keiner aufwendigen anatomischen Präparation (123, 124). Die Auswertungen dieser Studie zeigen, dass trotz der oben beschriebenen Verbesserungsmöglichkeiten der Versuchsdurchführung unter schwierigen Laborbedingungen Daten erhoben werden können. Es gibt keine starken Ausreißer oder grobe Unregelmäßigkeiten in den erhobenen Daten. Die Ergebnisse zeigen eine aussagekräftige Tendenz zur Beurteilung der Stabilität der Versorgungsmethoden. Sie dienen der Orientierung für weitere biomechanische und klinische Studien.

5.4 Fazit

Zusammenfassend kann man sagen, dass in diesem Ein-Muskel-Modell die Dislokation an der anterioren Fläche transversaler Patellafrakturen in der Gruppe des intraossären Doppelnagelsystems signifikant geringer ist im Vergleich sowohl mit der Gruppe der klassischen Zuggurtungsosteosynthese als auch mit der Gruppe des Einzelnagelsystems. Aus biomechanischer Sicht ist das Doppelnagelsystem den anderen beiden Methoden überlegen und hat das Potenzial als neue vielversprechende Therapieoption für Patellafrakturen zu dienen. Die intraossären Methoden zeigen bei der Spaltentwicklung ein symmetrisches Verhalten, wohingegen die Zuggurtungsosteosynthese eine deutliche laterale Spaltöffnung aufweist. In der heutigen Zeit ist zu überdenken, ob der aktuelle Goldstandard noch zeitgemäß ist und weiterhin die hohen Ansprüche der postoperativen Mobilisierung und Funktionalität erfüllen kann. Klinische Studien zu den Auswirkungen der asymmetrischen Spaltbildung und dessen Bedeutung für die Patienten fehlen. Außerdem sind weitere Indikationen für den Einsatz des Doppelnagelsystems zu evaluieren.

5.5 Ausblick

Zur Etablierung eines neuartigen Verfahrens zur operativen Versorgung transversaler Patellafrakturen sollte dieses aus biomechanischer Sicht die bereits angewandten Methoden übertreffen. Mit dieser Studie kann gezeigt werden, dass das Doppelnagelsystem der klassischen Zuggurtungsosteosynthese hinsichtlich biomechanischer Aspekte deutlich überlegen ist. Zur Planung und Durchführung weiterführender klinischer Studien sollten die Verbesserungsvorschläge für die Versuchsdurchführung und klinischen Fragestellungen bedacht werden.

Es ist sinnvoll, weitere biomechanische Testungen mit den intraossären Implantatverfahren anzuschließen. Eine Evaluation von Nagelosteosynthesen mit verschiedenen großen Nagelimplantaten hinsichtlich der Stabilität ist denkbar. Zudem kann die Anzahl und Länge der Verriegelungsbolzen variiert werden und ein Einbringen der Madenschraube sollte zur Prüfung der Osteosynthesenstabilität in Betracht gezogen werden. Kniefehlstellungen, verschiedene Knieflexionswinkel und der Einfluss der Krafteinwirkung durch ein veränderbares Prüfgewicht können in den Versuchsaufbau integriert werden. Eine standardisierte Probenvorbereitung und automatische Bildauswertung kann mit einer moderneren elektronischen Ausstattung des Biomechaniklabors realisiert werden. Parameter, wie die Spaltöffnung an der artikulierenden Fläche, interfragmentäre Kompression und Torsionsstabilität, bieten sich für weitere Studien

an. Außerdem fehlen bislang biomechanische Vergleiche des neuen intraossären Systems mit Plattenosteosynthesen. Hier können weitere klinische Parameter, wie die Operationstechnik, Notwendigkeit einer Implantatentfernung und Blutversorgung der Patella betrachtet werden. Eine Operationstechnik zur Realisierung des intraossären Doppelnagelsystems ist bisher nicht entwickelt. Zu diskutieren ist eine patientenorientierte Behandlungsmethode, aber auch wirtschaftliche Aspekte sollten in Betracht gezogen werden. Kosten-Nutzen-Analysen der neuen Behandlungsmethoden, sowohl der Plattenosteosynthese als auch der intraossären Nägel, fehlen. Bei geringen Kosten für die TBW-Methoden sind die hohen Reoperationsraten und Implantatentfernungen der Zuggurtung zu bedenken (206), die im Nachhinein erhöhte Kosten produzieren. Außerdem sind weitere Indikationen für den Einsatz intraossärer Nägel für Patellafrakturen sowie minimalinvasive Implantationsverfahren der Nägel zu prüfen. Die Methode kann nicht nur für Patellaquerfrakturen, sondern auch für Polabrisse und mehrfragmentäre Frakturen eingesetzt werden, gegebenenfalls in Kombination mit Drahtcerclage oder Verplattung, wobei dann die Vorteile eines intraossären Implantats bezüglich Weichteilschonung verloren gehen.

Diesen vielfältigen Ideen kann man entnehmen, dass das Projekt einer intraossären Versorgungsmethode für Patellafrakturen noch am Anfang der Entwicklung steht. Mit weiteren randomisierten multizentrischen Studien wird angestrebt, eine neue vielversprechende Methode zur Versorgung von Patellafrakturen auf den orthopädischen Unfallmarkt einzuführen und die Komplikationsrate deutlich zu verringern.

Es ist vorgesehen, die gewonnenen Ergebnisse dieser Studie auf nationalen Kongressen zu präsentieren (DKOU 2023, DKG 2023). Ebenso wird eine Publikation in einer Peer-Review gelisteten Zeitschrift (JBJS) angestrebt.

6 Zusammenfassung

Fragestellung: Zurzeit stehen verschiedene Therapiemöglichkeiten zur operativen Versorgung von Patellaquerfrakturen zur Auswahl. Die klassische Zuggurtungsosteosynthese als Goldstandardmethode ist mit einer hohen Komplikationsrate verbunden. Intraossäre Versorgungsmethoden haben sich als komplikationsarm herausgestellt. Deshalb wird nun eine biomechanische Testung verschiedener intraossärer Nagelsysteme an Kunstknochen im Vergleich zur klassischen Zuggurtungsosteosynthese durchgeführt, um zu zeigen, dass ein statisch verriegeltes intraossäres System eine größere Stabilität aufweist als die herkömmliche Versorgungsvariante.

Methode: An einer servo-pneumatischen Prüfmaschine wird ein dynamischer Versuchsaufbau mit Sawbones®-Knochen entwickelt, der durch Einleitung von Zugkräften im Ein-Muskel-Modell mit bis zu 300 N das Kniegelenk mit gleitender Patella in einer Range von Extension/Flexion 0°-0°-90° simuliert. Durch Osteotomie wird eine transversale Patellafraktur Typ AO 34 C1.1 an 24 Patellaknochen (Sawbones®) in Patellamitte gesetzt. Aufgeteilt in 3 Testgruppen je 8 Patellaknochen werden die Patellaquerfrakturen versorgt:

- mit Zuggurtungsosteosynthese (2 x parallele 1,8 mm K-Drähte im Abstand von 1,5 cm, 8er-tourige Drahtcerclage, Stärke 1,25 mm mit einem Zwirl)
- mit einem neu entwickelten intraossären Doppelnagelsystem (2x 5 mm Durchmesser, 40 mm Länge, je 4 Verriegelungslöcher), welches mit je 2 Verriegelungsbolzen proximal und distal der Fraktur quer verriegelt wird
- mit einem intraossären Einzelnagelsystem (Durchmesser 6 mm, Länge 45 mm, 4 Verriegelungslöcher), je 2 Bolzen im distalen und proximalen Fragment

Die Aufzeichnung der Bewegungen im Frakturspalt erfolgt über 1000 Bewegungszyklen mit einem videooptischen System (SimiMotion®) in Extensions- und Flexionsstellung des Kniegelenks sowie unter getrennter Beobachtung des medialen und lateralen Frakturspaltes. Das Signifikanzniveau wird für alle Tests auf 0,05 festgelegt. Die statistische Analyse wird mit SPSS nach 100, 500 und 1000 Zyklen durchgeführt. Zur Beurteilung des Auseinanderweichens der Fragmente wird der nach Bonferroni-Holm korrigierte ungepaarte einseitige T-Test verwendet. Das Verhalten des Frakturspaltes in Flexion wird mit einer mixed ANOVA und dem post-hoc Tukey-Test analysiert.

Ergebnisse: Die zyklischen Belastungstests zeigen eine maximale Fragmentverschiebung in Flexionsposition von $M = 2,04$ mm, $SD = 0,67$ mm für die klassische Zugbandosteosynthese, $M = 1,34$ mm, $SD = 0,74$ mm für das intraossäre Einzelnagelsystem und $M = 0,55$ mm, $SD = 0,31$ mm für das intraossäre Doppelnagelsystem der lateralen Frakturseite nach 1000 Bewegungszyklen. Hier kann ein Implantatversagen der Zuggurtungsosteosynthese nach 1000 Zyklen für die laterale Frakturseite gezeigt werden. Bei den intraossären Methoden tritt kein Versagen auf. Es gibt eine statistische Signifikanz für das Ausmaß der Bewegung im Frakturspalt in der Flexionsstellung des Kniegelenks beim Vergleich der Versorgungsmethoden, wobei die klassische Zuggurtungsosteosynthese einen durchschnittlich 1,49 mm größeren Frakturspalt nach 1000 Zyklen aufweist als die Doppelnagelmethode ($t(9,821) = 5,781$, $p = 0,0015$) und das Einzelnagelsystem zeigt einen durchschnittlich 0,79 mm größeren Frakturspalt als die Doppelnagelmethode ($t(9,333) = 2,803$, $p = 0,02$). Außerdem gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied der Symmetrie des Frakturspalt. Die Zuggurtungsosteosynthese unterscheidet sich gemäß dem Tukey-Test statistisch signifikant zu den beiden intraossären Behandlungsmethoden ($p < 0,001$). Die intraossären Systeme zeigen keinen statistisch relevanten Unterschied im Vergleich der Symmetrie des Frakturspalt ($p = 0,897$).

Schlussfolgerung: Das intraossäre Patella-Doppelnagelsystem unter der Verwendung von Kortikalisschrauben zur Verriegelung zeigt eine signifikant höhere Stabilität und signifikant symmetrischere Spaltbildung unter zyklischer Belastung im Vergleich zur klassischen Zuggurtungsosteosynthese. Es bietet sich als vielversprechende Alternative zur Fixierung transversaler Patellafrakturen an.

7 Literaturverzeichnis

1. Bostrom A. Fracture of the patella. A study of 422 patellar fractures. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1972;143:1-80.
2. Berninger MT, Frosch KH. [Change in the treatment of patellar fractures]. *Unfallchirurgie (Heidelb).* 2022;125(7):518-26.
3. Fehske K, Berninger MT, Alm L, Hoffmann R, Zellner J, Kösters C, et al. [Current treatment standard for patella fractures in Germany]. *Unfallchirurg.* 2021;124(10):832-8.
4. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. *Manual of internal fixation. The Rationale of Operative Fracture Care.* Berlin Heidelberg New York: Springer; 1979. p. 42–7.
5. Weber MJ, Janecki CJ, McLeod P, Nelson CL, Thompson JA. Efficacy of various forms of fixation of transverse fractures of the patella. *JBJS.* 1980;62(2):215-20.
6. Blum J, Rommens PM, Janzing H. The unreamed humeral nail--a biological osteosynthesis of the upper arm. *Acta Chir Belg.* 1997;97(4):184-9.
7. Verbruggen JP, Sternstein W, Blum J, Rommens PM, Stapert JW. Compression-locked nailing of the humerus: a mechanical analysis. *Acta Orthop.* 2007;78(1):143-50.
8. Hansen M, Mehler D, Hessmann MH, Blum J, Rommens PM. Intramedullary Stabilization of Extraarticular Proximal Tibial Fractures: A Biomechanical Comparison of Intramedullary and Extramedullary Implants Including a New Proximal Tibia Nail (PTN). *Journal of Orthopaedic Trauma.* 2007;21(10).
9. Hansen M, El Attal R, Blum J, Blauth M, Rommens PM. [Intramedullary nailing of the tibia with the expert tibia nail]. *Oper Orthop Traumatol.* 2009;21(6):620-35.
10. Kuhn S, Appelmann P, Pairen P, Mehler D, Rommens PM. The Retrograde Tibial Nail: presentation and biomechanical evaluation of a new concept in the treatment of distal tibia fractures. *Injury.* 2014;45 Suppl 1:S81-6.
11. Kuhn S, Appelmann P, Mehler D, Pairen P, Rommens PM. Retrograde tibial nailing: a minimally invasive and biomechanically superior alternative to angle-stable plate osteosynthesis in distal tibia fractures. *J Orthop Surg Res.* 2014;9:35.
12. Nienhaus M, Zderic I, Wahl D, Gueorguiev B, Rommens PM. A Locked Intraosseous Nail for Transverse Patellar Fractures: A Biomechanical Comparison with Tension Band Wiring Through Cannulated Screws. *J Bone Joint Surg Am.* 2018;100(12):e83.
13. Gehr J, Neber W, Friedl W, editors. *Der XS-Nagel. Ein neuer Weg zur Vermeidung von Komplikationen bei der Osteosynthese von Patellafrakturen. Digitale Revolution in der Chirurgie; 2002 2002//;* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
14. Fowler GR. I. Wire Suturing of Fracture of the Patella as an Immediate Method of Treatment. *Ann Surg.* 1887;5(6):518-23.
15. Allgöwer M. Osteosynthese und primäre Knochenheilung. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie.* 1964;308(1):423-34.
16. Hung LK, Chan KM, Chow YN, Leung PC. Fractured patella: operative treatment using the tension band principle. *Injury.* 1985;16(5):343-7.
17. Fowler GR. I. A New Operative Method in the Treatment of Fracture of the Patella. *Ann Surg.* 1895;21(6):621-30.
18. Griswold AS. Fractures of the patella. *Clin Orthop.* 1954;4:44-56.
19. Lister J. An Address on the Treatment of Fracture of the Patella. *Br Med J.* 1883;2(1192):855-60.
20. Michele AA, Krueger FJ. Patella fractures; a method of wiring. *Surgery.* 1948;24(1):100-2.

21. Pauwels F. ÜBER DIE BEDEUTUNG DER BAUPRINZIPIEN DES STÜTZ- UND BEWEGUNGSAPPARATES FÜR DIE BEANSPRUCHUNG DER RÖHRENKNOCHEN. *Acta Anat (Basel)*. 1951;12(1-2):207-27.
22. Böhler L. *Technik der Knochenbruchbehandlung*. Mit 234 Abbildungen. 1 ed. Wien: Verlag von Wilhelm Maudrich 1929.
23. Krackhardt T, Eingartner C, Weise K. Grundlagen und Methoden der konservativen Frakturbehandlung. *Der Unfallchirurg*. 2001;104(10):998-1009.
24. Müller ME, Allgöwer M, Willenegger H. The Internal Fixation — Method of the AO. In: Müller ME, Allgöwer M, Willenegger H, editors. *Manual of Internal Fixation: Technique Recommended by the AO-Group Swiss Association for the Study of Internal Fixation: ASIF*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1970. p. 32.
25. Heim UFA. Geschichte der Entstehung und erste Jahre der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen 1952–1963 (1). *OP-Journal*. 2012;28(01):98-106.
26. Henrichsen JL, Wilhem SK, Siljander MP, Kalma JJ, Karadsheh MS. Treatment of Patella Fractures. *Orthopedics*. 2018;41(6):e747-e55.
27. Tian Y, Zhou F, Ji H, Zhang Z, Guo Y. Cannulated screw and cable are superior to modified tension band in the treatment of transverse patella fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(12):3429-35.
28. Lin T, Liu J, Xiao B, Fu D, Yang S. Comparison of the outcomes of cannulated screws vs. modified tension band wiring fixation techniques in the management of mildly displaced patellar fractures. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015;16:282.
29. Khan I, Dar MY, Rashid S, Butt MF. Internal Fixation of Transverse Patella Fractures Using Cannulated Cancellous Screws with Anterior Tension Band Wiring. *Malays Orthop J*. 2016;10(2):21-6.
30. Carpenter JE, Kasman R, Matthews LS. Fractures of the patella. *Instr Course Lect*. 1994;43:97-108.
31. Catalano JB, Iannaccone WM, Marczyk S, Dalsey RM, Deutsch LS, Born CT, et al. Open fractures of the patella: long-term functional outcome. *J Trauma*. 1995;39(3):439-44.
32. Miller MA, Liu W, Zurakowski D, Smith RM, Harris MB, Vrahas MS. Factors predicting failure of patella fixation. *J Trauma Acute Care Surg*. 2012;72(4):1051-5.
33. Smith ST, Cramer KE, Karges DE, Watson JT, Moed BR. Early complications in the operative treatment of patella fractures. *J Orthop Trauma*. 1997;11(3):183-7.
34. Kumar G, Mereddy PK, Hakkalamani S, Donnachie NJ. Implant removal following surgical stabilization of patella fracture. *Orthopedics*. 2010;33(5).
35. LeBrun CT, Langford JR, Sagi HC. Functional Outcomes After Operatively Treated Patella Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2012;26(7):422-6.
36. Hoshino CM, Tran W, Tiberi JV, Black MH, Li BH, Gold SM, et al. Complications following tension-band fixation of patellar fractures with cannulated screws compared with Kirschner wires. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(7):653-9.
37. Posner AD, Zimmerman JP. Surgical Management of Patella Fractures: A Review. *Archives of Orthopaedics*. 2022;3(1):17-21.
38. Taylor BC, Mehta S, Castaneda J, French BG, Blanchard C. Plating of patella fractures: techniques and outcomes. *J Orthop Trauma*. 2014;28(9):e231-5.
39. Lorich DG, Warner SJ, Garner MR. Plating of Patella Fractures: A Novel Technique Using Multiplanar Fixation. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2015;25(4):230-4.
40. Wild M, Fischer K, Hilsenbeck F, Hakimi M, Betsch M. Treating patella fractures with a fixed-angle patella plate-A prospective observational study. *Injury*. 2016;47(8):1737-43.
41. Moore TB, Sampathi BR, Zamorano DP, Tynan MC, Scolaro JA. Fixed angle plate fixation of comminuted patellar fractures. *Injury*. 2018;49(6):1203-7.

42. Raja BS, Jain A, Paul S, Choudhury AK, Kalia RB. Plate osteosynthesis in patellar fractures: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2022;32(8):1627-40.
43. Eichler C. Winkelstabile Platte Patella - Eine biomechanische Studie dreier Osteosynthesemethoden [Dissertation]. Köln: Universität zu Köln; 2011.
44. Gehr J, Friedl W. [Problems in osteosynthesis of patella fractures with the AO tension belt and consequences for new implants. The XS nail]. *Chirurg.* 2001;72(11):1309-17; discussion 17-8.
45. www.intercus.de. Frakturversorgung mit dem XS/XXS Nagel Bad Blankenburg: INTERCUS GmbH; 2023 [13.02.2023]. Available from: https://www.intercus.de/fileadmin//user_upload/OP-Techniken/INTERCUS_de_OPT_Frakturversorgung_mit_dem_XS-XXS-Nagel_ICPOP06_03.pdf (zitiert am 13.02.2023).
46. Friedl W. Zuggurtungsnagel. *Trauma und Berufskrankheit.* 2004;6(2):S225-S34.
47. Argintar E, Martin BD, Singer A, Hsieh AH, Edwards S. A biomechanical comparison of multidirectional nail and locking plate fixation in unstable olecranon fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(10):1398-405.
48. Nowak TE, Burkhart KJ, Andres T, Dietz SO, Klitscher D, Mueller LP, et al. Locking-plate osteosynthesis versus intramedullary nailing for fixation of olecranon fractures: a biomechanical study. *Int Orthop.* 2013;37(5):899-903.
49. Benjamin J, Bried J, Dohm M, McMurtry M. Biomechanical Evaluation of Various Forms of Fixation of Transverse Patellar Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma.* 1987;1(3):219-22.
50. Thelen S, Schneppendahl J, Baumgartner R, Eichler C, Koebke J, Betsch M, et al. Cyclic long-term loading of a bilateral fixed-angle plate in comparison with tension band wiring with K-wires or cannulated screws in transverse patella fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(2):311-7.
51. Rüedi TP, Arraf J, Babst R, Balogh ZJ, Barbosa P, Barla JD, et al. *AO Principles of Fracture Management.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2018. Available from: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-006-149767> (zitiert am 12.01.2023).
52. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. xvii, 467 p.
53. Shier D, Butler J, Lewis R. *Hole's human anatomy & physiology.* 10th ed. Boston, Mass.: McGraw-Hill Higher Education; 2004. xxx, 1042 p.
54. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 4.1 Knöchernes Skelett und Bau eines Röhrenknochens. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem.* 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
55. Streicher J, Pretterklieber ML. 4 Bewegungsapparat. 4.1 Allgemeine Knochen-, Gelenk- und Muskellehre 4.3 Membrum superius, obere Extremität. In: Anton W, Friedrich A, Franz P, Johannes S, editors. *Waldeyer - Anatomie des Menschen.* Berlin, Boston: De Gruyter; 2012. p. 95-295.
56. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *Instr Course Lect.* 1996;45:371-86.
57. Mörike KD, Betz E, Mergenthaler W. *Biologie des Menschen Lehrbuch der Anatomie, Physiologie und Entwicklungsgeschichte.* 14. überarbeitete und aktualisierte Auflage ed. Heidelberg: Quelle und Meyer; 1997.

58. Wurzinger LJ. Kniegelenk (*Articulatio genus*). In: Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J, Maio G, et al., editors. *Duale Reihe Anatomie*. 5., korrigierte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2020.
59. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.17 Kniegelenk: artikulierende Knochen. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
60. Prescher A, Duda GN, Heller MO, Pfitzner T, Taylor WR, König C, et al. 1 Anatomie des Kniegelenks, 2 Biomechanik des Kniegelenks. In: Wirtz DC, editor. *AE-Manual der Endoprothetik, Knie*. 1 ed. Heidelberg Dordrecht London New York: Springer; 2010. p. 1-50.
61. Wurzinger LJ. Kniegelenk (*Articulatio genus*). In: Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J, Maio G, et al., editors. *Duale Reihe Anatomie*. 4., aktualisierte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2017.
62. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.6 Kniescheibe (*Patella*). In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
63. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.21 Kniegelenk: Gelenkkapsel und -höhle. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
64. Richard HA, Kullmer G. *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2014.
65. Jerosch J. Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes. In: Jerosch J, Heisel J, Tibesku CO, editors. *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2015. p. 5-29.
66. Linke R. Goniometrie nach der Neutral-Null-Methode. In: Imhoff A, Linke R, Baumgartner R, editors. *Checkliste Orthopädie*. 4., unveränderte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2021.
67. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 2.13 Muskelfunktionen im Überblick: Kniegelenk. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
68. Streicher J, Pretterklieber ML. 4 Bewegungsapparat. 4.4 Untere Extremität, *Membrum inferius*. In: Anton W, Friedrich A, Franz P, Johannes S, editors. *Waldeyer - Anatomie des Menschen*. Berlin, Boston: De Gruyter; 2012. p. 295-426.
69. Walker PS, Rovick JS, Robertson DD. The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *Journal of Biomechanics*. 1988;21(11):965-74.
70. Pinskerova V, Iwaki H, Freeman M. The shapes and relative motions of the femur in the unloaded cadaver knee. In: Insall JN, Scott WN, editors. *Insall and Scott Surgery of the knee*. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 2001. p. 255–83.
71. Weber W, Weber E. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch-physiologische Untersuchung*: Dieterich; 1836.
72. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 2. Systematik der Muskulatur. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
73. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 4. Systematik der Leitungsbahnen. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH,

- editors. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
74. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 2.3 Hüft- und Gesäßmuskulatur: äußere Hüftmuskeln. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
75. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.18 Kniegelenk: Übersicht über den Bandapparat. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
76. Galla M, Lobenhoffer P. [Patella fractures]. *Chirurg*. 2005;76(10):987-97; quiz 98-9.
77. Kühne C, Ziring E. Bandverletzungen und Luxationen am Kniegelenk. In: Ruchholtz S, Wirtz DC, editors. *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials*. 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2012.
78. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.20 Kniegelenk: Menisken. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
79. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.19 Kniegelenk: Kreuz- und Kollateralbänder. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
80. Hirt B. Kreuzbänder. In: Kohn D, editor. *Expertise Knie*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2015.
81. Beyer L. Der Hoffa-Fettkörper – Corpus adiposum infrapatellare. *Manuelle Medizin*. 2007;45(6):427-36.
82. Hoffa A. The influence of the adipose tissue with regard to the pathology of the knee joint. *Journal of the American medical Association*. 1904;43(12):795-6.
83. Hirt B. Chirurgische Anatomie. In: Kohn D, editor. *Expertise Knie*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2015.
84. Kirschner MH, Menck J, Nerlich A, Walser R, Bühren V, Hofmann GO. The arterial blood supply of the human patella. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 1997;19(6):345-51.
85. Müller EC, Frosch KH. [Plate osteosynthesis of patellar fractures]. *Oper Orthop Traumatol*. 2017;29(6):509-19.
86. Scapinelli R. Blood supply of the human patella. Its relation to ischaemic necrosis after fracture. *J Bone Joint Surg Br*. 1967;49(3):563-70.
87. Mehta S, Wagner C. Verletzungen des Kniegelenkstreckapparats. In: Stannard JP, Schmidt AH, Wentzensen A, Gebhard F, Grützner P, Ruchholtz S, et al., editors. *Spezielle Unfallchirurgie*. 2., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2020.
88. Berliner A. Allgemeine Lehre von der Bewegung und der Kraft (Mechanik). In: Berliner A, editor. *Lehrbuch der Physik: In Elementarer Darstellung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1934. p. 3-161.
89. Jakob RP, Stäubli H-U. Kniegelenk und Kreuzbänder. *Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation*. 1 ed. Berlin/Heidelberg/New York/London/Paris/Tokyo/Hong Kong/Barcelona: Springer Verlag; 1990.
90. Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B. *Orthopädische Biomechanik*. Münster: Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster; 2012 20120111.

91. Weber W, Weber E. Mechanics of the human walking apparatus (translated by Maquet P and Furlong R). Section 4: On the knee. (First published as: Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Göttingen, 1836). 1 ed. Berlin und New York: Springer Verlag; 1992.
92. Masouros SD, Halewood C, Bull AMJ, Amis A. Biomechanik des Kniegelenks. In: Kohn D, editor. Expertise Knie. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2015.
93. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105(2):136-44.
94. Meyer H. Die Mechanik des Kniegelenks. (Dritter Beitrag zur Mechanik des menschlichen Knochengerüsts). In: Müller J, editor. *Archiv für Anatomie, Physiologie und wissenschaftliche Medizin: G. Eichler (Berlin), Veit & Comp (Leipzig) 1853.* p. 497–547.
95. Diemer F, Sutor V. Kniegelenk. *Praxis der medizinischen Trainingstherapie.* 1. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2007.
96. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1979(144):9-15.
97. Koval KJ, Kim YH. Patella fractures. Evaluation and treatment. *Am J Knee Surg.* 1997;10(2):101-8.
98. Bostrom MP, Asnis SE, Ernberg JJ, Wright TM, Giddings VL, Berberian WS, et al. Fatigue testing of cerclage stainless steel wire fixation. *J Orthop Trauma.* 1994;8(5):422-8.
99. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 4.7 Grundzüge der Gelenkmechanik: Stabilität und Kraftübertragung. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem.* 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
100. Reilly DT, Martens M. Experimental Analysis of the Quadriceps Muscle Force and Patello-Femoral Joint Reaction Force for Various Activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1972;43(2):126-37.
101. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(5):715-24.
102. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics.* 1973;6(1):79-92.
103. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53(8):1551-60.
104. Masouros SD, Halewood C, Bull AMJ, Amis A. Patellofemoralgelenk. In: Kohn D, editor. *Expertise Knie.* 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2015.
105. Amis AA, Farahmand F. Extensor mechanism of the knee. *Current Orthopaedics.* 1996;10(2):102-9.
106. Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force analysis of the patellar mechanism. *J Orthop Res.* 1987;5(1):69-85.
107. Dahlkvist N, Mayo P, Seedhom B. Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engineering in medicine.* 1982;11(2):69-76.
108. Ellis MI, Seedhom BB, Wright V. Forces in the knee joint whilst rising from a seated position. *J Biomed Eng.* 1984;6(2):113-20.
109. Mason JJ, Leszko F, Johnson T, Komistek RD. Patellofemoral joint forces. *Journal of Biomechanics.* 2008;41(11):2337-48.
110. D'Lima DD, Fregly BJ, Patil S, Steklov N, Colwell CW, Jr. Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proc Inst Mech Eng H.* 2012;226(2):95-102.
111. Kaufer H. Patellar biomechanics. *Clin Orthop Relat Res.* 1979(144):51-4.

112. Morrison J. Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Bio-Med.* 1968;3:164-70.
113. Morrison J. Function of the knee joint in various activities. *Biomedical engineering.* 1969;4(12):573-80.
114. Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy.* 2007;23(5):542-53.
115. Weber BG. [FUNDAMENTALS AND POSSIBILITIES OF TRACTION OSTEOSYNTHESIS]. *Chirurg.* 1964;35:81-6.
116. Noyes FR, Grood ES, Torzilli PA. Current concepts review. The definitions of terms for motion and position of the knee and injuries of the ligaments. *J Bone Joint Surg Am.* 1989;71(3):465-72.
117. Imhoff A, Linke R, Baumgartner R. ROM (Range of Motion) nach der Neutral-Null-Methode. In: Imhoff A, Linke R, Baumgartner R, editors. *Checkliste Orthopädie.* 4., unveränderte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2021.
118. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.22 Kniegelenk: Messung des Bewegungsumfangs und Funktionsuntersuchung des Kapsel-Band-Apparates. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, editors. *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem.* 4., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
119. Carpenter JE, Kasman RA, Patel N, Lee ML, Goldstein SA. Biomechanical evaluation of current patella fracture fixation techniques. *J Orthop Trauma.* 1997;11(5):351-6.
120. Zderic I, Stoffel K, Sommer C, Hontzsch D, Gueorguiev B. Biomechanical evaluation of the tension band wiring principle. A comparison between two different techniques for transverse patella fracture fixation. *Injury.* 2017;48(8):1749-57.
121. Kagan BD, Sundet AD, Gardner-Morse M, Chaidarun PL, Beynon BD, Schottel PC. Biomechanical comparison of a novel tensioned cable construct versus tension band wiring for transverse patella fracture fixation. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2022.
122. Elfar J, Menorca RM, Reed JD, Stanbury S. Composite bone models in orthopaedic surgery research and education. *J Am Acad Orthop Surg.* 2014;22(2):111-20.
123. Sawbones. Product catalogue Malmö, Sweden: Sawbones Europe AB; 2012 [24.01.2022]. Available from: <https://www.sawbones.com/catalog/biomechanical/composite-bones.html> (zitiert am 24.01.2022).
124. Holland JP, Waugh L, Horgan A, Paleri V, Deehan DJ. Cadaveric Hands-on Training for Surgical Specialties: Is This Back to the Future for Surgical Skills Development? *Journal of Surgical Education.* 2011;68(2):110-6.
125. Notzer N, Zisenwine D, Oz L, Rak Y. Overcoming the tension between scientific and religious views in teaching anatomical dissection: the Israeli experience. *Clin Anat.* 2006;19(5):442-7.
126. Singh A, Sharma R, Sharma R, Musmade D. Challenges in cadaver availability for learning and research in medical sciences. *International Journal of Medical and Clinical Research.* 2011;2(2):67-71.
127. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of Biomechanics.* 2000;33(3):279-88.
128. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *Journal of Biomechanics.* 2001;34(6):773-81.
129. Gardner MP, Chong AC, Pollock AG, Wooley PH. Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(3):613-20.
130. Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *Journal of Biomechanics.* 2008;41(15):3282-4.

131. Grover P, Albert C, Wang M, Harris GF. Mechanical characterization of fourth generation composite humerus. *Proc Inst Mech Eng H*. 2011;225(12):1169-76.
132. Hetaimish BM. Sawbones laboratory in orthopedic surgical training. *Saudi Med J*. 2016;37(4):348-53.
133. Larsen P, Court-Brown CM, Vedel JO, Vistrup S, Elsoe R. Incidence and Epidemiology of Patellar Fractures. *Orthopedics*. 2016;39(6):e1154-e8.
134. Rau Y, Huynh T, Frosch K-H, Schultz C, Schulz A-P. Developments in the epidemiology and surgical management of patella fractures in Germany. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2023;24(1):83.
135. Kruse M, Wolf O, Mukka S, Brüggemann A. Epidemiology, classification and treatment of patella fractures: an observational study of 3194 fractures from the Swedish Fracture Register. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*. 2022;48(6):4727-34.
136. Lotke PA, Ecker ML. Transverse fractures of the patella. *Clin Orthop Relat Res*. 1981(158):180-4.
137. Speck M, Regazzoni P. [Classification of patellar fractures]. *Z Unfallchir Versicherungsmed*. 1994;87(1):27-30.
138. Melvin SJ, Mehta S. Patellar Fractures in Adults. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2011;19(4):198-207.
139. Schüttrumpf JP, Stürmer KM, Piatek S. S2e-Leitlinie „Patellafraktur“; AWMF-Nr.012-017. *Die Chirurgie*. 2022;93(11):1106-.
140. Smillie IS. Dashboard Fracture of Patella. *British Medical Journal*. 1954;2(4881):203-5.
141. Ortiguera CJ, Berry DJ. Patellar fracture after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84(4):532-40.
142. Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. *The comprehensive classification of fractures of long bones*: Springer Science & Business Media; 2012.
143. Müller ME, Nazarian S, Koch P. *Classification AO des fractures: les os longs*: Springer-Verlag; 1987.
144. Müller ME, Koch P, Nazarian S, Schatzker J. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1990.
145. Breusch S, Mau H. 25 - AO-Klassifikation der Frakturen langer Röhrenknochen. In: Breusch S, Clarius M, Mau H, Sabo D, Abel R, Ackermann O, et al., editors. *Klinikleitfaden Orthopädie Unfallchirurgie (Neunte Ausgabe)*. Munich: Urban & Fischer; 2019. p. 829-46.
146. *Classification ACfCa. Fracture and dislocation compendium*. *J Orthop Trauma*. 1996;10 Suppl 1:v-ix, 1-154.
147. Marsh JL, Slongo TF, Agel J, Broderick JS, Creevey W, DeCoster TA, et al. *Fracture and dislocation classification compendium - 2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee*. *J Orthop Trauma*. 2007;21(10 Suppl):S1-133.
148. Meinberg E, Agel J, Roberts C, Karam M, Kellam J. *Fracture and Dislocation Classification Compendium—2018*. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2018;32:S1-S10.
149. Finkenzeller G, Baierlein SA. *Klassifikation nach Speck und Regazzoni*. In: Baierlein SA, editor. *Frakturklassifikationen*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2011.
150. Fehske K. *Operative Therapie von Patella-Frakturen*. *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis*. 2020;9:172–7.
151. Breusch S, Mau H, Sabo D, Schneidmüller D, Clarius M. 13 - Untere Extremität; 13.2.19 Patellafraktur. In: Breusch S, Clarius M, Mau H, Sabo D, Abel R, Ackermann O, et al., editors. *Klinikleitfaden Orthopädie Unfallchirurgie (Neunte Ausgabe)*. Munich: Urban & Fischer; 2019. p. 469-70.

152. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. Patellafraktur. In: Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P, editors. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. 9., überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2022.
153. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. Klinische Symptome der Fraktur. In: Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P, editors. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. 9., überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2022.
154. Häring R. 1. Spezielle chirurgische Krankenuntersuchung. Chirurgie. Berlin, Boston: De Gruyter; 1997. p. 1-5.
155. Linke R. Körperliche Untersuchung. In: Imhoff A, Linke R, Baumgartner R, editors. Checkliste Orthopädie. 4., unveränderte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2021.
156. Tamimi N, Hoffmann R. Patellafrakturen. In: Kohn D, editor. Expertise Knie. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2015.
157. Michelmann P, Schweiker S. Schritt für Schritt: Orientierende Ganzkörperinspektion beim Traumatpatienten. retten! 2016;5(05):374-7.
158. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. Patella partita. In: Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P, editors. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. 9., überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2022.
159. Pempe C, Schumann E, von Roth P. Morbus Sinding-Larsen-Johansson. In: Roth A, Fürmetz J, Böcker W, editors. Referenz Orthopädie und Unfallchirurgie – Knie. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2022.
160. Yilmaz T, Izadpanah K, Maletzke S, Fuchs A, Becher C. Patellofemorale Pathologien. In: Roth A, Fürmetz J, Böcker W, editors. Referenz Orthopädie und Unfallchirurgie – Knie. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2022.
161. Iossifidis A, Brueton RN. Painful bipartite patella following injury. Injury. 1995;26(3):175-6.
162. Jarraya M, Diaz LE, Arndt WF, Roemer FW, Guermazi A. Imaging of patellar fractures. Insights Imaging. 2017;8(1):49-57.
163. Kappel P, Liebensteiner M, Knie-Patellofemoral AGAK. Bildgebende Diagnostik patellofemoraler Störungen. Arthroskopie. 2020;33(6):412-9.
164. Becker C. Konventionelle Röntgendiagnostik der Patella: Einstelltechnik, Tipps und Tricks. Radiopraxis. 2016;9(02):91-104.
165. Wild M, Windolf J, Flohé S. [Fractures of the patella]. Unfallchirurg. 2010;113(5):401-11; quiz 12.
166. Lazaro LE, Wellman DS, Pardee NC, Gardner MJ, Toro JB, MacIntyre NR, III, et al. Effect of Computerized Tomography on Classification and Treatment Plan for Patellar Fractures. Journal of Orthopaedic Trauma. 2013;27(6).
167. Müller ME, Allgöwer M, Willenegger H. Technik der operativen Frakturenbehandlung: Springer-Verlag; 2013.
168. Weise K. Konservative Frakturbehandlung. In: Hirner A, Weise K, editors. Chirurgie. 2., überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2008.
169. Sorensen KH. THE LATE PROGNOSIS AFTER FRACTURE OF THE PATELLA. Acta Orthop Scand. 1964;34:198-212.
170. Belzl H, Ernst U, Heining S, Hirsch U, ALKOU) TRKA, Autor) JrSFh, et al. Nachbehandlungsempfehlungen - Arbeitskreis Traumarehabilitation | Sektion Physikalische Therapie und Rehabilitation der DGOU. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie e.V.; 2020.
171. Pritchett JW. Nonoperative treatment of widely displaced patella fractures. Am J Knee Surg. 1997;10(3):145-7; discussion 7-8.
172. Springorum HP, Siewe J, Dargel J, Schiffer G, Michael JWP, Eysel P. Einteilung und Therapie der Patellafraktur. Der Orthopäde. 2011;40(10):877.

173. Wurm S, Bühren V, Augat P. Treating patella fractures with a locking patella plate - first clinical results. *Injury*. 2018;49 Suppl 1:S51-s5.
174. Sayum Filho J, Lenza M, Tamaoki MJ, Matsunaga FT, Belloti JC. Interventions for treating fractures of the patella in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2021;2:CD009651.
175. Szyszkowitz R. Patella and Tibia. In: Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H, Allgöwer M, editors. *Manual of INTERNAL FIXATION: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1992. p. 553-94.
176. Böstman O, Kiviluoto O, Nirhamo J. Comminuted displaced fractures of the patella. *Injury*. 1981;13(3):196-202.
177. Braun W, Wiedemann M, Rüter A, Kundel K, Kolbinger S. Indications and results of nonoperative treatment of patellar fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1993(289):197-201.
178. Mittlmeier T, Ewert A. [Injuries of the knee joint extensor system]. *Unfallchirurg*. 2001;104(4):344-56; quiz 56.
179. Wentzensen A. Frakturen des distalen Femurs und der Patella. In: Hirner A, Weise K, editors. *Chirurgie*. 2., überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2008.
180. Südkamp NP, Jaeger M. 35 Kniegelenk: Verletzungen des Kniegelenks. 2007 2014/04/01. In: *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie [Internet]*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG. Available from: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/lookinside/10.1055/b-0034-67976> (zitiert am 13.01.2023).
181. Wurm S, Augat P, Bühren V. Winkelstabile Plattenosteosynthese der Patella. *Trauma und Berufskrankheit*. 2012;14(2):147-51.
182. Rüter A, Trentz O, Wagner M. Patella. In: Rüter A, Trentz O, Wagner M, editors. *Unfallchirurgie*. München: Urban & Fischer; 2004. p. 1029-40.
183. Levack B, Flannagan J, Hobbs S. Results of surgical treatment of patellar fractures. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 1985;67-B(3):416-9.
184. Scilaris TA, Grantham JL, Prayson MJ, Marshall MP, Hamilton JJ, Williams JL. Biomechanical comparison of fixation methods in transverse patella fractures. *J Orthop Trauma*. 1998;12(5):356-9.
185. Berg EE. Open reduction internal fixation of displaced transverse patella fractures with figure-eight wiring through parallel cannulated compression screws. *J Orthop Trauma*. 1997;11(8):573-6.
186. Edwards B, Johnell O, Redlund-Johnell I. Patellar fractures. A 30-year follow-up. *Acta Orthop Scand*. 1989;60(6):712-4.
187. Burvant JG, Thomas KA, Alexander R, Harris MB. Evaluation of methods of internal fixation of transverse patella fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 1994;8(2):147-53.
188. Heinrichs G, Kiene J, Hillbricht S, Jürgens C, Paech A. Patellarsehnenruptur. *Trauma und Berufskrankheit*. 2010;12(4):453-6.
189. Müller-Mai CM, Mielke E. Patella. In: Müller-Mai C, Ekkernkamp A, editors. *Frakturen auf einen Blick*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2015. p. 417-33.
190. Soffin EM, YaDeau JT. Unfallchirurgie/Orthopädie: Enhanced recovery after surgery (ERAS). *Journal Club AINS*. 2019;08(02):93-4.
191. Jones EL, Wainwright TW, Foster JD, Smith JR, Middleton RG, Francis NK. A systematic review of patient reported outcomes and patient experience in enhanced recovery after orthopaedic surgery. *Ann R Coll Surg Engl*. 2014;96(2):89-94.

192. Senturk JC, Kristo G, Gold J, Bleday R, Whang E. The Development of Enhanced Recovery After Surgery Across Surgical Specialties. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A*. 2017;27(9):863-70.
193. Turchini M, Del Naja C, Tancredi A. Enhanced Recovery After Surgery: a patient centered process. *J Vis Surg*. 2018;4:40.
194. Ljungqvist O, Young-Fadok T, Demartines N. The History of Enhanced Recovery After Surgery and the ERAS Society. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*. 2017;27(9):860-2.
195. Frassanito L, Vergari A, Nestorini R, Cerulli G, Placella G, Pace V, et al. Enhanced recovery after surgery (ERAS) in hip and knee replacement surgery: description of a multidisciplinary program to improve management of the patients undergoing major orthopedic surgery. *MUSCULOSKELETAL SURGERY*. 2020;104(1):87-92.
196. Soffin EM, YaDeau JT. Enhanced recovery after surgery for primary hip and knee arthroplasty: a review of the evidence. *Br J Anaesth*. 2016;117(suppl 3):iii62-iii72.
197. Bäuerle S, Hillebrecht S. Absolute Stabilität: Das Prinzip der Zuggurtung. *OP-Journal*. 2005;21(02):194-5.
198. John J, Wagner WW, Kuiper JH. Tension-band wiring of transverse fractures of patella. The effect of site of wire twists and orientation of stainless steel wire loop: a biomechanical investigation. *International Orthopaedics*. 2007;31(5):703-7.
199. Labitzke R. [The lateral tension band--a method of osteosynthesis of patella fractures for immediate carrying capacity (author's transl)]. *Arch Orthop Unfallchir*. 1977;90(1):77-87.
200. Gebhard F, Kregor P, Oliver C. Tension band wiring. In: Buckley R, Colton C, editors. *AO Surgery Reference*. <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/patella/complete-articular-frontal-coronal-simple-fracture-of-the-middle-and-proximal-third/tension-band-wiring> (abgerufen am 15.02.2023). Davos, Switzerland: AO Foundation; 2019.
201. Pesch S, Kirchoff K, Biberthaler P, Kirchoff C. Patellafrakturen. *Der Unfallchirurg*. 2019;122(3):225-37.
202. Schumpelick V, Kasperk R, Stumpf M. 145. Patellafraktur-Zuggurtung. In: Schumpelick V, Kasperk R, Stumpf M, editors. *Operationsatlas Chirurgie*. 5., unveränderte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2020. p. 595-8.
203. Kühne C, Ruchholtz S. Frakturen am Kniegelenk. In: Ruchholtz S, Wirtz DC, editors. *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials*. 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2012.
204. Jim G Blount M, CAQSM, Patrice Eiff M, Chad A Asplund M, MPH, FAMSSM. Patella fractures. In: Post TW, editor. *UpToDate*. Waltham, MA: UpToDate; 2023.
205. von Recum J, Streich NA, Studier-Fischer S, Hochstein P. Patellafrakturen – Schritt für Schritt. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2019;14(06):563-5.
206. Dy CJ, Little MT, Berkes MB, Ma Y, Roberts TR, Helfet DL, et al. Meta-analysis of re-operation, nonunion, and infection after open reduction and internal fixation of patella fractures. *J Trauma Acute Care Surg*. 2012;73(4):928-32.
207. Ali M, Kuiper J, John J. Biomechanical analysis of tension band wiring (TBW) of transverse fractures of patella. *Chin J Traumatol*. 2016;19(5):255-8.
208. Ling M, Zhan S, Jiang D, Hu H, Zhang C. Where should Kirschner wires be placed when fixing patella fracture with modified tension-band wiring? A finite element analysis. *J Orthop Surg Res*. 2019;14(1):14.
209. Hughes SC, Stott PM, Hearnden AJ, Ripley LG. A new and effective tension-band braided polyester suture technique for transverse patellar fracture fixation. *Injury*. 2007;38(2):212-22.

210. Wright PB, Kosmopoulos V, Coté RE, Tayag TJ, Nana AD. FiberWire is superior in strength to stainless steel wire for tension band fixation of transverse patellar fractures. *Injury*. 2009;40(11):1200-3.
211. Shea GK-H, Hoi-Ting So K, Tam K-W, Yee DK-H, Fang C, Leung F. Comparing 3 Different Techniques of Patella Fracture Fixation and Their Complications. *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation*. 2019;10:2151459319827143.
212. Dargel J, Gick S, Mader K, Koebke J, Pennig D. Biomechanical comparison of tension band- and interfragmentary screw fixation with a new implant in transverse patella fractures. *Injury*. 2010;41(2):156-60.
213. Zhang Y, Xu Z, Zhong W, Liu F, Tang J. Efficacy of K-wire tension band fixation compared with other alternatives for patella fractures: a meta-analysis. *J Orthop Surg Res*. 2018;13(1):226.
214. Wild M, Khayal T, Miersch D, Windolf J, Hakimi M. Die Zuggurtungsosteosynthese nach Patellafraktur. *Der Unfallchirurg*. 2008;111(11):892-7.
215. Busel G, Barrick B, Auston D, Achor K, Watson D, Maxson B, et al. Patella fractures treated with cannulated lag screws and fiberwire® have a high union rate and low rate of implant removal. *Injury*. 2020;51(2):473-7.
216. Lee BJ, Chon J, Yoon JY, Jung D. Modified Tension Band Wiring Using FiberWire for Patellar Fractures. *Clin Orthop Surg*. 2019;11(2):244-8.
217. Ellwein A, Lill H, Jensen G, Gruner A, Katthagen JC. Die Plattenosteosynthese der Patellafraktur – Technik und erste Ergebnisse einer prospektiven Studie. *Der Unfallchirurg*. 2017;120(9):753-60.
218. Ellwein A, Lill H. Frakturversorgung der Patella. *OP-Journal*. 2019;34(02):156-61.
219. Thelen S, Betsch M, Schneppendahl J, Grassmann J, Hakimi M, Eichler C, et al. Fixation of multifragmentary patella fractures using a bilateral fixed-angle plate. *Orthopedics*. 2013;36(11):e1437-43.
220. Wild M, Eichler C, Thelen S, Jungbluth P, Windolf J, Hakimi M. Fixed-angle plate osteosynthesis of the patella - an alternative to tension wiring? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(4):341-7.
221. Thelen S, Schneppendahl J, Jopen E, Eichler C, Koebke J, Schönau E, et al. Biomechanical cadaver testing of a fixed-angle plate in comparison to tension wiring and screw fixation in transverse patella fractures. *Injury*. 2012;43(8):1290-5.
222. Wurm S, Augat P, Bühren V. Die Plattenosteosynthese als neue Alternative zur Behandlung von Patellafrakturen. *OUP*. 2014;11:530-4.
223. Ellwein A, Lill H, DeyHazra RO, Smith T, Katthagen JC. Outcomes after locked plating of displaced patella fractures: a prospective case series. *Int Orthop*. 2019;43(12):2807-15.
224. Gwinner C, Märdian S, Schwabe P, Schaser KD, Krapohl BD, Jung TM. Current concepts review: Fractures of the patella. *GMS Interdiscip Plast Reconstr Surg DGPW*. 2016;5:Doc01.
225. Böstman O, Kiviluoto O, Santavirta S, Nirhamo J, Wilppula E. Fractures of the patella treated by operation. *Arch Orthop Trauma Surg (1978)*. 1983;102(2):78-81.
226. Müller EC, Frosch KH. Patellafrakturen. *Der Chirurg*. 2019;90(3):243-54.
227. Mehdi M, Husson JL, Polard JL, Ouahmed A, Poncer R, Lombard J. [Treatment results of fractures of the patella using pre-patellar tension wiring. Analysis of a series of 203 cases]. *Acta Orthop Belg*. 1999;65(2):188-96.
228. Mao N, Liu D, Ni H, Tang H, Zhang Q. Comparison of the cable pin system with conventional open surgery for transverse patella fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(7):2361-6.

229. Lazaro LE, Wellman DS, Sauro G, Pardee NC, Berkes MB, Little MT, et al. Outcomes after operative fixation of complete articular patellar fractures: assessment of functional impairment. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(14):e96 1-8.
230. Boeckxstaens A, Hoekstra H, Depypere M, Nevens T, Nijs S, Vranckx JJ, et al. Fracture-related infection of the patella: Treatment options and outcome. *Injury.* 2022;53(6):1880-6.
231. Byun SE, Sim JA, Joo YB, Kim JW, Choi W, Na YG, et al. Changes in patellar fracture characteristics: A multicenter retrospective analysis of 1596 patellar fracture cases between 2003 and 2017. *Injury.* 2019;50(12):2287-91.
232. Lorich DG, Fabricant PD, Sauro G, Lazaro LE, Thacher RR, Garner MR, et al. Superior Outcomes After Operative Fixation of Patella Fractures Using a Novel Plating Technique: A Prospective Cohort Study. *J Orthop Trauma.* 2017;31(5):241-7.
233. Larsen P, Elsoe R. Patella fractures are not associated with an increased risk of mortality in elderly patients. *Injury.* 2018;49(10):1901-4.
234. Vedel JO, Vistrup S, Larsen P, Elsoe R. Altered long-term health-related quality of life in patients following patella fractures: a long-term follow-up study of 49 patients. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2018;44(5):707-16.
235. Larsen P, Rathleff MS, Østgaard SE, Johansen MB, Elsoe R. Patellar fractures are associated with an increased risk of total knee arthroplasty: A Matched Cohort Study of 6096 Patellar Fractures with a mean follow-up of 14.3 Years. *Bone Joint J.* 2018;100-b(11):1477-81.
236. Sawbones. Patella, 4th Gen., Composite, 17 PCF Solid Foam Core, Large Malmö, Sweden: Sawbones Europe AB; 2012 [24.02.2022]. Available from: <https://www.sawbones.com/patella-large-left-4th-generation-composite-vise-tabs-superior-and-inferior3419.html> (zitiert am 24.01.2022).
237. Sawbones. Materials Guide Malmö, Sweden: Sawbones Europe AB; 2012 [24.01.2022]. Available from: <https://www.sawbones.com/biomechanical-product-info>.
238. Sawbones. Femur, 4th Gen., Composite, 17 PCF Solid Foam Core, Large Malmö, Sweden: Sawbones Europe AB; 2012 [24.01.2022]. Available from: <https://www.sawbones.com/femur-large-left-4th-generation-composite-3406.html> (zitiert am 24.01.2022).
239. Königsee. Produktkatalog. Kortikalisschrauben. In: GmbH KI, editor. 18 ed. Allendorf, Germany: Königsee Implantate GmbH; 1993. p. 409.
240. Synthes G. DePuy Synthes GmbH Eimattstrasse 3, 4436 Oberdorf, Switzerland: The Orthopaedics Company of Johnson & Johnson; 2023 [24.02.2023]. Available from: www.depuysynthes.com (Zitiert am 24.02.2023) <https://www.jnjmedtech.com/en-US/companies/depuy-synthes> (Zitiert am 24.02.2023).
241. Schnabel B, Scharf M, Schwieger K, Windolf M, Pol Bvd, Braunstein V, et al. Biomechanical comparison of a new staple technique with tension band wiring for transverse patella fractures. *Clinical Biomechanics.* 2009;24(10):855-9.
242. Bonten C. Grundlagen. Kunststofftechnik, Einführung und Grundlagen. 3., aktualisierte Auflage ed. München: Hanser Fachbuchverlag; 2020. p. 13-64.
243. SimiMotion. SIMI® Unterschleißheim, Deutschland: Simi Reality Motion Systems GmbH; 1992 [26.01.2023]. Available from: <http://www.simi.com/de/produkte/bewegungsanalyse/simi-motion-2d3d.html>.
244. Hartung J, Elpelt B, Klösener K-H. Statistik: Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik München; Wien: Oldenbourg Wissenschaftsverlag 6. Auflage; 1987.
245. de Winter JCF. Using the Student's t-test with extremely small sample sizes. *Practical Assessment, Research, and Evaluation.* 2019;18, Article 10.

246. Victor A, Elsäßer A, Hommel G, Blettner M. Judging a Plethora of p-Values. *Dtsch Arztebl International*. 2010;107(4):50-6.
247. Holm S. A Simple Sequentially Rejective Multiple Test Procedure. *Scandinavian Journal of Statistics*. 1979;6(2):65-70.
248. Harwell MR, Rubinstein EN, Hayes WS, Olds CC. Summarizing Monte Carlo Results in Methodological Research: The One- and Two-Factor Fixed Effects ANOVA Cases. *Journal of Educational and Behavioral Statistics*. 1992;17(4):315-39.
249. Tukey JW. Comparing Individual Means in the Analysis of Variance. *Biometrics*. 1949;5(2):99-114.
250. Bortz J, Schuster C. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. 7 ed. Bortz J, Schuster C, editors. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin, Heidelberg; 2010 2010//. XIX, 655 p.
251. Herzog MH, Francis G, Clarke A. *Understanding statistics and experimental design: How to not lie with statistics. Learning materials in biosciences.* . Cham, Switzerland: Springer; 2019.
252. Glass GV, Peckham PD, Sanders JR. Consequences of Failure to Meet Assumptions Underlying the Fixed Effects Analyses of Variance and Covariance. *Review of Educational Research*. 1972;42(3):237-88.
253. Lix LM, Keselman JC, Keselman HJ. Consequences of Assumption Violations Revisited: A Quantitative Review of Alternatives to the One-Way Analysis of Variance F Test. *Review of Educational Research*. 1996;66:579 - 619.
254. Shapiro SS, Wilk MB. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*. 1965;52(3/4):591-611.
255. Razali NM, Wah YB, editors. *Power comparisons of Shapiro-Wilk , Kolmogorov-Smirnov , Lilliefors and Anderson-Darling tests*2011.
256. Steinskog DJ, Tjøstheim D, Kvamstø NG. A Cautionary Note on the Use of the Kolmogorov–Smirnov Test for Normality. *Monthly Weather Review*. 2007;135:1151-7.
257. Welch BL. On the Comparison of Several Mean Values: An Alternative Approach. *Biometrika*. 1951;38(3/4):330-6.
258. Ruxton GD. The unequal variance t-test is an underused alternative to Student's t-test and the Mann–Whitney U test. *Behavioral Ecology*. 2006;17(4):688-90.
259. Kubinger KD, Rasch D, Moder K. Zur Legende der Voraussetzungen des t-Tests für unabhängige Stichproben. *Psychologische Rundschau*. 2009;60(1):26-7.
260. Rasch D, Kubinger KD, Moder K. The two-sample t test: pre-testing its assumptions does not pay off. *Statistical Papers*. 2011;52(1):219-31.
261. Stone ER. t Test, Independent Samples. In: Salkind NJ, editor. *Encyclopedia of research design*. Los Angeles: Sage, Thousand Oaks, Calif. und ©2010; 2010. p. 1551–6.
262. Bonferroni CE. *Teoria statistica delle classi e calcolo delle probabilità*. 8 ed. Pubblicazioni del R Istituto Superiore di Scienze Economiche e Commerciali di Firenze: Seeber; 1936.
263. O'Brien RG, Kaiser MK. MANOVA method for analyzing repeated measures designs: An extensive primer. *Psychological Bulletin*. 1985;97:316-33.
264. Greenhouse SW, Geisser S. On methods in the analysis of profile data. *Psychometrika*. 1959;24:95-112.
265. Cohen BH. Part Five Analysis of Variance with Repeated Measures. *Explaining Psychological Statistics*. 4th ed: Wiley; 2014. p. 501-84.
266. Hsu JC. *Multiple Comparisons: Theory and methods*. New York: Chapman & Hall; 1996.

267. Mertler CA, Vannatta RA. *Advanced and Multivariate Statistical Methods: Practical Application and Interpretation*. 3rd ed. Glendale, CA: Pycszak Publishing; 2005.
268. Box GEP, Cox DR. An Analysis of Transformations. *Journal of the Royal Statistical Society Series B (Methodological)*. 1964;26(2):211-52.
269. Guerrero VM. Time-series analysis supported by power transformations. *Journal of Forecasting*. 1993;12(1):37-48.
270. Hemmerich WA. StatistikGuru: Box-Cox Powertransformation berechnen 2016 [08.03.2023]. Available from: <https://statistikguru.de/rechner/box-cox.html> (zitiert am 08.03.2023).
271. Rasch B, Friese M, Hofmann W, Naumann E. *Post-hoc Analysen. Quantitative Methoden 2 - Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. 4th ed. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2014. p. 56-7.
272. Berkes MB, Little MTM, Pardee NC, Lazaro LE, Helfet DL, Lorich DG. Defining the Lateral and Accessory Views of the Patella: An Anatomic and Radiographic Study With Implications for Fracture Treatment. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2013;27(12):663-71.
273. Brambor T, Clark WR, Golder M. *Understanding Interaction Models: Improving Empirical Analyses*. *Political Analysis*, Cambridge University Press on behalf of the Society for Political Methodology. 2006;14(1):63-82.
274. Baran O, Manisali M, Cecen B. Anatomical and biomechanical evaluation of the tension band technique in patellar fractures. *Int Orthop*. 2009;33(4):1113-7.
275. Schroeter S, Hungerer S. *Unterschenkelosteosynthese: Anwendung T2-Tibiamarknagel bei Tibiaschaftfrakturen*. op. 2014;4(01):8-12.
276. Friedl W, Clausen J. Experimentelle Untersuchungen zur Wirksamkeit des Zuggurtungskompressionsnagels (XS-Nagel) am Beispiel der Patellafraktur. *Osteosynthese International*. 2000;8:252-60.
277. Friedl W, Gehr J. Moderne Fixationsmöglichkeiten der Patellafrakturen. In: Jerosch J, Heisel J, Imhoff AB, editors. *Knorpelschaden*. Heidelberg: Steinkopff; 2003. p. 81-7.
278. Brill W, Hopf T. [Biomechanical study of various osteosynthesis procedures in transverse patella fractures]. *Unfallchirurg*. 1987;90(4):162-72.
279. Issendorff WdV, Ahlers J, Ritter G. Die Drahtzuggurtungsosteosynthese - Untersuchungen zu Spannung und Fixierung des Osteosynthesedrahtes. *Unfallchirurgie*. 1990;16(6):277-85.
280. Labitzke R. Zuggurtungen – Richtiges und Falsches am Beispiel der Patellafraktur. *Der Chirurg*. 1997;68(6):638-42.

8 Anhang

Tabelle 13 Extensorenloge des Oberschenkels, ventrale Muskulatur aus Prometheus, LernAtlas (72)

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion	Innervation
Musculus quadriceps femoris				N. femoralis (L2–L4)
- M. rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior	Tuberositas tibiae	Hüftgelenk: Flexion Kniegelenk: Extension	
- M. vastus medialis	Linea aspera (Labium mediale)	Tuberositas tibiae	Kniegelenk: Extension	
- M. vastus intermedius	Femurvorderseite	Tuberositas tibiae	Kniegelenk: Extension	
- M. vastus lateralis	Linea aspera (Labium laterale) Trochanter major	Tuberositas tibiae	Kniegelenk: Extension	
Musculus sartorius	Spina iliaca anterior superior	Im Pes anserinus superficialis (medial der Tuberositas tibiae)	Hüftgelenk: Flexion Außenrotation Abduktion Kniegelenk: Flexion Innenrotation	N. femoralis (L2–L4)

Tabelle 14 Flexorenloge des Oberschenkels, dorsale Muskulatur aus Prometheus, LernAtlas (72)

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion	Innervation
Musculus biceps femoris Caput breve Caput longum	Linea aspera (Labium laterale) Tuber ischiadicum	Caput fibulae	Hüftgelenk (nur Caput longum) Extension Kniegelenk Flexion Außenrotation	N. fibularis (L5–S2)
Musculus semitendinosus Musculus semimembranosus	Tuber ischiadicum	Im Pes anserinus superficialis (medial der Tuberositas tibiae) Im Pes anserinus profundus (Condylus medialis tibiae)	Hüftgelenk Extension Kniegelenk Flexion Innenrotation	N. tibialis (L5–S2)
Musculus popliteus	Condylus lateralis femoris	Facies posterior tibiae	Kniegelenk Flexion Innenrotation	N. tibialis (L5–S2)

Tabelle 15 Muskulatur, beteiligt an der Kniegelenksfunktion aus Prometheus, LernAtlas (72)

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion	Innervation
Musculus gracilis	R. inferior ossis pubis	Im Pes anserinus superficialis (medial der Tuberositas tibiae)	Hüftgelenk Adduktion Flexion Kniegelenk Flexion Innenrotation	N. obturatorius (L2–L4)
M. triceps surae - Musculus gastrocnemius	Caput mediale: Mediale Femurkondyle Caput laterale: Laterale Femurkondyle	Calcaneus (Tuber calcanei) "Achillessehne"	Nur M. gastrocnemius: Kniegelenk: Flexion	N. tibialis (S1–S2)
Musculus tensor fasciae latae	Spina iliaca anterior superior und Crista iliaca des Os ilium	Condylus lateralis tibiae	spannt Fascia lata und Tractus iliotibialis, unterstützt Zuggurtung Hüftgelenk: Flexion, Abduktion, Innenrotation, Kniegelenk: Außenrotation	N. gluteus superior (L4-S1)

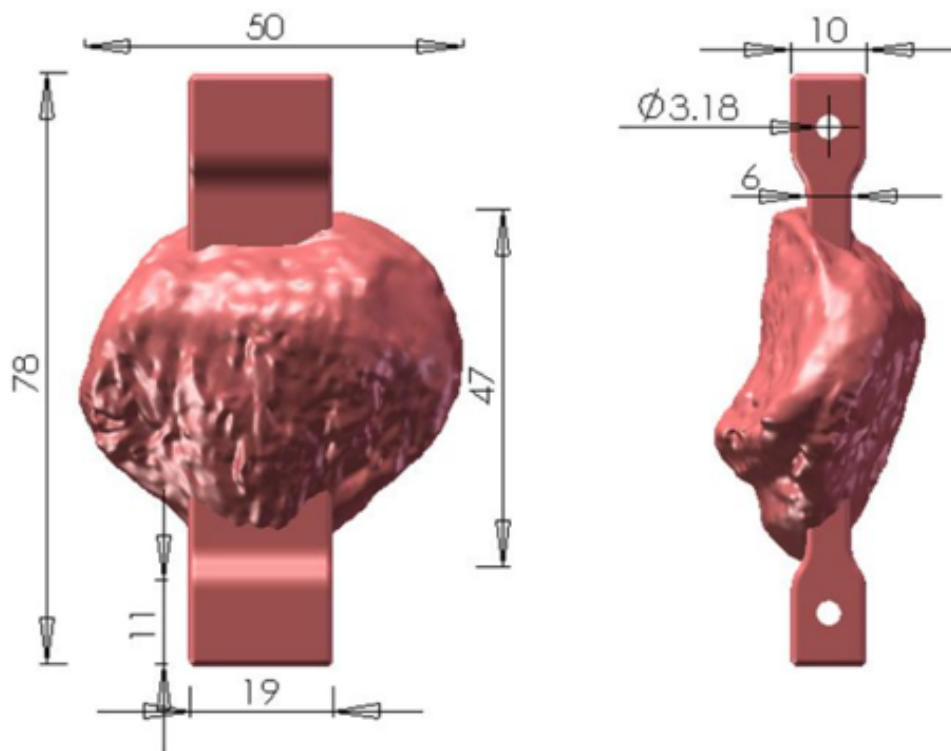


Abbildung 70 Maße Patella links in mm, Sawbones® (236)

Tabelle 16 Spezifikation Patella links, Sawbones® (236)

Modeltyp	Biomechanik
SKU	3419
Größe	Large
Orientierung	Links
Farbe	Rot/Braun
Material	Composite, 17 PCF Solid Foam Core including superior and inferior vise tabs

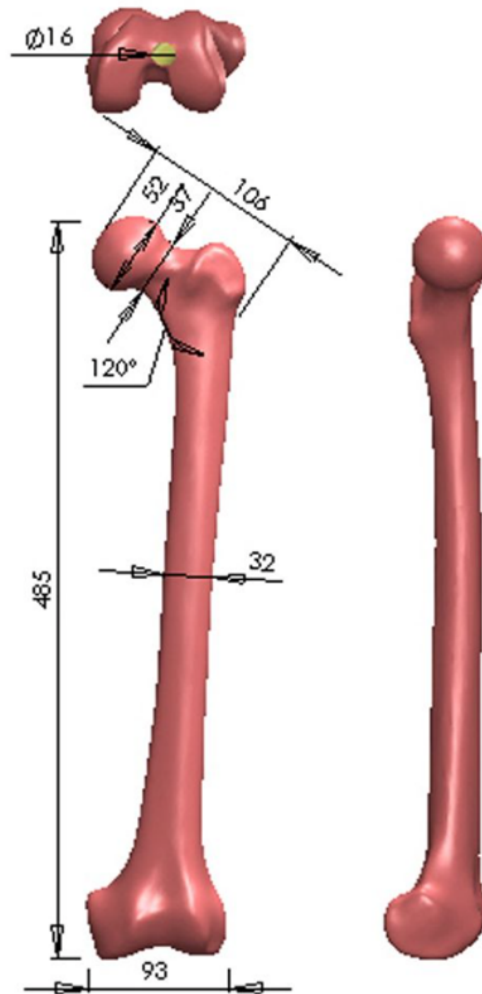


Abbildung 71 Maße des Femur links in mm, Sawbones® (238)

Tabelle 17 Spezifikation Femur links, Sawbones® (238)

Modeltyp	Biomechanik
SKU	3406
Material	Composite
Size	Large
Orientierung	Links
Color	Rot/Braun
Material	Composite, 17 PCF Solid Foam Core

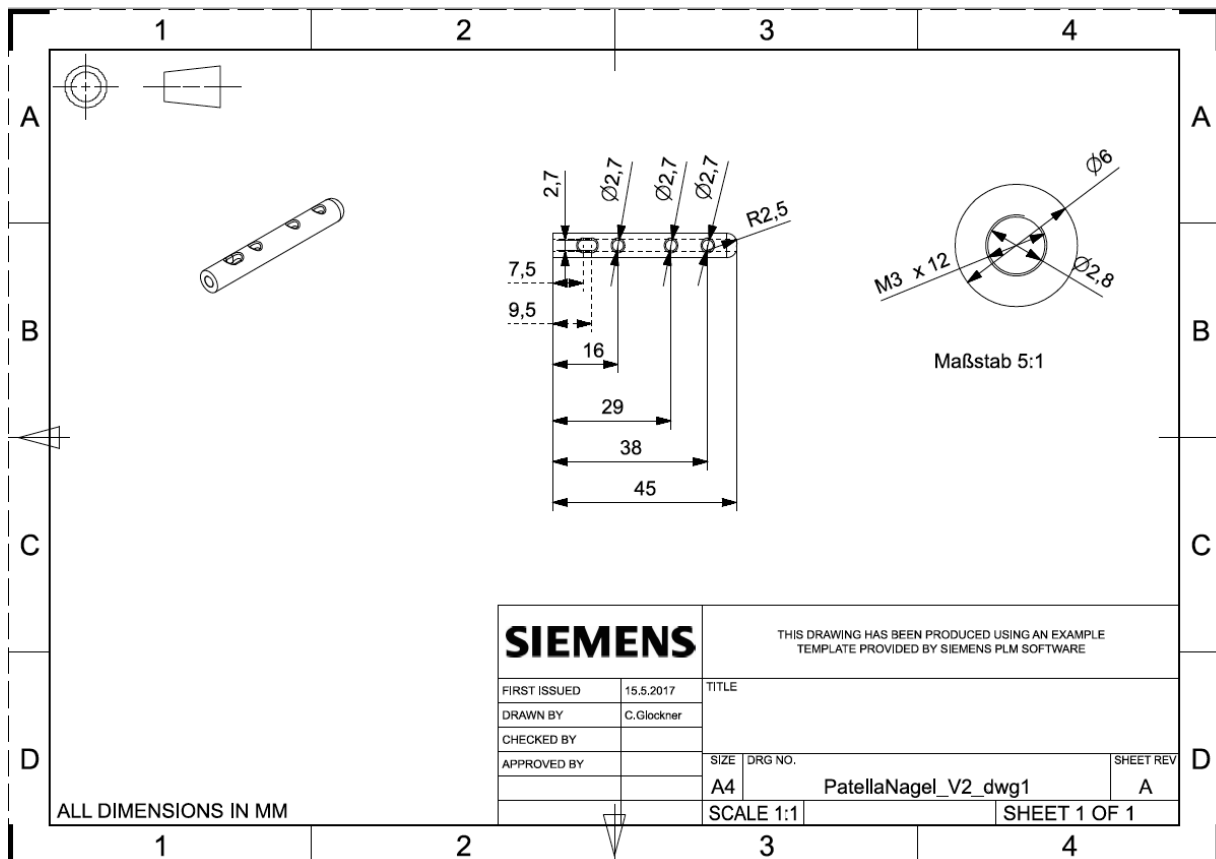


Abbildung 72 Technische Zeichnung Patellannagel groß, von C. Glockner, Hochschule RheinMain

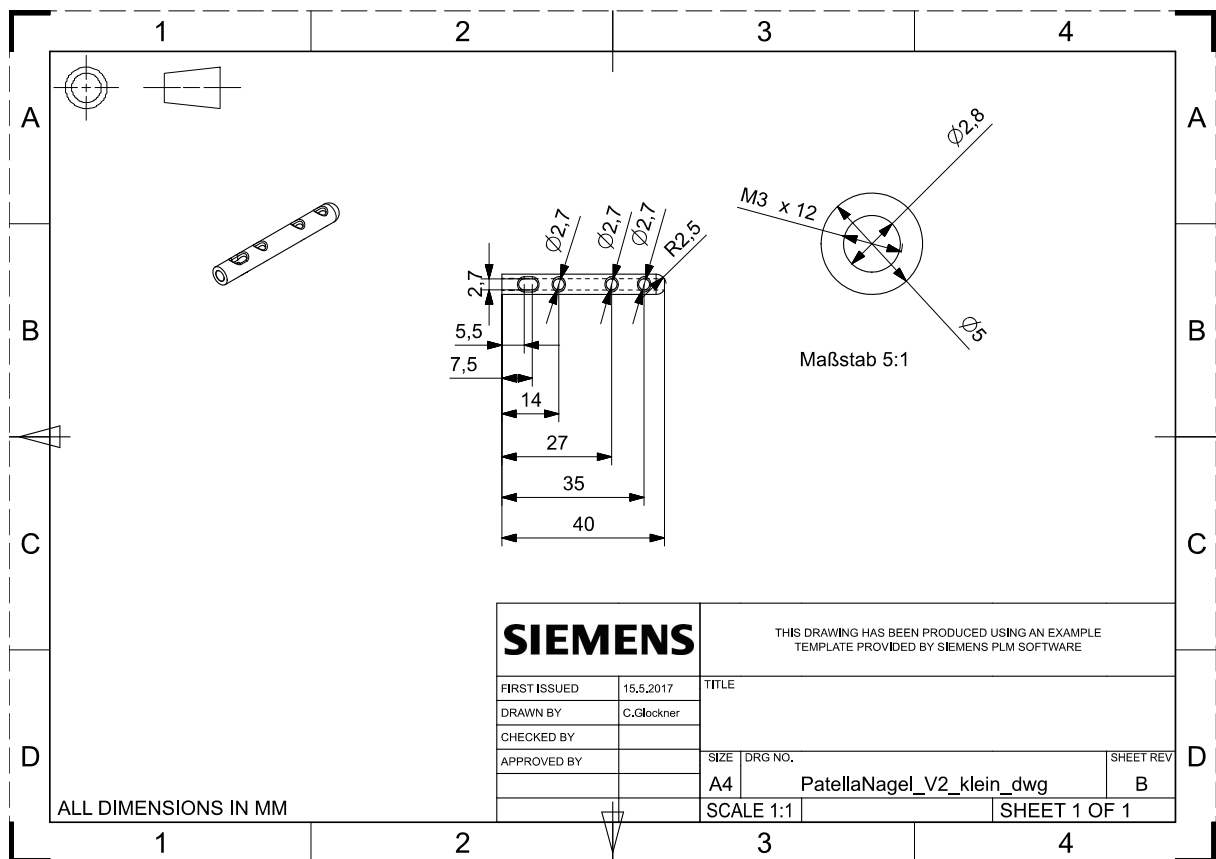


Abbildung 73 Technische Zeichnung Patellannagel klein, von C. Glockner, Hochschule RheinMain

Tabelle 18 Zufällige Testreihenfolge Patellamodelle

Reihenfolge	Patella
1	C-4
2	C-6
3	1N-5
4	2N-7
5	1N-3
6	2N-4
7	C-8
8	1N-8
9	C-3
10	1N-2
11	2N-5
12	1N-4
13	C-7
14	2N-6
15	2N-8
16	C-5
17	2N-1
18	1N-6
19	2N-3
20	C-1
21	C-2
22	1N-7
23	2N-2
24	1N-1

Tabelle 19 Datenerhebung, Extension, Kamera 1, Spaltbreiten in mm der 8 Proben (P1-P8) der jeweiligen Methode (1N, 2N, C) zu verschiedenen Zeitpunkten

Extension			P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	
	Zeitpunkt	Fraktur-seite									
1N	0 bis mit Gewicht	medial	0,352	0,022	0,342	0,321	0,018	0,282	0,615	0,336	
		lateral	0,427	0,026	0,257	0,177	0,029	0,370	0,599	0,347	
	100	medial	0,957	0,096	0,554	0,617	0,005	0,564	1,445	0,816	
		lateral	1,028	0,111	0,435	0,372	0,040	0,806	1,371	0,815	
	250	medial	1,071	0,094	0,435	0,836	0,155	0,579	1,666	0,990	
		lateral	1,131	0,117	0,458	0,458	0,051	0,958	1,576	0,965	
	500	medial	1,160	0,143	0,514	0,894	0,427	0,731	1,816	1,133	
		lateral	1,214	0,133	0,494	0,490	0,007	1,082	1,729	1,101	
	750	medial	1,200	0,122	0,536	0,879	0,436	0,744	1,907	1,228	
		lateral	1,265	0,137	0,507	0,474	0,078	1,112	1,836	1,168	
	1000	medial	1,285	0,119	0,420	0,951	0,248	0,762	1,977	1,296	
		lateral	1,349	0,145	0,511	0,507	0,077	1,126	1,981	1,229	
	Max. Spalt	medial	1,285	0,143	0,554	0,951	0,445	0,762	1,977	1,296	
		lateral	1,349	0,145	0,523	0,507	0,091	1,136	1,981	1,229	
	2N	0 bis mit Gewicht	medial	0,040	0,199	0,113	0,019	0,077	0,308	0,125	0,226
			lateral	0,086	0,230	0,151	0,064	0,006	0,194	0,331	0,168
100		medial	0,048	0,359	0,195	0,065	0,129	0,486	0,266	0,321	
		lateral	0,091	0,344	0,233	0,246	0,007	0,375	0,602	0,276	
250		medial	0,052	0,331	0,196	0,192	0,187	0,385	0,331	0,346	
		lateral	0,114	0,333	0,240	0,127	0,013	0,400	0,681	0,282	
500		medial	0,069	0,380	0,205	0,139	0,199	0,461	0,342	0,393	
		lateral	0,110	0,347	0,259	0,147	0,199	0,438	0,718	0,277	
750		medial	0,075	0,392	0,206	0,058	0,191	0,597	0,360	0,407	
		lateral	0,114	0,352	0,262	0,168	0,287	0,509	0,749	0,290	
1000		medial	0,067	0,394	0,211	0,036	0,200	0,572	0,339	0,400	
		lateral	0,121	0,367	0,209	0,111	0,279	0,508	0,769	0,280	
Max. Spalt		medial	0,081	0,407	0,215	0,238	0,208	0,597	0,367	0,413	
		lateral	0,142	0,351	0,267	0,249	0,295	0,515	0,769	0,290	
C		0 bis mit Gewicht	medial	0,474	0,570	0,258	0,812	0,392	0,541	0,546	0,049
			lateral	0,908	0,714	0,607	1,323	0,916	0,996	0,917	0,071
	100	medial	0,878	1,003	0,349	1,339	0,908	0,906	1,255	0,011	
		lateral	1,725	1,408	1,080	2,061	1,774	1,561	2,455	0,291	
	250	medial	0,930	1,046	0,341	1,388	0,897	0,867	1,303	0,001	
		lateral	1,805	1,485	1,110	2,137	1,805	1,613	2,567	0,326	
	500	medial	0,980	1,075	0,327	1,906	0,923	0,909	1,349	0,024	

		lateral	1,888	1,555	1,150	2,760	1,838	1,609	2,600	0,343
	750	medial	1,013	1,107	0,346	1,961	0,915	0,912	1,453	0,007
		lateral	1,940	1,553	1,179	2,784	1,883	1,616	2,662	0,352
	1000	medial	1,005	1,150	0,387	1,911	0,866	0,949	1,517	0,031
		lateral	1,941	1,573	1,163	2,779	1,953	1,602	2,723	0,348
	Max. Spalt	medial	1,013	1,150	0,387	2,014	0,955	0,955	1,517	0,042
		lateral	1,944	1,588	1,195	2,795	1,953	1,625	2,723	0,356

Tabelle 20 Datenerhebung, Flexion, Kamera 2, Spaltbreiten in mm der 8 Proben (P1-P8) der jeweiligen Methode (1N, 2N, C) zu verschiedenen Zeitpunkten

Flexion			P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	
	Zeitpunkt	Fraktur-seite									
1N	0 bis mit Gewicht	medial	0,557	0,002	0,453	0,203	0,214	0,464	0,617	0,483	
		lateral	0,793	0,042	0,576	0,426	0,541	0,696	0,809	0,584	
	100	medial	1,090	0,014	0,981	0,971	0,528	0,960	1,543	1,309	
		lateral	1,442	0,086	1,037	0,767	0,910	1,471	1,878	1,391	
	250	medial	1,207	0,049	0,926	1,029	0,609	1,018	1,822	1,531	
		lateral	1,531	0,082	1,004	0,818	0,950	1,566	2,136	1,604	
	500	medial	1,329	0,124	0,960	1,065	1,037	1,059	1,998	1,726	
		lateral	1,508	0,112	1,028	0,835	0,929	1,620	2,283	1,754	
	750	medial	1,394	0,142	1,061	1,099	1,108	1,079	2,115	1,771	
		lateral	1,581	0,120	1,038	0,875	0,951	1,658	2,412	1,805	
	1000	medial	1,447	0,166	0,893	1,119	1,123	1,097	2,148	1,843	
		lateral	1,712	0,130	0,999	0,882	0,934	1,674	2,493	1,873	
	Max. Spalt	medial	1,447	0,019	1,061	1,119	1,127	1,097	2,148	1,843	
		lateral	1,712	0,132	1,058	0,882	0,955	1,674	2,493	1,873	
	2N	0 bis mit Gewicht	medial	0,424	0,183	0,174	0,017	0,096	0,233	0,390	0,396
			lateral	0,442	0,318	0,263	0,036	0,156	0,419	0,527	0,265
		100	medial	0,594	0,287	0,273	0,071	0,134	0,496	0,623	0,637
			lateral	0,670	0,467	0,407	0,053	0,226	0,728	0,897	0,370
250		medial	0,641	0,300	0,279	0,073	0,150	0,493	0,624	0,671	
		lateral	0,677	0,488	0,428	0,071	0,234	0,731	0,998	0,373	
500		medial	0,754	0,320	0,311	0,043	0,149	0,509	0,620	0,701	
		lateral	0,702	0,492	0,436	0,128	0,252	0,749	0,963	0,347	
750		medial	0,850	0,322	0,310	0,032	0,154	0,732	0,634	0,723	
		lateral	0,704	0,508	0,445	0,168	0,237	0,918	1,013	0,361	
1000		medial	0,792	0,310	0,318	0,024	0,161	0,730	0,617	0,737	
		lateral	0,722	0,522	0,409	0,202	0,236	0,913	1,010	0,345	
			medial	0,850	0,330	0,318	0,077	0,161	0,737	0,650	0,738

	Max. Spalt	lateral	0,724	0,522	0,452	0,001	0,252	0,925	1,038	0,387
C	0 bis mit Gewicht	medial	0,645	0,393	0,390	0,783	0,388	0,652	0,504	0,099
		lateral	1,265	0,563	0,884	1,539	0,688	1,455	0,950	0,627
	100	medial	1,238	1,115	0,652	1,615	0,792	1,085	1,090	0,188
		lateral	2,426	1,768	1,451	2,472	1,364	2,437	2,101	0,923
	250	medial	1,321	1,165	0,681	1,221	0,819	1,111	1,199	0,204
		lateral	2,549	1,833	1,485	2,642	1,402	2,493	2,243	0,955
	500	medial	1,388	1,238	0,737	1,237	0,811	1,117	1,152	0,226
		lateral	2,647	1,892	1,460	2,786	1,432	2,540	2,255	0,971
	750	medial	1,425	1,271	0,741	0,974	0,823	1,131	1,260	0,246
		lateral	2,718	1,949	1,493	2,776	1,474	2,574	2,340	0,978
	1000	medial	1,426	1,307	0,735	0,961	0,831	1,132	1,047	0,237
		lateral	2,729	1,960	1,510	2,771	1,522	2,554	2,360	0,953
	Max. Spalt	medial	1,439	1,307	0,744	1,615	0,831	1,136	1,316	0,264
		lateral	2,729	1,965	1,510	2,787	1,522	2,574	2,360	0,985

Tabelle 21 Betrag der Differenzen der medialen und lateralen Spaltbreiten in mm der drei Versorgungsmethoden zu den Zeitpunkten nach 100, 500 und 1000 Zyklen

Differenz	1N			2N			C		
	100	500	1000	100	500	1000	100	500	1000
P1	0,352	0,179	0,265	0,076	0,052	0,070	1,188	1,259	1,303
P2	0,077	0,102	0,111	0,180	0,172	0,212	0,653	0,654	0,653
P3	0,057	0,068	0,106	0,135	0,125	0,091	0,800	0,724	0,774
P4	0,204	0,230	0,237	0,032	0,045	0,070	0,857	1,548	1,810
P5	0,382	0,107	0,189	0,092	0,103	0,076	0,572	0,621	0,691
P6	0,511	0,562	0,577	0,232	0,240	0,183	1,351	1,422	1,421
P7	0,334	0,286	0,345	0,274	0,343	0,394	1,011	1,103	1,313
P8	0,081	0,028	0,030	0,268	0,354	0,391	0,735	0,746	0,716
Mittelwert	0,250	0,195	0,233	0,161	0,179	0,186	0,896	1,010	1,085

Tests auf Normalverteilung

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Spaltbreite in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,292	8	,044	,893	8	,247
	1N	,183	8	,200*	,953	8	,744
	2N	,129	8	,200*	,958	8	,790
Spaltbreite in mm nach 500 Zyklen	Cerclage	,231	8	,200*	,956	8	,767
	1N	,154	8	,200*	,967	8	,876
	2N	,190	8	,200*	,940	8	,610
Spaltbreite in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	,176	8	,200*	,978	8	,950
	1N	,145	8	,200*	,952	8	,729
	2N	,142	8	,200*	,955	8	,761

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 74 Shapiro-Wilk-Test, Extension (Kamera 1), medial

Tests auf Normalverteilung

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Spaltbreite in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,167	8	,200*	,960	8	,807
	1N	,157	8	,200*	,954	8	,750
	2N	,164	8	,200*	,965	8	,856
Spaltbreite in mm nach 500 Zyklen	Cerclage	,166	8	,200*	,954	8	,756
	1N	,194	8	,200*	,942	8	,632
	2N	,196	8	,200*	,888	8	,224
Spaltbreite in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	,157	8	,200*	,945	8	,664
	1N	,204	8	,200*	,934	8	,551
	2N	,216	8	,200*	,891	8	,240

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 75 Shapiro-Wilk-Test, Extension (Kamera 1), lateral

Tests auf Normalverteilung

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Spaltbreite in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,230	8	,200*	,954	8	,754
	1N	,280	8	,064	,922	8	,443
	2N	,192	8	,200*	,888	8	,224
Spaltbreite in mm nach 500 Zyklen	Cerclage	,259	8	,123	,877	8	,177
	1N	,234	8	,200*	,927	8	,488
	2N	,158	8	,200*	,942	8	,634
Spaltbreite in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	,148	8	,200*	,951	8	,723
	1N	,195	8	,200*	,955	8	,760
	2N	,202	8	,200*	,896	8	,267

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 76 Shapiro-Wilk-Test, Flexion (Kamera 2), medial

Tests auf Normalverteilung

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Spaltbreite in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,206	8	,200*	,901	8	,296
	1N	,187	8	,200*	,951	8	,725
	2N	,140	8	,200*	,982	8	,972
Spaltbreite in mm nach 500 Zyklen	Cerclage	,168	8	,200*	,930	8	,519
	1N	,145	8	,200*	,977	8	,946
	2N	,148	8	,200*	,973	8	,924
Spaltbreite in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	,182	8	,200*	,917	8	,402
	1N	,176	8	,200*	,963	8	,838
	2N	,172	8	,200*	,918	8	,412

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 77 Shapiro-Wilk-Test, Flexion (Kamera 2), lateral

Tabelle 22 Ungepaarter einseitiger T-Test, Extensionsposition, Kamera 1

Zyklus	Fraktur-seite	Cerclage, Ext	1N, Ext	2N, Ext	95%-KI	t(df) = t-Wert	p-Wert
100	medial	0,83 (0,44)	0,63 (0,46)		[-0,29; 0,66]	t(14) = 0,879,	0,197
		0,83 (0,44)		0,23 (0,15)	[0,24; 0,95]	t(14) = 3,593	0,0015
			0,63 (0,46)	0,23 (0,15)	[0,03; 0,77]	t(14) = 2,316	0,018
	lateral	1,54 (0,65)	0,62 (0,46)		[0,32; 1,53]	t(14) = 3,259	0,003
		1,54 (0,65)		0,27 (0,18)	[0,72; 1,82]	t(8,070) = 5,307	0,0005*
			0,62 (0,46)	0,27 (0,18)	[-0,046; 0,75]	t(9,105) = 1,997	0,0385*
500	medial	0,94 (0,58)	0,85 (0,52)		[-0,51; 0,68]	t(14) = 0,306	0,382
		0,94 (0,58)		0,27 (0,14)	[0,21; 1,11]	t(14) = 3,157	0,0035
			0,85 (0,52)	0,27 (0,14)	[0,14; 1,02]	t(7,987) = 3,023	0,0085*
	lateral	1,72 (0,77)	0,78 (0,59)		[0,2; 1,67]	t(14) = 2,724	0,008
		1,72 (0,77)		0,31 (0,20)	[0,76; 2,01]	t(7,895) = 5,002	0,0005*
			0,78 (0,59)	0,31 (0,20)	[-0,03; 0,97]	t(8,498) = 2,125	0,032*
1000	medial	0,98 (0,59)	0,88 (0,63)		[-0,56; 0,75]	t(14) = 0,311	0,38
		0,98 (0,59)		0,28 (0,18)	[0,23; 1,17]	t(14) = 3,197	0,003
			0,88 (0,63)	0,28 (0,18)	[0,07; 1,13]	t(8,175) = 2,621	0,015*
	lateral	1,76 (0,80)	0,87 (0,66)		[0,11; 1,68]	t(14) = 2,441	0,0145
		1,76 (0,80)		0,33 (0,22)	[0,76; 2,10]	t(8,055) = 4,893	0,0005*
			0,87 (0,66)	0,33 (0,22)	[-0,03; 1,1]	t(8,516) = 2,169	0,03*

Signifikante Werte sind **fettgedruckt**. Ergebnisse des Welch-Tests sind mit einem Sternchen (*) markiert.

Tabelle 23 Ungepaarter einseitiger T-Test, Flexionsposition, Kamera 2

Zyklus	Fraktur-seite	Cerclage, Flex	1N, Flex	2N, Flex	95%-KI	t(df) = t-Wert	p-Wert
100	medial	0,97 (0,43)	0,92 (0,47)		[-0,44; 0,53]	t(14) = 0,210	0,4185
		0,97 (0,43)		0,39 (0,23)	[0,22; 0,95]	t(14) = 3,402	0,002
			0,92 (0,47)	0,39 (0,23)	[0,14; 0,93]	t(14) = 2,896	0,006
	lateral	1,87 (0,58)	1,12 (0,55)		[0,14; 1,35]	t(14) = 2,627	0,01
		1,87 (0,58)		0,48 (0,28)	[0,98; 1,98]	t(9,995) = 6,089	0,0005*
			1,12 (0,55)	0,48 (0,28)	[0,18; 1,11]	t(14) = 2,963	0,005
500	medial	0,99 (0,38)	1,16 (0,56)		[-0,67; 0,34]	t(14) = -0,727	0,76
		0,99 (0,38)		0,43 (0,26)	[0,21; 0,91]	t(14) = 3,460	0,002
			1,16 (0,56)	0,43 (0,26)	[0,27; 1,20]	t(14) = 3,368	0,0025
	lateral	2,00 (0,66)	1,26 (0,67)		[0,02; 1,45]	t(14) = 2,218	0,02
		2,00 (0,66)		0,51 (0,28)	[0,92; 2,06]	t(9,403) = 5,858	0,0005*
			1,26 (0,67)	0,51 (0,28)	[0,17; 1,33]	t(9,352) = 2,922	0,008
1000	medial	0,96 (0,37)	1,23 (0,60)		[-0,81; 0,27]	t(14) = -1,075	0,85
		0,96 (0,37)		0,46 (0,29)	[0,14; 0,86]	t(14) = 2,976	0,005
			1,23 (0,60)	0,46 (0,29)	[0,26; 1,23]	t(14) = 3,234	0,003
	lateral	2,04 (0,67)	1,34 (0,74)		[-0,05; 1,46]	t(14) = 2,01	0,032
		2,04 (0,67)		0,55 (0,31)	[0,92; 2,08]	t(9,821) = 5,781	0,0005*
			1,34 (0,74)	0,55 (0,31)	[0,16; 1,43]	t(9,333) = 2,803	0,01*

Signifikante Werte sind **fettgedruckt**. Ergebnisse des Welch-Tests sind mit einem Sternchen (*) markiert.

Tabelle 24 Korrigierte p-Werte nach Bonferroni-Holm in Extensionsposition

Extension nach Anzahl Zyklen	medial			lateral		
	Vergleiche der Gruppen	unkorrigierter p-Wert	korrigierter p-Wert	Vergleiche der Gruppen	unkorrigierter p-Wert	korrigierter p-Wert
100	C / 2N	0,0015**	0,0045**	C / 2N	0,0005***	0,0015**
	1N / 2N	0,018*	0,036*	C / 1N	0,003**	0,006**
	C / 1N	0,197	0,197	1N / 2N	0,0385*	0,0385*
500	C / 2N	0,0035**	0,0105*	C / 2N	0,0005***	0,0015**
	1N / 2N	0,0085**	0,017*	C / 1N	0,008**	0,016*
	C / 1N	0,382	0,382	1N / 2N	0,032*	0,032*
1000	C / 2N	0,003**	0,009**	C / 2N	0,0005***	0,0015**
	1N / 2N	0,015*	0,03*	C / 1N	0,0145*	0,029*
	C / 1N	0,38	0,38	1N / 2N	0,03*	0,03*

Signifikante Werte sind **fettgedruckt**. (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$)

Tabelle 25 Korrigierte p-Werte nach Bonferroni-Holm in Flexionsposition

90°- Flexion	medial			lateral		
	Vergleiche der Gruppen	unkorrigierter p-Wert	<i>korrigierter p-Wert</i>	Vergleiche der Gruppen	unkorrigierter p-Wert	<i>korrigierter p-Wert</i>
Zeitpunkt nach Anzahl Zyklen						
100	C / 2N	0,002**	0,006**	C / 2N	0,0005***	0,0015**
	1N / 2N	0,006**	0,012*	1N / 2N	0,005**	0,01*
	C / 1N	0,4185	0,4185	C / 1N	0,01*	0,01*
500	C / 2N	0,002**	0,006**	C / 2N	0,0005***	0,0015**
	1N / 2N	0,0025**	0,006**	1N / 2N	0,008**	0,016*
	C / 1N	0,76	0,76	C / 1N	0,02*	0,02*
1000	1N / 2N	0,003**	0,009**	C / 2N	0,0005***	0,0015**
	C / 2N	0,005*	0,01*	1N / 2N	0,01*	0,02*
	C / 1N	0,85	0,85	C / 1N	0,032*	0,032*

Signifikante Werte sind **fetgedruckt**. (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$)

Tests auf Normalverteilung

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,183	8	,200*	,946	8	,671
	1N	,215	8	,200*	,903	8	,310
	2N	,156	8	,200*	,931	8	,523
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 500 Zyklen	Cerclage	,262	8	,113	,877	8	,178
	1N	,196	8	,200*	,856	8	,109
	2N	,173	8	,200*	,897	8	,274
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	,263	8	,108	,865	8	,134
	1N	,174	8	,200*	,923	8	,455
	2N	,253	8	,142	,796	8	,026

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 78 Shapiro-Wilk-Test für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition

Tests auf Normalverteilung

	Gruppe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	,148	8	,200*	,969	8	,888
	1N	,235	8	,200*	,885	8	,208
	2N	,156	8	,200*	,927	8	,491
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 5000 Zyklen	Cerclage	,246	8	,167	,881	8	,191
	1N	,115	8	,200*	,990	8	,995
	2N	,146	8	,200*	,925	8	,474
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	,253	8	,142	,864	8	,133
	1N	,143	8	,200*	,977	8	,947
	2N	,241	8	,192	,839	8	,074

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Abbildung 79 Shapiro-Wilk Test, Transformierte Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition

Mauchly-Test auf Sphärizität^a

Maß: MASS_1

Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Ungefähres Chi-Quadrat	df	Sig.	Greenhouse-Geisser	Epsilon ^b	
						Huynh-Feldt (HF)	Untergrenze
Zeit	,813	4,151	2	,125	,842	,995	,500

Prüft die Nullhypothese, dass sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term + Gruppe
Innersubjekt-design: Zeit

b. Kann zum Korrigieren der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests verwendet werden. In der Tabelle mit den Tests der Effekte innerhalb der Subjekte werden korrigierte Tests angezeigt.

Abbildung 80 Mauchly-Test der transformierten Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition

Levene-Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen^a

		Levene- Statistik	df1	df2	Sig.
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 100 Zyklen	Basiert auf dem Mittelwert	2,563	2	21	,101
	Basiert auf dem Median	1,982	2	21	,163
	Basierend auf dem Median und mit angepaßten df	1,982	2	18,047	,167
	Basiert auf dem getrimmten Mittel	2,566	2	21	,101
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 500 Zyklen	Basiert auf dem Mittelwert	1,930	2	21	,170
	Basiert auf dem Median	1,909	2	21	,173
	Basierend auf dem Median und mit angepaßten df	1,909	2	14,204	,184
	Basiert auf dem getrimmten Mittel	1,929	2	21	,170
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 1000 Zyklen	Basiert auf dem Mittelwert	,354	2	21	,706
	Basiert auf dem Median	,304	2	21	,741
	Basierend auf dem Median und mit angepaßten df	,304	2	13,292	,743
	Basiert auf dem getrimmten Mittel	,339	2	21	,716

Prüft die Nullhypothese, dass die Fehlervarianz der abhängigen Variablen über Gruppen hinweg gleich ist.

a. Design: Konstanter Term + Gruppe
Innersubjektdesign: Zeit

Abbildung 81 Levene-Test der transformierten Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition

Box-Test auf Gleichheit der Kovarianz-Matrizen^a

Box' M	31,863
F	2,092
df1	12
df2	2137,154
Sig.	,015

Prüft die Nullhypothese, dass die beobachteten Kovarianz-matrizen der abhängigen Variablen über die Gruppen gleich sind.

a. Design: Konstanter Term + Gruppe
Innersubjektdesign: Zeit

Abbildung 82 Box-Test der transformierten Daten für die Differenzen der Spaltbreiten in mm nach den Zeitpunkten (nach 100, 500 und 1000 Zyklen) der drei Gruppen in Flexionsposition

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

Quelle		Typ III Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
Zeit	Sphärizität angenommen	,572	2	,286	96,052	<,001	,821
	Greenhouse-Geisser	,572	1,684	,340	96,052	<,001	,821
	Huynh-Feldt (HF)	,572	1,989	,288	96,052	<,001	,821
	Untergrenze	,572	1,000	,572	96,052	<,001	,821
Zeit * Gruppe	Sphärizität angenommen	,224	4	,056	18,777	<,001	,641
	Greenhouse-Geisser	,224	3,369	,066	18,777	<,001	,641
	Huynh-Feldt (HF)	,224	3,978	,056	18,777	<,001	,641
	Untergrenze	,224	2,000	,112	18,777	<,001	,641
Fehler(Zeit)	Sphärizität angenommen	,125	42	,003			
	Greenhouse-Geisser	,125	35,370	,004			
	Huynh-Feldt (HF)	,125	41,773	,003			
	Untergrenze	,125	21,000	,006			

Abbildung 83 Tests der Innersubjekteffekte, transformierte Daten

Mehrere Vergleiche

Tukey-HSD

Abhängige Variable	(I) Gruppe	(J) Gruppe	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.-Fehler	Sig.	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 100 Zyklen	Cerclage	1N	,32708*	,05934	<,001	,1775	,4767
		2N	,39402*	,05934	<,001	,2444	,5436
	1N	Cerclage	-,32708*	,05934	<,001	-,4767	-,1775
		2N	,06693	,05934	,508	-,0826	,2165
	2N	Cerclage	-,39402*	,05934	<,001	-,5436	-,2444
		1N	-,06693	,05934	,508	-,2165	,0826
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 5000 Zyklen	Cerclage	1N	,09088*	,01677	<,001	,0486	,1332
		2N	,09049*	,01677	<,001	,0482	,1328
	1N	Cerclage	-,09088*	,01677	<,001	-,1332	-,0486
		2N	-,00039	,01677	1,000	-,0427	,0419
	2N	Cerclage	-,09049*	,01677	<,001	-,1328	-,0482
		1N	,00039	,01677	1,000	-,0419	,0427
Differenz der Spaltbreiten in mm nach 1000 Zyklen	Cerclage	1N	,28769*	,05132	<,001	,1583	,4170
		2N	,31509*	,05132	<,001	,1857	,4444
	1N	Cerclage	-,28769*	,05132	<,001	-,4170	-,1583
		2N	,02740	,05132	,856	-,1019	,1568
	2N	Cerclage	-,31509*	,05132	<,001	-,4444	-,1857
		1N	-,02740	,05132	,856	-,1568	,1019

*. Die Mittelwertdifferenz ist in Stufe 0.05 signifikant.

Abbildung 84 Post-hoc Tukey-HSD, transformierte Daten, Einfaktorielle ANOVA des Zwischensubjektors, Gruppenunterschiede

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

Gruppe	Quelle		Typ III Quadratsum me	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
Cerclage	Zeit	Sphärizität angenommen	,009	2	,004	2,250	,142	,243
		Greenhouse-Geisser	,009	1,933	,005	2,250	,144	,243
		Huynh-Feldt (HF)	,009	2,000	,004	2,250	,142	,243
		Untergrenze	,009	1,000	,009	2,250	,177	,243
	Fehler(Zeit)	Sphärizität angenommen	,028	14	,002			
		Greenhouse-Geisser	,028	13,532	,002			
		Huynh-Feldt (HF)	,028	14,000	,002			
		Untergrenze	,028	7,000	,004			
1N	Zeit	Sphärizität angenommen	,313	2	,156	34,010	<,001	,829
		Greenhouse-Geisser	,313	1,496	,209	34,010	<,001	,829
		Huynh-Feldt (HF)	,313	1,812	,173	34,010	<,001	,829
		Untergrenze	,313	1,000	,313	34,010	<,001	,829
	Fehler(Zeit)	Sphärizität angenommen	,064	14	,005			
		Greenhouse-Geisser	,064	10,475	,006			
		Huynh-Feldt (HF)	,064	12,683	,005			
		Untergrenze	,064	7,000	,009			
2N	Zeit	Sphärizität angenommen	,475	2	,237	100,380	<,001	,935
		Greenhouse-Geisser	,475	1,679	,283	100,380	<,001	,935
		Huynh-Feldt (HF)	,475	2,000	,237	100,380	<,001	,935
		Untergrenze	,475	1,000	,475	100,380	<,001	,935
	Fehler(Zeit)	Sphärizität angenommen	,033	14	,002			
		Greenhouse-Geisser	,033	11,750	,003			
		Huynh-Feldt (HF)	,033	14,000	,002			
		Untergrenze	,033	7,000	,005			

Abbildung 85 ANOVA mit Messwiederholung, einfacher Haupteffekt des Innersubjektfaktors (Zeit), transformierte Daten

9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, der mit seinem außergewöhnlichen Engagement und seiner Hilfsbereitschaft mich zu jeder Zeit unterstützt hat und wertvolle Ratschläge geben konnte. Vielen Dank für die Geduld!

Außerdem möchte ich mich bei dem Initiator dieser Studie bedanken, durch seine Beratung und Ideen wurde das Projekt stets weiterentwickelt.

Ich möchte mich recht herzlich bei den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Biomechaniklabor für die ausführliche biomechanische Beratung und Unterstützung im Labor bedanken.

Ebenso möchte ich mich bei meinen lieben Eltern, meiner Familie und meinen Freunden von ganzem Herzen bedanken, die mich jederzeit unterstützt haben und nicht aufgehört haben, an mich zu glauben. Danke!

10 Tabellarischer Lebenslauf