

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktoren:

Prof. Dr. med. Boris Holzapfel, PhD

Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker



Integration präoperativer Computersimulation in die Knieendoprothetik

Dissertation

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

vorgelegt von

Antje Dinauer

aus

Erlabrunn

Jahr

2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Erster Gutachter: Prof. Dr. med. Arnd Steinbrück
Zweiter Gutachter: Prof. Dr. Dr. Thomas Grupp
Dritter Gutachter: PD Dr. Alexander Paulus
Weitere Gutachter:

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 23.09.2024

Stärke wächst nicht aus körperlicher Kraft
—
vielmehr aus unbeugsamen Willen.

Mahatma Gandhi

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	X
Formelverzeichnis	XI
Abkürzungsverzeichnis	XII
1 Einleitung und Zielsetzung.....	1
1.1 Ausgangssituation	1
1.2 Problemstellung	2
1.3 Zentrale Untersuchungsfragen	3
1.4 Aufbau der Arbeit	3
2 Grundlagen.....	3
2.1 Anatomische Grundlagen des Kniegelenks	3
2.1.1 Knöcherne Strukturen des Kniegelenks	3
2.1.2 Muskuläre Anlage des Knies nach Freiheitsgraden	4
2.1.3 Bandapparat und knorpelige Strukturen	5
2.2 Pathologie des Kniegelenks	7
2.2.1 Pathophysiologie	7
2.2.2 Arthrose	8
2.2.3 Radiologische Zeichen der Arthrose	9
2.2.4 Klinische Zeichen der Arthrose	9
2.3 Klinische Versorgung	10
2.3.1 Prävention und konservative Therapie	10
2.3.2 Operative Versorgung.....	10
2.3.2.1 Gelenkerhaltende Operationen	10
2.3.2.1.1 Arthroskopie	10
2.3.2.1.2 Weitere Operationstechniken	11
2.3.2.2 Knieendoprothetik	11
2.3.2.2.1 Allgemeine Beschreibung und Indikation	11
2.3.2.2.2 Outcome	11
2.3.2.2.3 Komplikationen	12
3 Biomechanik des Knies.....	12
3.1.1 Allgemeines.....	12
3.1.2 Kinematik der Kniebeugung.....	12
3.1.3 Rolle des hinteren Kreuzbands	13

3.1.4	In-vitro-Messungen mithilfe des Münchener Kniegelenkskinemators	14
3.1.5	Patellofemoralgelenk und Hebelwirkung des M. quadriceps	14
4	Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators	16
4.1	Einleitung und Zielsetzung	16
4.2	Material und Methoden.....	17
4.2.1	Aufnahme der In-vitro-Kinematik durch Kadaverversuche.....	17
4.2.2	Erzeugung der Knochengeometrie für die FE-Analyse.....	20
4.2.3	Modifikationen des Modells in Catia	23
4.2.4	Einstellungen des FEM in Ansys	25
4.2.4.1	Anlehnung aus vorheriger Studie	25
4.2.4.2	Anpassung des FE-Modells in Ansys.....	26
4.2.5	Versuch: Posterior stabilisierende Prothesen mit unterschiedlicher Steifigkeit in einem Präparat	28
4.2.6	Retropatellarersatz bei Präparat 3.....	28
4.2.7	Verwendete Statistik.....	29
4.3	Ergebnisse	29
4.3.1	Vergleich der Kinematik im Münchener Kniekinemator und in Ansys...	29
4.3.2	Validierung des Flexion Facet Center anhand der Pointer-Punkte 1+2 in Ansys im Vergleich zum Münchener Kniekinemator	32
4.3.3	Vergleich der Muskelkraft des Quadrizeps während der Flexion	34
4.3.4	Retropatellarer Druck	35
4.3.5	Versuch: Änderung der Kinematik bei unterschiedlichen Bandspannungen in Präparat 6.....	36
4.3.5.1	Untersuchung der AP-Bewegung und der Tibiarotation bei unterschiedlichen Bandspannungen	36
4.3.5.2	Änderung der Zugkraft des medialen anterioren Bands nach Änderung der medialen Bandspannung.....	40
4.3.5.3	Änderung der Zugkraft des medialen tiefen Bands nach Änderung der medialen Bandspannung.....	41
4.3.5.4	Änderung der Zugkraft des medialen obliquen Bands nach Änderung der medialen Bandspannung.....	42
4.3.5.5	Änderung der Zugkraft des lateralen Bands nach Änderung der lateralen Bandspannung.....	43
4.3.6	Vergleich der Belastung der Tibiaprothese in Präparat 6.....	44
4.4	Diskussion.....	45
4.5	Schlussfolgerung.....	48

5	Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft....	49
5.1	Einleitung und Zielsetzung	49
5.2	Material und Methoden.....	50
5.2.1	Ermittlung der AP-Längen im 3D Slicer.....	51
5.2.2	Statistische Auswertung	54
5.3	Ergebnisse	55
5.3.1	Ermittelte maximale AP-Länge	55
5.3.2	Vergleich der nativen Knie.....	56
5.3.3	Vergleich der nativen mit den postoperativen Knien	56
5.3.4	Korrelation.....	59
5.3.5	Ermittlung der Differenz zwischen nativem und implantiertem Zustand sowie Erstellung einer Definition	60
5.4	Diskussion.....	61
5.5	Schlussfolgerung.....	62
6	Zusammenfassung.....	63
7	Abstract	67
8	Literaturverzeichnis.....	70
	Anhang A.....	81
	Anhang B.....	85
	Danksagung	95
	Veröffentlichungen.....	96
	Stipendien	96
	Affidavit	97

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bandapparat (l.) und Knochen (r.) des Knies von ventral und dorsal (Quelle: [23])	7
Abbildung 2: Projektion des FFC (Flexion facet center) je nach Flexionsgrad auf der Tibia (Quelle: nach [71])	13
Abbildung 3: Änderung der Hebelkraft bei Änderung des Patellaposition, QT = Quadrizepssehne, LPT = Länge der Patellasehne, LAQT = Hebelarm der Quadrizepssehne, LAPT = Hebelarm der Patellasehne, Lage der Patella bei Änderung der Patellasehnenlänge (LPT). Länge in (a, b, und c) (Quelle: nach [86]) ..	15
Abbildung 4: Aufbau des Münchener Kniekinemators (Quelle: nach [83])	19
Abbildung 5: Pointer-Stellen zum Aufspannen lokaler Koordinatensysteme zur Kinematikberechnung (Quelle: nach [82])	19
Abbildung 6: 3D Slicer, Ansicht der Segmentierung von axial auf Femur und Patella	20
Abbildung 7: 3D Slicer, Ansicht der Segmentierung von sagittal auf Femur, Tibia und Patella	21
Abbildung 8: 3D Slicer, segmentiertes Kniemodell in ventraler Ansicht mit Menisken sowie medialen und lateralen Seitenbändern	21
Abbildung 9: 3D Slicer, segmentiertes Kniemodell in lateraler Ansicht mit Menisken sowie medialen und lateralen Seitenbändern	22
Abbildung 10: Konstruktion der mechanischen und anatomischen Achse in Catia	24
Abbildung 11: Skizzendarstellung aus Catia zur Konstruktion des FFC-Punkts	25
Abbildung 12: a) eingespanntes Knie im Münchener Kniekinemator, [100] b) Konzeptzeichnung zum Kniekinemator (Quelle: nach [82]), c) Umsetzung in Ansys	27
Abbildung 13: Darstellung des Retropatellaersatzes bei Präparat 3 in Ansys, a) von dorsal, b) von lateral	29
Abbildung 14: Diagramm zur Darstellung der relativen AP-Bewegung à 30° im Münchener Kniekinemator, (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal	30
Abbildung 15: Diagramm zur Darstellung der relativen AP-Bewegung ab 30° in Ansys, (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal	30
Abbildung 16: Diagramm zur Darstellung der Tibiarotation im Münchener Kniekinemator, (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation	31
Abbildung 17: Diagramm zur Darstellung der Tibiarotation in Ansys, (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation	31
Abbildung 18: Diagramm zur Darstellung der Mittelwerte der AP-Bewegung im a) Münchener Kniekinemator und in Ansys, Pointer-Punkte 1 und 2, b) FFC nach Pinskarova [73] c) epikondylär, (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal	32
Abbildung 19: Diagramm zur Darstellung der Muskelkraft des Musculus Quadrizeps im Münchener Kniekinemator	34
Abbildung 20: Diagramm zur Darstellung der Muskelkraft des Vastus intermedius des Musculus Quadrizeps in Ansys	35
Abbildung 21: Diagramm zur Darstellung des maximalen retropatellaren Drucks im Münchener Kniekinemator und in Ansys (Präparat 3 geschnitten, der retropatellare Druck reicht bis 42,6 MPa bei 112° Flexion)	36
Abbildung 22: Diagramm zur Darstellung der kompletten AP-Bewegung bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal	37
Abbildung 23: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der AP-Bewegung zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal	37

Abbildung 24: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der medialen AP-Bewegung zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal.....	38
Abbildung 25: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der lateralen AP-Bewegung zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal.....	38
Abbildung 26: Diagramm zur Darstellung der kompletten Tibiarotation bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation	39
Abbildung 27: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der Tibiarotation zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation	39
Abbildung 28: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des anterioren medialen Ligaments während der Flexion bei Präparat 6 (mit Modifikationen)	40
Abbildung 29: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des tiefen medialen Ligaments während der Flexion bei Präparat 6 (mit Modifikationen)	41
Abbildung 30: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des obliquen medialen Ligaments während der Flexion bei Präparat 6 (mit Modifikationen)	42
Abbildung 31: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des lateralen Ligaments während der Flexion von 25° bis 40° bei Präparat 6 (nicht interpoliert) (mit Modifikationen)	43
Abbildung 32: Darstellung des Präparats 6 bei +10 % des lateralen Ligaments.....	44
Abbildung 33: Grafische Darstellung der Quadrizepskraft in [N] während der Flexion und der Extension, exemplarisch bei Präparat 6.....	51
Abbildung 34: Markierung des Femurschafts.....	52
Abbildung 35: Ermittlung der maximalen AP-Länge.....	52
Abbildung 36: Postoperative Ermittlung der AP-Länge.....	53
Abbildung 37: Boxplot zur Visualisierung der unterschiedlichen Längen im prä- und postoperativen Zustand	58
Abbildung 38: Präparat 2, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	85
Abbildung 39: Präparat 2, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	85
Abbildung 40: Präparat 2, Patella, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	85
Abbildung 41: Präparat 2, Patellaknorpel, ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung	86
Abbildung 42: Präparat 2, Fibula und Fibulaknorpel, Geomagic, Rückführung.....	86
Abbildung 43: Präparat 3, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	86
Abbildung 44: Präparat 3, Tibia, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	87
Abbildung 45: Präparat 3, Patella, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	87
Abbildung 46: Präparat 3, Patellaknorpel, Geomagic, Rückführung	87
Abbildung 47: Präparat 3, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung	88
Abbildung 48: Präparat 4, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	88
Abbildung 49: Präparat 4, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	88
Abbildung 50: Präparat 4, Patella, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	89
Abbildung 51: Präparat 4, Patellaknorpel, ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung	89
Abbildung 52: Präparat 4, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung	89
Abbildung 53: Präparat 5, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	90
Abbildung 54: Präparat 5, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	90
Abbildung 55: Präparat 5, Patella frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	90
Abbildung 56: Präparat 5, Patellaknorpel ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung	91

Abbildung 57: Präparat 5, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung	91
Abbildung 58: Präparat 6, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	91
Abbildung 59: Präparat 6, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	92
Abbildung 60: Präparat 6, Patella frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	92
Abbildung 61: Präparat 6, Patellaknorpel ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung	92
Abbildung 62: Präparat 6, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung	93
Abbildung 63: Präparat 7, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	93
Abbildung 64: Präparat 7, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	93
Abbildung 65: Präparat 7, Patella frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung	94
Abbildung 66: Präparat 7, Patellaknorpel, ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung	94
Abbildung 67: Präparat 7, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung	94

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ursachen und Beispiele für sekundäre Arthrosen (Quelle: modifiziert nach [40])	8
Tabelle 2: Präparate	17
Tabelle 3: Änderung der Steifigkeitsparameter bei Präparat 6, in N/mm.....	28
Tabelle 4: Levene-Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen ^{a,b}	33
Tabelle 5: ANOVA	33
Tabelle 6: Änderung der Zugkraft des anterioren Anteils des Ligamentum collaterale mediale (MCLa) bei Änderung der medialen Bandspannung.....	40
Tabelle 7: Änderung der Zugkraft des tiefen Anteils des Ligamentum collaterale mediale (MCLd) bei Änderung der medialen Bandspannung.....	41
Tabelle 8: Änderung der Zugkraft des obliquen Anteils des Ligamentum collaterale mediale (MCLo) bei Änderung der medialen Bandspannung.....	42
Tabelle 9: Änderung der Zugkraft im Ligamentum collaterale laterale (LCL) bei Änderung der lateralen Bandspannung.....	43
Tabelle 10: Veränderung der Maximalbelastung der Tibiaprotthese nach prozentualer Veränderung der Bandspannungen in Präparat 6	44
Tabelle 11: Präparate	50
Tabelle 12: Prothesen nach Marke, nach [113, 133].....	53
Tabelle 13: Vergleich Prothesengröße (Quelle: nach [113, 133]).....	54
Tabelle 14: Ermittelte maximale AP-Länge präoperativ, in mm.....	55
Tabelle 15: Ermittelte maximale AP-Länge postoperativ, in mm	55
Tabelle 16: Test der nativen Knieseiten auf Normalverteilung	56
Tabelle 17: Gepaarter T-Test, links vs. rechts.....	56
Tabelle 18: Normalverteilung, postoperativ links vs. rechts	57
Tabelle 19: T-Test zwischen prä- und postoperativen AP-Längen.....	57
Tabelle 20: Test auf Normalverteilung der Quadrizepskraft, nach Winkelgraden	58
Tabelle 21: Wilcoxon-Rang-Test, Excel.....	59
Tabelle 22: Korrelation nach Pearson und deren Signifikanz zwischen der medialen AP-Länge der Quadrizepskraft nach Winkelgraden	59
Tabelle 23: Korrelation nach Pearson und deren Signifikanz zwischen der lateralen AP-Länge und der Quadrizepskraft, nach Winkelgraden	60
Tabelle 24: Differenz zwischen prä- und postoperativem Zustand	60
Tabelle 25: Auflistung der Kräfte der präoperativen Präparate nach Extensionsgrad.....	81
Tabelle 26: Auflistung der Kräfte der präoperativen Präparate nach Flexionsgrad und bei maximaler Beugung.....	82
Tabelle 27: Auflistung der Kräfte der postoperativen Präparate nach Extensionsgrad	83
Tabelle 28: Auflistung der Kräfte der postoperativen Präparate nach Flexionsgrad und bei maximaler Beugung.....	84

Formelverzeichnis

(1) DREHMOMENT M , R = SENKRECHTER ABSTAND DER ROTATIONSACHS, F = WIRKENDE KRAFT	15
(2) HEBELKRAFT F_Q = KRAFT DER QUADRICEPSSEHNE, L_Q = LÄNGE DER QUADRICEPSSEHNE, F_P = KRAFT DER PATELLESEHNE, L_P = LÄNGE DER PATELLESEHNE	15

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
ap	anterioposterior
APDL	Ansys Parametric Design Language
BMI	Body Mass Index
CAD	computer-aided design
CR	Cruciate Retaining
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DOF	Directions of freedom, Freiheitsgrad
EPRD	Deutsches Endoprothesenregister
FEM	Finite-Elemente-Methode
HKB	hinteres Kreuzband
IG(E)S	Initial Graphics Exchange Specification
ISB	International Society of Biomechanics
LCL	Ligamentum collaterale fibulare
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität
M.	Muskulus
MCLa	Ligamentum collaterale tibiale, anterior
MCLd	Ligamentum collaterale tibiale, profundus
MCLo	Ligamentum collaterale tibiale, obliquus
MPa	Megapascal

MUM	Muskuloskelettales Universitätszentrum München
Mm.	Muskuli
mm	Millimeter
N.	Newton
N/mm	Newton pro Millimeter
o. g.	oben genannten
OP	Operation
PCL	posterior cruciate ligament (hinteres Kreuzband)
PS	posterioro-stabilisierend
R.	Ramus
Rr.	Rami
STL	Standard Triangle Language
vgl.	vergleiche
VKB	vorderes Kreuzband
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
z. B.	zum Beispiel
°	Grad

1 Einleitung und Zielsetzung

1.1 Ausgangssituation

Ab dem 30. Lebensjahr kann ein Rückgang der Knorpelstrukturen radiologisch zunehmend nachgewiesen werden. [1] Dieser Trend nimmt mit dem fortschreitenden Alter zu, sodass bereits mit 40 Jahren die Hälfte der Population Zeichen der Degeneration aufweist. [2] Daher liegt die Ein-Jahres-Prävalenz für Arthrose in Deutschland bei Frauen bei 21,8 % und bei Männern bei 13,9 %. [3] Aufgrund des demografischen Wandels ist von einer Zunahme der Prävalenz bei arthrotischen Erkrankungen auszugehen. Mit einer Lebenszeitprävalenz von 60% ist die Arthrose des Kniegelenks die am häufigsten vorkommende degenerative Veränderung. [2]

In Bezug auf Risikofaktoren der Arthrose wird zwischen unveränderlichen und veränderlichen differenziert. Zu den unveränderlichen Risikofaktoren zählen das Alter, die weibliche Sexualität sowie die genetische Veranlagung. Zu den veränderlichen Risikofaktoren gehören der Body Mass Index (BMI), Kniefehlstellungen, Traumen, aber auch Inaktivität. [2-4]

Neben den körperlichen Einschränkungen mit damit einhergehenden starken Schmerzen kommt es ebenfalls zu einer Abnahme der Lebensqualität. [5] Der nachfolgende Verlust der Leistungsfähigkeit [4] hat sozioökonomisch eine gesellschaftlichen Belastung in Höhe von 1–2,5 % des Bruttonutzenprodukts zur Folge. [6]

So ist es nicht verwunderlich, dass im Jahr 2021 in Deutschland 115 581 Knieendprothesen erstimplantiert und 13 961 folgeimplantiert bzw. revidiert wurden. [7] Es ist anzunehmen, dass es durch die SARS-CoV2-Pandemie nicht zu einer bedarfsgerechten Anzahl der Operationen gekommen ist und diese zum Teil nachgeholt werden.

Ein Großteil der Patienten zeigt sich nach Operation mit ihrem künstlichen Kniegelenk zufrieden, allerdings finden sich noch bis zu 19 %, die mit dem Ergebnis unzufrieden sind. Neben sozialen Aspekten wie Angst und mangelhafter Unterstützung von Angehörigen spielen eine fehlende Verbesserung der Funktionalität und das Weiterbestehen von Schmerzen eine bedeutende Rolle bei der Unzufriedenheit nach Erhalt eines künstlichen Knieersatzes. [8-10]

Einleitung und Zielsetzung

Auch die hohe Anzahl der Revisionen von 13 961 im Jahr 2021, bei denen das Implantat vollständig oder in Teilen ausgetauscht werden musste, zeigt, dass hier noch ein bedeutender Handlungsbedarf besteht. Gründe hierfür können Lockerungen, Implantatverschleiß, periprothetische Frakturen, Bandinstabilitäten, Bewegungseinschränkungen oder Infektionen sein. [7] Vor allem jüngere Patienten mit einem BMI über 30 können eine Arthrose mit Indikation für einen Kniegelenksersatz entwickeln. Mit dem Infektionsrisiko erhöht sich gleichsam die Revisionswahrscheinlichkeit. Dabei spielen infektiöse Verläufe, die ebenfalls mit Adipositas assoziiert sind, eine große Rolle. [11-13]

1.2 Problemstellung

Genauer betrachtet ist eine erfolgreiche Implantation die Summe zahlreicher Details. Gerade die Ausrichtung des Implantats am menschlichen Knochen oder auch die individuelle Auswahl des Produkts ist relevant für die Haltbarkeit und das kinematische Ergebnis nach der Operation. Dabei stehen dem Operateur in Deutschland verschiedene Implantate, die sich im Wesentlichen an Designmerkmalen unterscheiden, zur Verfügung. So kann beispielweise zwischen hinterer kreuzbandereretzender sog. posteriorstabilisierender (PS), hinterer kreuzbanderhaltender (CR) Prothese oder unikondylärer Schlittenprothese unterschieden werden. [7, 11, 14-16]

Um diesbezüglich eine adäquate Lösung zu finden, bietet sich die Finite-Elemente-Methode (FEM) an. Anhand dieser kann die zukünftige Knieendoprothese in Variationen (kreuzbanderhaltend, posterior stabilisierend oder unikondylär) und in verschiedenen Ausrichtungen (kinematisches oder anatomisches Alignment) dargestellt werden, um das biomechanische Ergebnis, wie Belastungen und Verformungen an der Prothese bei Bewegung, vorab zu beurteilen. [17-20] So lassen sich etwa Faktoren für die Haltbarkeit der Prothese vorab bestimmen und auch Faktoren für eine erhöhte Zufriedenheit der Patienten bestimmen. Zu diesen zählen unter anderem die Komponentenbelastung sowie Bewegungsänderungen vor und nach der Operation durch die Auswahl des Implantats und die adäquate Ausrichtung der Prothese. [21]

Ein weiterer Grund, weshalb Patient postoperativ über Schmerzen klagen, könnte eine veränderte Hebelkraft im Kniegelenk sein. Eine Erhöhung des Quadrizepshebelarms bei Reduktion der Quadrizepskraft nach Implantation einer Totalen Knieendoprothese wurde bereits nachgewiesen. [22]

1.3 Zentrale Untersuchungsfragen

Aus den zuvor genannten Aspekten resultieren die folgenden Hauptforschungsfragen:

1. Hauptforschungsfrage: Ist es möglich, mittels der FEM Übereinstimmungen bei der patientenspezifischen Kinematik herzuleiten?
2. Hauptforschungsfrage: Ist es möglich, anhand der FEM die Unterschiede in Bezug auf Kinematik und Belastungen auf die Prothesen durch unterschiedliche Bandspannungsvarianten darzustellen?
3. Hauptforschungsfrage: Existiert eine Korrelation zwischen anteroposteriorem Kondylendurchmesser und der Quadrizepskraft?

1.4 Aufbau der Arbeit

Zur Beantwortung der genannten Forschungsfragen wird in dieser Dissertation wie folgt vorgegangen: Zunächst werden die Grundlagen der Anatomie des Knies, der Biomechanik und der Pathologie, die im Laufe der Arbeit verwendet werden, aufgeführt und erklärt (Kapitel 2). In Kapitel 3 widmet sich die Verfasserin der FEM, indem diese beleuchtet und in Bezug auf die aufgeworfene Problematik erläutert wird. Eine Änderung des Hebels nach Änderung der AP-Länge und der daraus resultierenden Quadrizepskraft wird in Kapitel 4 untersucht. Für den Hauptteil (Kapitel 3 und 4) wurden Experimente unter Laborbedingungen durchgeführt. Abschließend erfolgen eine Zusammenfassung der ermittelten Ergebnisse sowie ein Ausblick auf zukünftige Forschungsaspekte.

2 Grundlagen

In diesem Kapitel werden die anatomischen, pathologischen sowie biomechanischen Grundlagen des Knies aufgeführt. Es wird zudem eine Übersicht über die wichtigsten therapeutischen Möglichkeiten in der Orthopädie aufgelistet.

2.1 Anatomische Grundlagen des Kniegelenks

2.1.1 Knöcherne Strukturen des Kniegelenks

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) ist makroanatomisch ein Teil der unteren Extremitäten. Als Grundlage fungieren drei knöcherne Strukturen: das Femur (*Os femoris*), die Tibia (*Os tibialis*) und die Patella (*Os patellaris*). [23]

Grundlagen

Das **Femur** besteht aus einer medialen und lateralen Epikondylus. [24] Die *Fossa intercondylaris* ist Anfang der *Ligg. cruciates anterieus et posterius*. Ventral zwischen den Femurkondylen dient die *Trochlea* als Gleitrinne für die Patella. [25]

An der proximalen **Tibia** setzt die Patellasehne auf der *Tuberositas tibiae* an. Das Tibia-plateau ist von Knorpel überzogen und lateral flach bis leicht konkav und medial konkav. Seitlich imponieren die Kondylen (*Condylus medialis et lateralis*). Dazwischen befindet sich die Eminentia intercondylaris, die den tibialen Ansatzpunkt für die Kreuzbänder bildet. [24, 26]

Die **Patella** ist in der Frontalebene ein dreieckiges Sesambein. Es ist zudem das größte Sesambein des Skelettsystems. Es ist aus mehreren anatomischen Bereichen zusammengesetzt: dem Apex und der Basis. [25] Die *Facies articularis patellae* auf der dem Femur zugewandten Seite ist Teil des Femoropatellargelenks. Die Patella ist mithilfe der Quadrizepssehne am Femur und anhand der Patellasehne an der Tibia fixiert. Die seitliche Stabilisierung der Patella wird durch die *Ligg. patellofemorale mediale et laterale* und *Ligg. patellotibiale mediale et laterale* gewährleistet. [27]

Das Femur, die Tibia und die Patella bilden zusammen zwei Gelenke innerhalb des Kniegelenks. Das Femur und die Tibia verkörpern das Femorotibialgelenk (*Articulatio femorotibialis*). Das Femoropatellargelenk (*Articulatio femoropatellaris*) besteht aus dem Femur und der Patella. [23] Als vereinfacht dargestelltes Drehscharniergelenk ermöglicht es dem Menschen das Laufen. Dabei sind Flexion und Extension die vorherrschenden rotatorischen Freiheitsgrade für diese Bewegung, [28] während Stabilität bei Streckung besonders relevant ist. So presst sich bei Streckung die Eminentia intercondylaris der Tibia an der Fossa intercondylaris des Femurs. Erst im angewinkelten Zustand ist die Außen- und Innenrotation möglich. [23, 26, 28]

2.1.2 Muskuläre Anlage des Knies nach Freiheitsgraden

Für jeden rotatorischen Freiheitsgrad ist eine eigene Muskelgruppe zuständig.

So erfolgt die **Extension** anhand des Quadrizepsmuskels (*Musculus quadriceps femoris*) mit seinen Anteilen (*Musculus rectus femoris*, *Musculus vastus lateralis*, *Musculus vastus medialis* und *Musculus vastus intermedius*). Durch seinen Ursprung auf Höhe des Trochanter Major (*Linea aspera*) sowie am Pfannendach des Hüftgelenks (*Spina iliaca anterior inferior*) sind sowohl Flexion des Hüftgelenks als auch Extension des

Kniegelenks möglich. Der Ansatzpunkt befindet sich auf der Tibia (*Tuberositas tibiae*). [23, 26, 29]

Die **Flexion** ist mithilfe der ischiocruralen Muskulatur (Hamstrings) möglich. Dabei handelt es sich um eine Muskelgruppe, die sich aus dem *Musculus semitendinosus*, *Musculus semimembranosus* und dem *Musculus biceps femoris* zusammensetzt. Der Ursprung bei allen drei Muskeln bildet der *Tuber ischiadicum* des *Os ischii* des Beckens. Die Ansatzpunkte verkörpern die Fibula (*Caput fibulae*) und die Tibia (*Pes anserius superficialis* und *profundus*). So kann das Knie 120–150° flektiert werden. [23, 28]

Die **Außenrotation** umfasst 30–40°. Dabei werden anterior der *Musculus gracilis* und der *Musculus satorius* benötigt. Posterior sind ein Teil der Hamstrings (*Musculus semitendinosus* und *Musculus semimembranosus*) sowie des Popliteus (*Musculus popliteus*) vonnöten. [23, 28]

Die **Innenrotation** wird ausschließlich über den *Musculus (M) biceps femoris* über die Fibula (*Caput fibulae*) gesteuert. So sind 10° im angewinkelten Knie erreichbar. [23, 28]

2.1.3 Bandapparat und knorpelige Strukturen

Der Bandapparat besteht aus einem vorderen, seitlichen, hinteren und inneren Teil. [26] Die prominentesten Strukturen sind in Abb. 1 veranschaulicht.

Oberflächlich ist das **vordere Band** eine Verlängerung in Form der Sehne des M. Quadrizeps, die über die Patella bis zur Tibia (*Tuberositas tibiae*) zieht. Um eine Luxation der Patella zu verhindern und diese an das Femur zu fixieren, zählen zum vorderen Bandapparat in tieferen Schichten noch Haltbänder (*Retinaculum patellae* und *Retinaculum transversale*). [26]

Seitlich sind das Femur und die Tibia durch Seitenbänder verbunden, bei denen zwischen medialem und lateralem Kompartiment differenziert wird. Im Stehen sind die Bänder am straffesten, während sie sich in Flexion entspannen. So wird ein seitliches Umknicken des Gelenks im Stand verhindert. [26]

Das **mediale Kompartiment** setzt sich aus drei Schichten zusammen. Die obere Schicht ist eine aponeurotische Erweiterung der Sehne des M. satorius. Die mittlere Schicht setzt sich aus mehreren Bestandteilen zusammen. Hierzu zählen Lig. patellofemorale mediale, Lig. popliteum obliquum, Retinaculum patellare mediale und Ligamentum collaterale mediale (MCL), das vom Femur (*Epicondylus medialis femoris*) zur Tibia (*Pes anserius*)

Grundlagen

zieht. Die tiefste Ebene bilden die Gelenkkapsel, das Lig. coronarium und ein weiterer Teil des MCL. Dieser besteht ebenfalls aus zwei Teilstücken: Lig. meniscofemoral und meniscotibial. [30, 31]

Das **laterale Kompartiment** besteht gleichsam aus drei Ebenen. Oberflächlich bilden der Traktus iliotibialis und der M. biceps femoris die erste Schicht. In der mittleren Ausdehnung finden sich das Lig. patellofemoralis und das Retinaculum patellaris lateralis. Das LCL (Lig. collaterale laterale) führt vom Femur (*Epicondylus lateralis femoris*) bis zur Fibula (*Caput fibulae*) und repräsentiert neben der Sehne des M. popliteus, Lig. popliteofibularis, der Gelenkkapsel und dem Lig. arcuatus die tiefste Schicht. [30, 31]

Der **hintere Bandapparat** hat zum Ziel, eine Überstreckung zu verhindern. Hierfür sind mehrere Strukturen verantwortlich: die mediale und laterale Polkappe des M. gastrocnemius, der mit der Gelenkkapsel verwachsen ist, der *Tendo m. semimembranosi* mit *Pes anserius profundus*, das Lig. popliteum obliquum, der M. popliteus und das Lig. popliteum arcuatum. [26]

Der innere Bandapparat setzt sich aus dem vorderen, dem hinteren Kreuzband und den Menisken zusammen.

Das **vordere Kreuzband** (Lig. cruciatum anterius) zieht vom Femur (*Condylus lateralis*) bis zur *Ares intercondylaris anterior* der Tibia mit Insertion am Vorderhorn des lateralen Meniskus. [26] Der Verlauf ist quer. Es handelt sich um einen von hinten lateral nach vorn medial gerichteten Verlauf.

In Bezug auf das **hintere Kreuzband** (Lig. cruciatum posterius) wird in *Pars postero-medialis* und *Pars anterolateralis* unterschieden. Es hat zwei Bandzüge: die *Ligg. meniscofemorale anterius et posterius*. [32] Das hintere Kreuzband verläuft vom *Condylus medialis* zur *Area interconsylaris posterior* und hat dabei Verbindung zum Hinterhorn des Außenmeniskus. [33]

Die **Menisken** werden in *Meniscus lateralis* und *Meniscus medialis* eingeteilt. Dabei handelt es sich um c-förmige Strukturen, die auf Tibiaplateau an der Area intercondylaris liegen. Sie sind im Querschnitt keilförmig, wobei sie an der Meniskusbasis dicker sind und dann schmal zulaufen. Die Menisken bestehen aus faserknorpeligen Halbscheiben. [25, 26] Laut Wirtz [26] ergeben sich daraus die folgenden funktionellen Bestimmungen:

Grundlagen

1. Transportable Gelenkpfanne
2. Ausgleich von Inkongruenzen
3. Gleichmäßige Druckverteilung
4. Hemmschuhwirkung

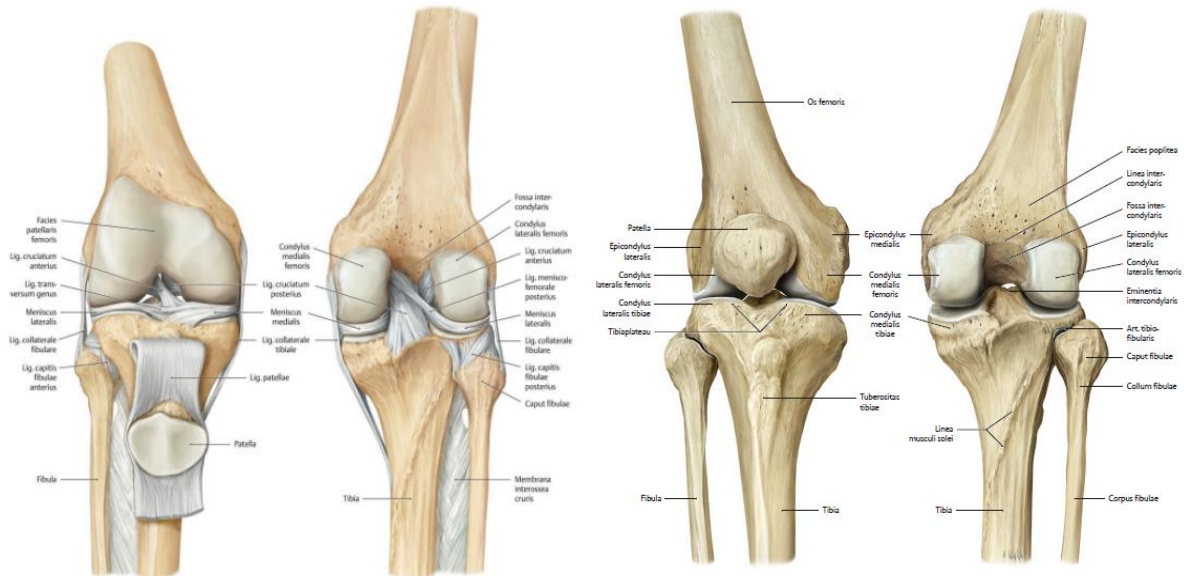


Abbildung 1: Bandapparat (l.) und Knochen (r.) des Knies von ventral und dorsal (Quelle: [23])

2.2 Pathologie des Kniegelenks

2.2.1 Pathophysiologie

Der Knorpelmetabolismus besteht aus degenerativen und reparativen Prozessen. [34, 35] Für den Knorpelaufbau sind Chondrozyten verantwortlich. Insgesamt besteht eine geringe metabolische Aktivität im sauerstoffarmen Milieu aufgrund schwacher Zelldichte. Die Versorgung wird über nährstoffreiche Synovialflüssigkeit gewährleistet. [36] Im Alter lässt der Synthesestimulus nach. [34, 37, 38]

Degeneration ist ein Prozess, bei dem die Struktur und die Funktion des Knorpels verloren gehen. Beim Remodeling kommt es zu den Zeichen der Arthrose, z. B. zu Sklerosierung oder Gelenkspaltverschmälerung. [35]

2.2.2 Arthrose

Die Definition von Arthrose nach dem Robert-Koch-Institut lautet wie folgt [39]:

Arthrose (Synonyme u. a. Arthrosis deformans; Osteoarthrose) ist eine Erkrankung des Muskel-Skelett-Systems. Sie ist durch die degenerative Zerstörung des Gelenkknorpels und der Schädigung angrenzender Strukturen wie Knochen, Muskeln, Kapseln und Bänder charakterisiert. Die krankhaften Veränderungen der Gelenkeinheit äußern sich insbesondere bei fortgeschrittenen Stadien durch Schmerzen und Funktionsstörungen. (S.7)

Es wird zwischen primären und sekundären Arthrosen unterschieden (vgl. Tabelle 1). Die primäre Arthrose entsteht aufgrund ungeklärter Ursache. [40] Bei sekundärer Arthrose gibt es die nachstehenden häufigen Gründe, die zu einer Entscheidung für Knieimplantationen führen: Folgen traumatischer Verletzungen, Überbeanspruchung sowie Folgen entzündlicher und metabolischer Prozesse. [1, 40]

Tabelle 1: Ursachen und Beispiele für sekundäre Arthrosen (Quelle: modifiziert nach [40])

Ursachen	Beispiele
Überlastung	Gelenkdysplasien Achsenfehler Instabilitäten Erworbene Formstörungen der Gelenke
Traumen	Gelenkflächenfrakturen Luxationen
Entzündliche Gelenkprozesse	Bakterielle Arthritiden Rheumatoide Arthritis
metabolische Erkrankungen	Gicht Chondrokalzinose
Endokrine Erkrankungen	Hyperparathyreoidismus Hypothyreose

2.2.3 Radiologische Zeichen der Arthrose

Radiologisch lässt sich Arthrose mithilfe der folgenden Merkmale nachweisen: Geröllzysten, Gelenkspaltverschmälerung, Verdichtung des Knochens, osteophytärer Anbau und Gelenkdeformierung. [41]

Um den Schweregrad zu bestimmen, kann die Definition nach Kellgren und Lawrence herangezogen werden: [41, 42]

0. Stadium – ohne pathologischen Befund
1. Stadium – initiale Arthrose, beginnender osteophytärer Anbau an der Eminentia
2. Stadium – geringgradige Gelenkspaltverschmälerung, geringgradige subchondrale Sklerosierung
3. Stadium – Gelenkspaltverschmälerung > 50 %, Entrundung des Femurkondylus, ausgedehnte subchondrale Sklerosierung, ausgebildete Osteophyten
4. Stadium – Gelenkdestruktion, Gelenkspalt gänzlich aufgehoben, Geröllzysten im Tibiakopf und Femurkondylus, Subluxation

2.2.4 Klinische Zeichen der Arthrose

Mithilfe des Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) -Arthroseindex [43] kann der Patient anamnestisch ersteingeschätzt werden, um den Erfolg der Therapie zu beurteilen. Der WOMAC-Arthroseindex umfasst drei Bereiche: Es werden anhand von fünf Fragen der Schmerz, mit zwei Fragen die Steifigkeit und mit 17 Fragen die Funktionalität abgefragt. Dieser Score reicht von 0–100 Punkten, wobei 100 eine extreme Einschränkung mit Schmerz und damit einhergehender Interventionsbedürftigkeit bedeutet. Der Vorteil des Scores liegt darin, dass er selbstständig im Rahmen der Selbst-Assessments vom Patienten zur Beurteilung des Zustands durchgeführt werden kann. [43-46]

Im Rahmen der körperlichen Untersuchung wird neben der Achsen- und Beinstellung, einer Überwärmung, einer Ergussbildung sowie der Kniestabilität auch auf einen Ausschluss einer Coxarthrose geachtet. Bewegungseinschränkungen wie das Streckdefizit, aber auch Beugedefizit und Belastungsschmerzen können pathologische Zeichen der Coxarthrose sein. [47]

2.3 Klinische Versorgung

2.3.1 Prävention und konservative Therapie

Als mächtigster Prädiktor für die Arthrose gilt das Alter. Da dieser ein unbeeinflussbarer Risikofaktor ist, gelten Gewichtsreduktion, Unfallprävention und Freizeitsport zu den wirksamsten Präventionsmaßnahmen. [48, 49]

Es stehen folgende konservative Therapiemöglichkeiten zur Verfügung: Physiotherapie, Rehabilitationssport, Bandagen oder Ergotherapie. Dabei wird empfohlen, im Rahmen der Therapie kurzfristig mit nichtsteroidalen Antirheumatika medikamentös zu unterstützen. [47] Trotz geringer wissenschaftlicher Beweiskraft, kann Hyaluronsäure im Rahmen einer intraartikulären Injektion gespritzt werden, um der Arthrose bedingten Entzündung des Kniegelenks entgegenzuwirken. [50]

Ziel sind Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung; dabei wirken sich sportliche Maßnahmen begünstigend aus, z. B. haben Jogger eine niedrigere Inzidenz für Arthrose, wenn eine Überlastung vermieden wird. [51-53] Weitere auf die Gonarthrose gegenwirkende Vorteile sind die Verringerung der Steifigkeit, die Stärkung der Muskelkraft, die Verbesserung der Sauerstoffaufnahme und die Verbesserung der Propriozeption. Gleichwohl gilt dies nicht für Hochrisikosportarten, die aufgrund des hohen Unfallrisikos und der Gefahr der verletzungsbedingten Progredienz der Gonarthrose nicht anzuraten sind. [47, 52, 54]

2.3.2 Operative Versorgung

2.3.2.1 Gelenkerhaltende Operationen

2.3.2.1.1 Arthroskopie

Eine Arthroskopie ist dann indiziert, wenn das vorliegenden Beschwerdebild trotz mehrmonatiger konservativer Therapie weiter persistiert, um einer Gonarthrose vorbeugen oder die Progredienz verlangsamen zu können. Erkrankungen des Knies, die vorrangig arthroskopisch versorgt werden, sind Meniskusschäden, Knorpeldefekte, akute Kreuzbandrisse sowie freie Gelenkknochenstücke. [47, 55]

Bei Meniskusschäden kann eine Meniskusnaht, eine teil- oder vollständige Meniskektomie mit Einlage eines Meniskusplatzhalters oder einer allograften Meniskustransplantation eine Therapieoption sein, wenn anamnestisch eine mechanische Blockade vorliegt. [47, 56-58]

Grundlagen

Die operative Versorgung eines Vorderkreuzbandrisses (VKB-Riss) wird bei sportlich aktiven Patienten empfohlen. Dabei erfolgt mithilfe der Sehne des M. semitendinosus eine VKB-Plastik. [47, 57, 59, 60]

Die Arthroskopie bei Chondromalazie ist indiziert, wenn der Knorpeldefekt fokal ist und sich in einem frühen Stadium befindet. Es existieren mehrere Therapieoptionen: Mikrofrakturierung, Knorpeltransplantation und Knorpel-Knochen-Transplantation. [47, 61]

2.3.2.1.2 Weitere Operationstechniken

Mit einer Osteotomie können Beinachsfehlstellungen (varus oder valgus) ausgeglichen werden, was in Bezug auf Arthrose vorbeugend wirken kann. Physiologisch liegt das Kniegelenk auf der Mikulicz-Linie (mechanische Achse). Mithilfe von Kniegelenksorthesen kann vor der Operation (OP) eine Achsenkorrektur simuliert und bei Schmerzlinderung eine Indikation zur OP gestellt werden. Dies geschieht durch Keilbildung an der proximalen Tibia sowie durch Stabilisierung mittels nicht winkelstabiler Plattenosteosynthesen. [62-64]

2.3.2.2 Knieendoprothetik

2.3.2.2.1 Allgemeine Beschreibung und Indikation

Die Knie totalendoprothese (K-TEP) ist die Ultima Ratio, wenn über Monate hinweg gelenkerhaltende und Rehabilitationsmaßnahmen nicht ausreichen, um eine Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung zu erreichen. Dies kann bei nachgewiesener und fortgeschrittener (Grad 3 und 4 nach Kellgren und Lawrence [41]) Gonarthrose oder bei Osteonekrose der Fall sein. [47, 65]

Es existieren mehrere Möglichkeiten für den Gelenkersatz: unikondylärer Ersatz bei isoliertem medialem oder lateralem Schaden, Trochleaersatz bei reiner Patellofemoralarthrose oder Totalendoprothese. [66, 67]

2.3.2.2.2 Outcome

Bis zu 19 % der Patienten geben trotz K-TEP ein Fortbestehen der Beschwerden an, etwa Schmerzen und Funktionseinschränkung. [9, 10] Dennoch ist die Methode des Kniegelenkersatzes eine Möglichkeit, Selbstständigkeit und Lebensqualität wiederherzustellen, und mithin ein fester Bestandteil der medizinischen Versorgung, wenn konservative Methoden nicht mehr ausreichen. Arbeitsunfähigkeit, Invalidität und Frühberentungen können so vermieden werden. [39, 68]

2.3.2.2.3 Komplikationen

Es gibt zahlreiche Komplikationen, über die Patienten im Vorfeld aufgeklärt werden müssen. Nach einer OP frühzeitig auftretende Komplikationen des Heilungsprozesses können hierbei sein: Hämatom, Wundheilungsstörung, Infektion, tiefe Beinvenenthrombose, Embolie, Gefäß- und Nervenverletzung oder das Kompartmentsyndrom. Spätere Probleme nach einer Knieendoprothetik können Infektionen, Lockerungen oder Abnutzungen sein, die zu einer Revision führen können. [69]Bewegungseinschränkungen (z.B. Arthrofibrose), aber auch der vordere Knieschmerz.

3 Biomechanik des Knies

3.1.1 Allgemeines

Das Knie ist ein komplexes Gelenk, das mehrere Bewegungen zulässt. Während zu den Hauptbewegungen Flexion und Extension in der Sagittalebene möglich sind, gibt es zusätzlich noch die Varus-/Valgus-Stellung sowie die Außen- und Innenrotation. Dabei müssen Stabilität und Bewegung gewährleistet sein. [28]

3.1.2 Kinematik der Kniebeugung

Mithilfe von Muskeln und Bändern herrscht ein mechanisches Gleichgewicht. Dabei stehen sich gleich starke, entgegengesetzt wirkende Momente entgegen. Mithin ist der Schnittpunkt der Kreuzbänder der Nullpunkt der Bewegungsachse. [70]

Hinsichtlich der Kniebeugung kann in drei Bögen differenziert werden: screw home bis 20°, aktiver Bogen 20–120°, passiver Bogen 120–160°. Der zu betrachtende Bereich, in dem die meisten täglichen Bewegungen des Knies stattfinden, ist der aktive Bogen, da 60° zum Gehen und ca. 120° zum Treppensteigen oder zum Sitzen auf Stühlen erreicht werden. [71] Dabei konnten Kutzner et al. zeigen, dass es zu einer Belastungssteigerung kommt, etwa beim Treppensteigen zu 346 %, beim geraden Gehen zu 315 % und beim Sitzen zu 225 % Spitzenbelastung des Körpergewichts. [72]

Dabei beugt und streckt sich das Knie nicht nur, sondern es verschiebt sich der Kontaktpunkt des Femurs während der Flexion von 0–120° für ca. 20 mm medial und lateral parallel nach posterior über die Tibia. Während sich medial der FFC (Flexion facet center) kaum bewegt, gleitet und rollt der laterale Femurkondylus 20 mm posterior. Dies kann mit einer tibialen Innenrotation während der Flexion erklärt werden (siehe Abb. 2). Dieses Phänomen ist als Rollback bekannt. [71, 73, 74]

Nach Luis et al. können die Achsen der unteren Extremitäten in eine anatomische und eine mechanische Achse unterteilt werden. [75] Die anatomische Achse beginnt im Zentrum des Kniegelenks und wird durch die Halbierung des Oberschenkelchaftkanals gebildet. Die mechanische Achse reicht vom Hüftkopf (*Caput*) bis ebenfalls zum Zentrum des Kniegelenks und wird auch als Miculicz-Linie bezeichnet. Die physiologische Abweichung beider Achsen beträgt $6^\circ \pm 1^\circ$ und wird anatomisch-mechanischer Femurwinkel genannt. Kommt es zu Abweichungen der Miculicz-Linie, ist von einer pathologischen Achsendeviation die Rede bei medial mehr als 15 mm von varus und lateral 15 mm von valgus. [75, 76]

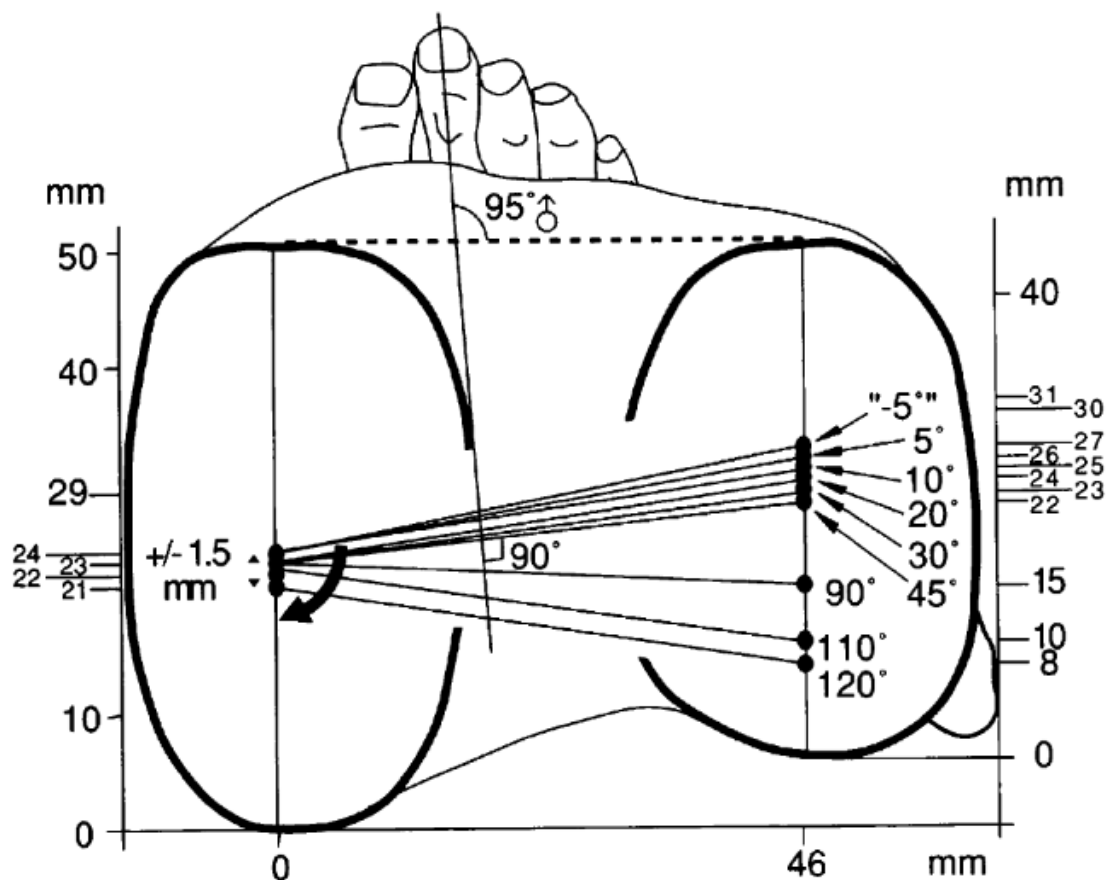


Abbildung 2: Projektion des FFC (Flexion facet center) je nach Flexionsgrad auf der Tibia (Quelle: nach [71])

3.1.3 Rolle des hinteren Kreuzbands

Für die Kniebeugung spielt das hintere Kreuzband eine wesentliche Rolle. Es ermöglicht bei der Rollgleitbewegung des Femurs eine Flexion von bis zu 160° ohne Kontaktverlust und ohne, dass es zu einer Luxation kommt; zudem stabilisiert es das Knie nach anterior-posterior (ap). [28] Laut Fick 1904 gibt es „Verstärkungszüge an der Kapselhinterwand“, die zusätzlich für Stabilität sorgen. [77]

So kommt es bei einer Verletzung des Ligamentum cruciatum posterius (PCL) oder K-TEP ohne posterior stabilisierendes Inlay zu einer Verkürzung des Hebelarms des M. quadriceps durch eine Aufhebung des o. g. Rollback. Andriacchi et al. konnten zeigen, dass es zu einer Veränderung des Bewegungsmusters beim Treppensteigen kommt. So etwa erfolgt eine Vorverlagerung des Körpergewichts, um das Quadrizeps-Moment zu erhöhen. [78] Dieses Wissen hat Einfluss auf Prothesendesigns der posterior stabilisierenden K-TEP. [79] So können nichtposterior erhaltende Prothesen die Quadrizepskräfte bereits bei alltäglichen Bewegungen beeinflussen. [80] Laut Parsch et al. konnten propriozeptive Fasern im hinteren Kreuzband nachgewiesen werden. Es wird vermutet, dass mit diesen die Kniebewegung gesteuert wird. [81]

3.1.4 In-vitro-Messungen mithilfe des Münchener Kniegelenkskinemators

Durch das biomechanische Forschungslabor des Muskuloskelettalen Universitätszentrums München (MUM) der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU) München wurde der Münchener Kniegelenkskinemator etabliert. Durch diesen ist es möglich, eine Kniebeuge von 25–130° Flexion in vitro zu simulieren, was systematische Versuche zu Operations- und Implantationsarten gestattet. Zudem kann der retropatellare Druck anhand eines Foliensensors (K-Scan 4000, Tekscan Inc., Boston, USA) gemessen werden, was in vivo nur unzureichend möglich ist. Über einen Servomotor (Driveset 150, Systec GmbH, Münster, Germany) kann die Flexion in 3° pro Sekunde erfolgen. Die Muskelkräfte des Femurs werden mittels Zugspannung anhand von Stahlseilen erzeugt, die direkt an den Muskelsehnen fixiert sind. Der Quadrizeps wird mit einem Sensor (8417-6002 Burster, Gernsbach, Germany) über den gesamten Bewegungsablauf gemessen. Kinematische Messungen werden über Pointer-Markierungen (Zebris CMS 20, Isny, Germany) durchgeführt. [82-84]

3.1.5 Patellofemoralgelenk und Hebelwirkung des M. quadriceps

Das Patellofemoralgelenk setzt sich aus dem Femur und der Patella zusammen. Distal setzt an der Patella die Quadrizeps- und proximal die Patellasehne an. Für Stabilität sorgen medial und lateral der Patella Haltbänder (*Retinacula*) und Ligamente. [85] Während einer Kniebeugung gleitet die Patella über den Trochlea groove des Femurs. [86] Bei 20° Flexion liegt die Patella am oberen Ende des Femurknorpels auf, bei 135° hat die Patella Kontakt mit der Notch des Femurs. [87] Bei einer Kniebeugung kommt es zu einer Valgusposition des Quadrizeps, was die Patella nach lateral drückt. Dieser Vorgang kann mit dem Q-Angle erklärt werden. Dies ist der Winkel des Kraftvektors des M. Quadriceps

sowie der Patellasehne und beträgt physiologisch 6–27° Richtung *Spina iliaca superior anterior*. [88] Kommt es erworben oder angeboren zu Pathologien, können ein Maltracking (pathologisches Gleiten der Patella auf dem Femur), Malalignment (Fehlstellung), Instabilität bis hin zu Dislokation der Patella oder Schmerz die Folge sein. [89] Sherman et al. konnten bei 90° Flexion eine Erhöhung der Zugbelastung um 25 % und eine Verschiebung der Patella um 8 mm nach proximal nachweisen. Ferner konnten sie belegen, dass es zu einer veränderten Patellabeanspruchung je nach tibialer Position der Komponenten kommt. [90] Dies muss bei der Wahl des Prothesenersatzes berücksichtigt werden, da sonst retropatellarer Schmerz, Instabilität oder Patellafrakturen die Folge sein können. [15, 91-93]

Dies lässt sich biomechanisch über das Drehmoment (Formel 1) des Quadrizeps erklären, der mithilfe der Patella (Drehpunkt) seine Kraft erhöht. Dies funktioniert, indem die Patella gegenüber der Quadrizepssehne und dem Femur als Abstandhalter dient. Das Drehmoment ist dabei das Produkt aus der Quadrizepskraft und dem senkrechten Abstand zur Rotationsachse des Femurs. [86, 87, 94, 95]

$$M = r \times F \quad (1)$$

Zusätzlich kann für das Knie eine Hebelkraft definiert werden. Dabei ist das Produkt aus Kraft und Länge der Quadrizeps- und Patellarsehne gleich groß (Formel 2). Die maximale Hebelkraft wird bei 20–60° Flexion erreicht. [95, 96]

$$F_q \times L_q = F_p \times L_p \quad (2)$$

Dabei können drei Faktoren zu einer veränderten Hebelkraft führen: [87]

1. Die Oberflächenbeschaffenheit und Position der Patella
2. Die Oberflächenbeschaffenheit der patellofemorale Kontaktfläche des Femurs, vor allem des Trochlea groove
3. Die Position der mediolateralen Rotationsachse des Femurs

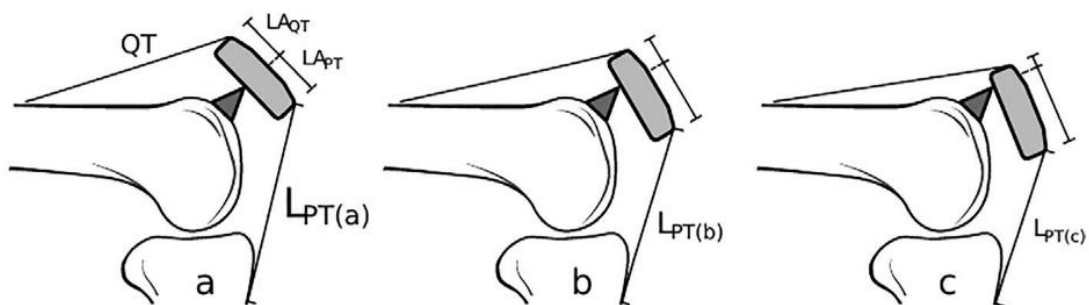


Abbildung 3: Änderung der Hebelkraft bei Änderung der Patellaposition, QT = Quadrizepssehne, LPT = Länge der Patellasehne, LAQT = Hebelarm der Quadrizepssehne, LAPT = Hebelarm der Patellasehne, Lage der Patella bei Änderung der Patellasehnenlänge (LPT). Länge in (a, b, und c) (Quelle: nach [86])

4 Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knieendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

4.1 Einleitung und Zielsetzung

Die FEM ist eine computerbasierte mathematische Methode, mit der numerische Simulationen durchgeführt werden können. Sie findet vielseitige Anwendung: So werden im Ingenieurwesen, in der Automobilindustrie und der Luftfahrt, im pharmazeutischen, chemischen, nanotechnologischen, geologischen sowie biomechanischen Bereich komplexe Prozesse anhand des FEMs simuliert. Es können Modelle zur Spannungsanalyse, Flüssigkeitsströmung, zu Elektromagnetismus und zur Wärmeübertragung berechnet werden. [18, 97]

Der Vorteil dieses Instruments liegt in den realitätsnahen Einstellungsmöglichkeiten. So können Geometrien und Substanzeigenschaften implementiert, Randbedingungen (Kräfte, Bewegung, Druck oder Beschleunigung) definiert und entsprechende Verschiebungen und Verhalten des Materials für jeden einzelnen Knotenpunkt beobachtet sowie ausgemessen werden. Zu den wegweisenden Funktionen dieser Software gehören die Zug- und Druckfestigkeit und die Steifigkeit des Materials. Zur besseren Berechenbarkeit werden die Elemente in Dreiecke oder Rechtecke für das zweidimensionale Modell oder Tetraeder oder Prismen für das dreidimensionale Modell vernetzt. [17, 18, 20]

Auch in der Orthopädie spielt die FE-Analyse bereits eine große Rolle. So wird diese im Bereich Produktdesign und -testung verwendet, um die Langlebigkeit der Prothesen zu erhöhen. In der biomechanischen Forschung können Experimente als Alternative tier- und kadaverfrei durchgeführt werden. [17, 18]

Die FEM birgt das Potenzial, patientenbasierte Medizin in der Knieendoprothetik zu implementieren, sodass die OP-Planung individuell erfolgen kann. Es vermag dabei zu helfen, die biomechanischen Veränderungen bei endoprothetischen Ersatz besser zu verstehen. [98]

Experimentell können im Rahmen von Versuchsaufbauten Kniebewegungen mit sechs DOF (Degrees of freedom) und deren Kräfte ermittelt werden. [99]

Eine Grundlage dieser Studie bildet der etablierte Münchener Kniegelenkskinemator. Mit diesem sind In-vitro-Messungen nativ und nach Implantation einer Knie totalendoprothese zu verschiedenen Fragestellungen möglich und mehrfach validiert. [93, 100-102] Die zweite Grundlage verkörpert das institutsintern erstellte FEM, mit dessen Hilfe die ermittelten Kinematikdaten im Ingenieurprogramm, Ansys Workbench R21' (Ansys Inc., Canonsburg, USA) nachgestellt werden können. [103]

Mit dem Münchener Kniegelenkskinemator wurden Prothesen der Firma Aesculap AG in verschiedenen Größen mit Posteriorstabilisierung getestet. Ebenso stehen die Prothesen als digitale Modelle zur Verfügung. Erste vielversprechende eigene Ergebnisse aus Computersimulationen, die vergleichbare Ergebnisse wie die Experimente im Labor zeigen, sind in wissenschaftlichen Fachzeitschriften veröffentlicht. [104-106]

Ziel dieser Studie ist die indirekte Nachahmung der Kinematikdaten in eine FEM-Analyse anhand patientenindividueller Knochendaten, die in vitro am Münchener Kniegelenkskinemator getestet worden sind. Im nächsten Schritt wird der FFC-Punkt im experimentellen Aufbau validiert und die Frage beantwortet, wie sich ein veränderter FFC-Punkt, z.B. an den Femurkondylen, auf die Kniekinematik auswirkt. Des Weiteren werden mithilfe der FEM die Unterschiede in der Kinematik und des retropatellaren Drucks aufgrund der unterschiedlichen Prothesengrößen untersucht. Ein weiteres Ziel ist die Darstellung der Veränderung der Kinematik nach virtueller Veränderung der Bandspannung.

4.2 Material und Methoden

4.2.1 Aufnahme der In-vitro-Kinematik durch Kadaverversuche

Zur Klärung der Fragestellung wurden acht tiefgefrorene Humanpräparate (Alter im Mittel 52 Jahre, $\pm 16,4$ Jahre, 3 weiblich/5 männlich) ausgewählt (siehe Tab. 2).

Tabelle 2: Präparate

Präparat	Alter	Körpergröße in cm	Körpergewicht in kg	Knieseite	Geschlecht
1	48	185	95	links	männlich
2	64	165	60	rechts	weiblich
3	74	162	84	links	weiblich
4	56	175	86	links	weiblich
5	65	176	61	links	männlich
6	56	173	93	links	männlich

Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

7	28	175	73	links	männlich
8	25	183	95	links	männlich
Mittelwert	52 ± 16,4	174 ± 7,4	80,88 ± 13,6	1 re : 7 li	3 w : 5 m

Sowohl im nativen als auch im postoperativen Zustand wurden von den Knien mithilfe der Klinik und Poliklinik für Radiologie T2-gewichtete MRT-Aufnahmen (1,5 Tesla, Magnetom Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) in einer Standardknie spule mit 0,7 mm Schichtdicke abgelichtet.

Der Münchener Kniekinemator (siehe Abb. 4) wurde im Rahmen eines institutsinternen Projekts entwickelt und gebaut. Präparation und Durchführung der Versuche erfolgten nach einem festen Schema. [82, 84]

Der Femur wurde bei 20 cm proximal und die Tibia bei 20 cm distal ausgehend von den Epikondylen abgetrennt. Nach Lösung der Haut und des Fetts wurden unter Wahrung der Gelenkkapsel die Sehnen des M. quadriceps, M. biceps femoris und des M. semitendinosus präpariert, um diese anschließend in metallische Extensionshülsen (Bühler-Instrumente Medizintechnik GmbH, Tuttlingen, Germany) einzubinden. Nach einem Durchlauf in präoperativer Beschaffenheit wurde durch einen erfahrenen, chirurgisch tätigen Orthopäden die Implantation der posteriorstabilisierenden Knie totalendoprothese vorgenommen.

Die Prothesen wurden im Press-Fit-Verfahren implantiert und die kinematische Testung wurde wiederholt. Bei jedem Knie wurden definierte Punkte mit einem Pointer detektiert (siehe Abb. 5). Diese dienen der Kalkulation der Kinematik des Gelenks und wurden auf am Knochen fixierte Tripoden zurückgerechnet.

Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

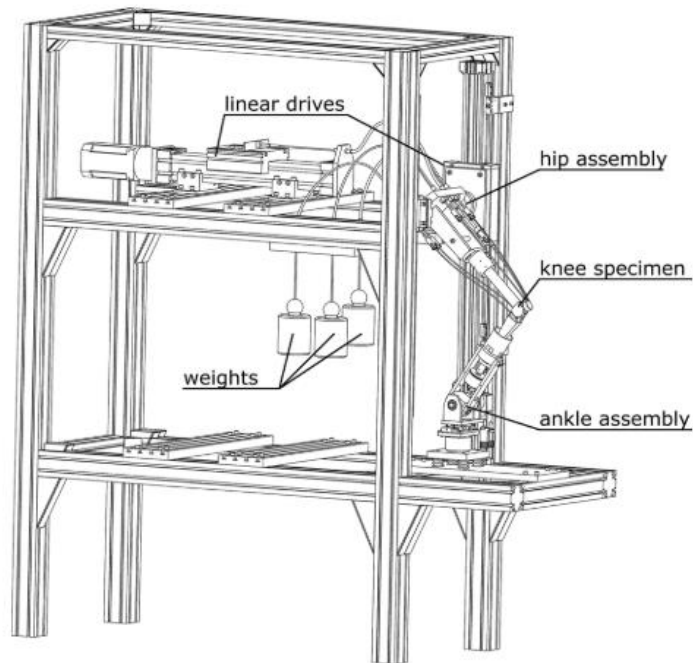


Abbildung 4: Aufbau des Münchener Kniekinemators (Quelle: nach [83])

Anschlüsse am Zebris CMS 20S Ganganalyse-System

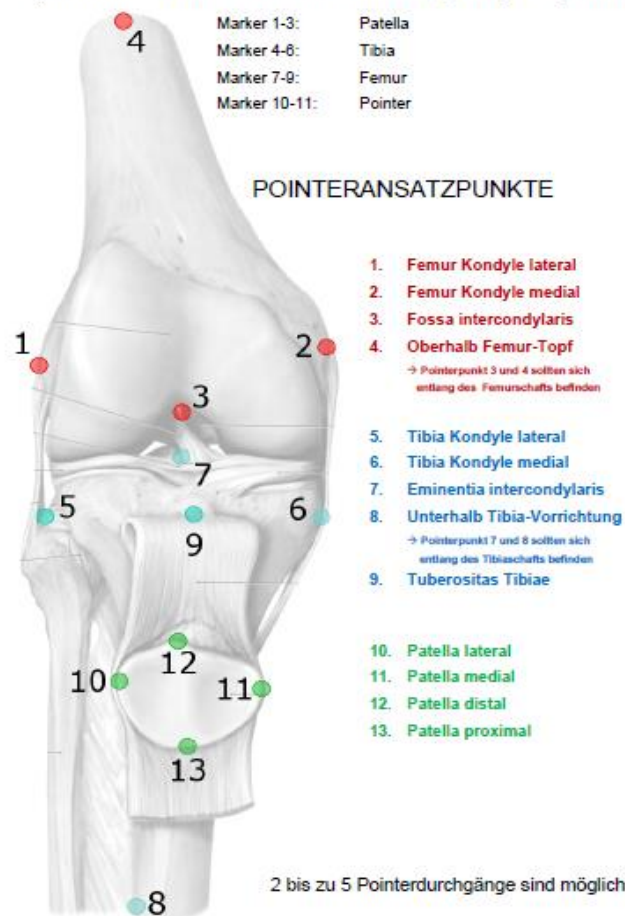


Abbildung 5: Pointer-Stellen zum Aufspannen lokaler Koordinatensysteme zur Kinematikberechnung (Quelle: nach [82])

4.2.2 Erzeugung der Knochengeometrie für die FE-Analyse

Ziel ist die realitätsnahe computerbasierte Nachstellung eines Kinematikversuchs mit realen Humanpräparaten aus deren MRT-Daten. Um dem Anspruch gerecht zu werden, wurden die DICOM der Präparate sowohl prä- als auch postoperativ segmentiert und in die Forschungs-Software 3D Slicer (3D Slicer 4.10.2, BWH and the Slicer Community, USA) importiert (siehe Abb. 6 und 7). Dabei wurden dreidimensionale Datenmodelle (STL) erstellt. Um näher an den ursprünglichen Präparaten zu sein, wurden die Seitenbänder in ihrer Länge (MCLa, MCLd und LCL) ebenfalls segmentiert (siehe Abb. 8). Zudem wurden Bohrlöcher in den MRT-Bildern geschlossen, die durch die Aufhängung an den Münchener Kniekinemator bedingt waren. Damit vollständige virtuelle Korrelate der Knochen und Knorpel vorliegen, wurde nach erfolgter Segmentierung die Oberfläche interpoliert und die Verbindungen wurden einmalig mit einem Faktor von 0,5 geglättet (siehe Abb. 9). Im weiteren Verlauf der Bearbeitung wird von sechs Präparaten ausgegangen, da die DICOM der Präparate 1 und 8 nicht bearbeitet werden konnten und aus der Studie genommen werden mussten.

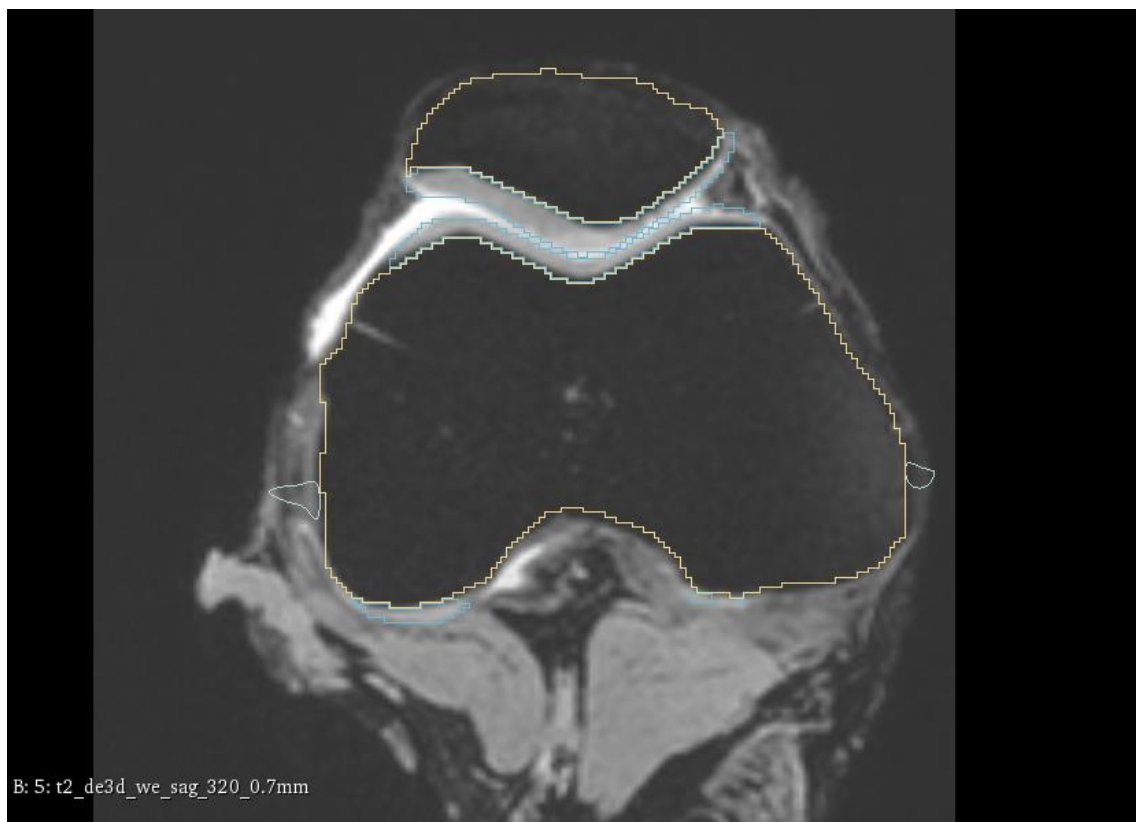


Abbildung 6: 3D Slicer, Ansicht der Segmentierung von axial auf Femur und Patella

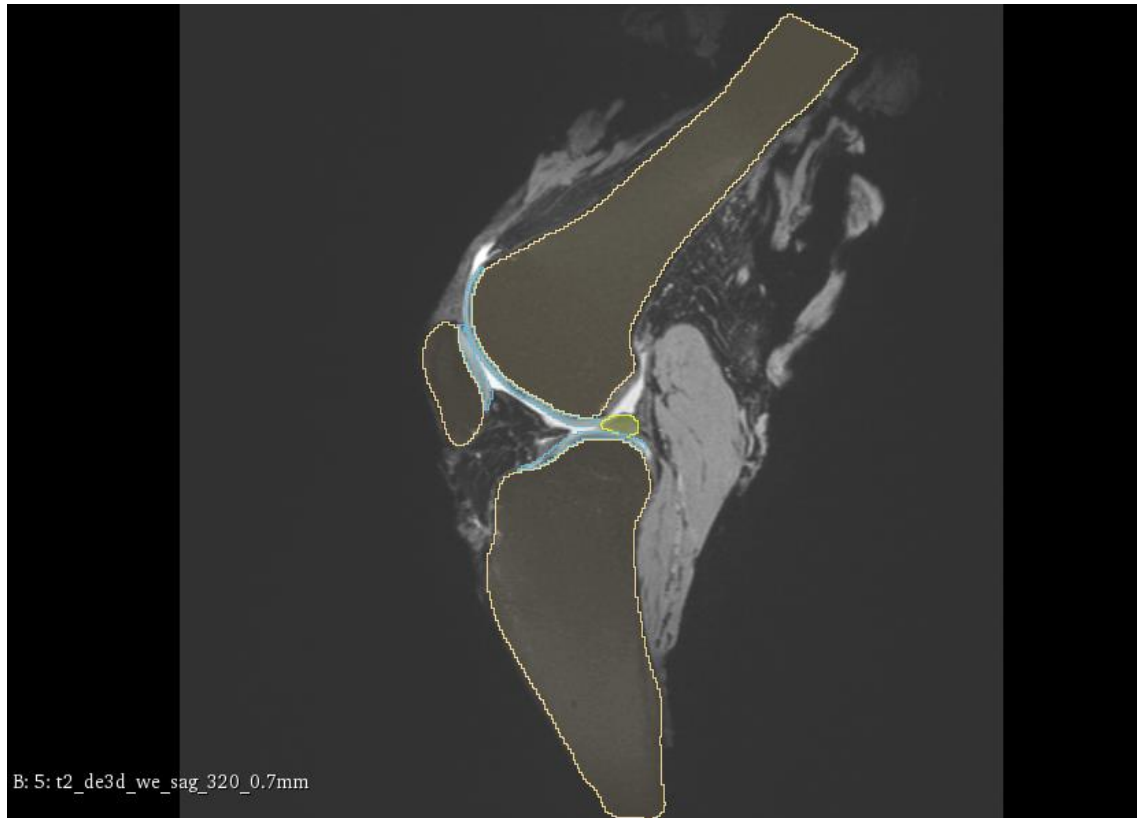


Abbildung 7: 3D Slicer, Ansicht der Segmentierung von sagittal auf Femur, Tibia und Patella

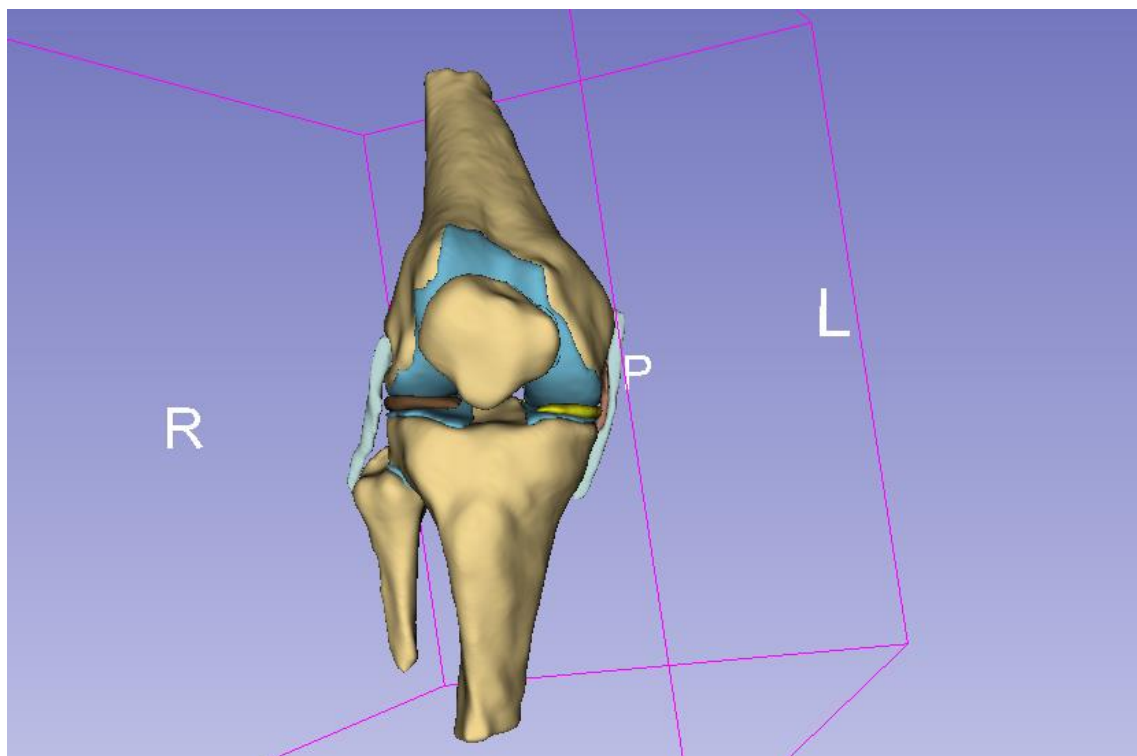


Abbildung 8: 3D Slicer, segmentiertes Kniemodell in ventraler Ansicht mit Menisken sowie medialen und lateralen Seitenbändern

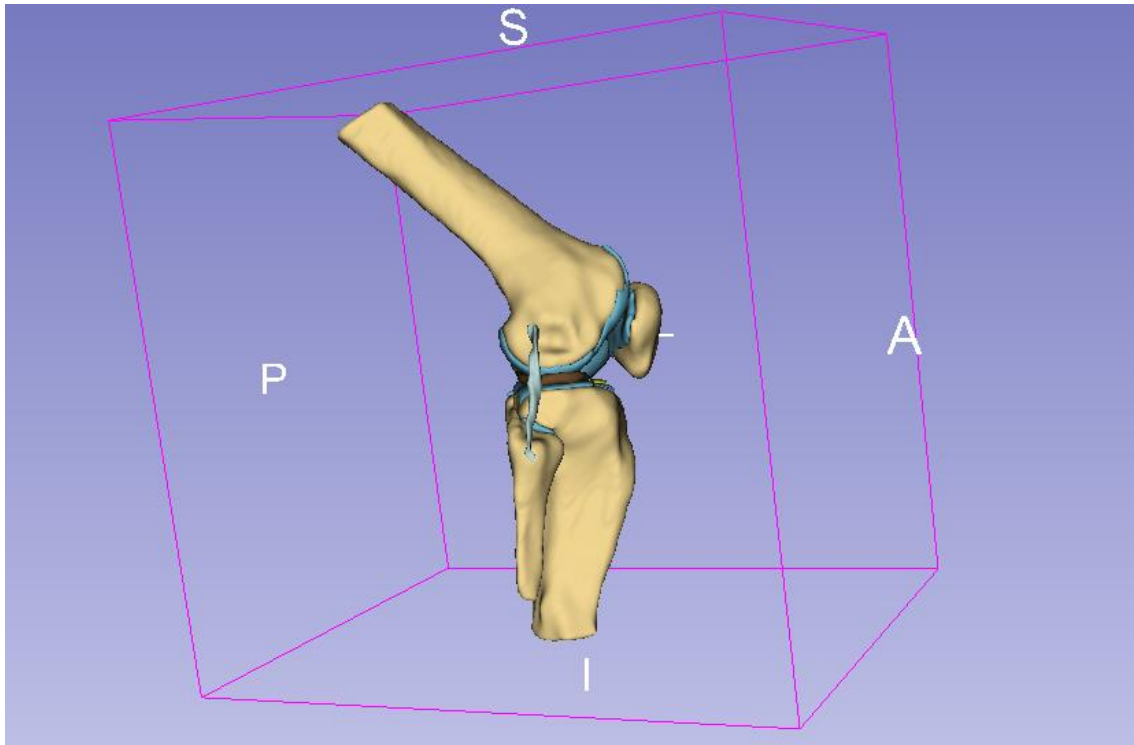


Abbildung 9: 3D Slicer, segmentiertes Kniemodell in lateraler Ansicht mit Menisken sowie medialen und lateralen Seitenbändern

Geomagic Design X (3D Systems GmbH, Moerenfelden-Walldorf, Germany) ist eine Software, die zur Bearbeitung von CAD-Daten geeignet ist. In diesem Programm wurden sowohl das prä- als auch das postoperative Femur sowie die Tibia in einer interaktiven Ausrichtung in optimaler Passform übereinandergelegt und manuell mit einem selbst konstruierten Würfel (10 x 10 cm) geschnitten. Voraussetzung für die Bearbeitung war das Vorliegen von Netzen, weshalb die STL-Daten rückgeführt werden mussten. Hierfür wurde die exakte Flächenrückführung verwendet (Form verbessern, mechanische und ¾-Erfassungsgenauigkeit, 0,1 mm Toleranz, adaptive Anpassung). Eine Auflistung der Flächenrückführungen in einer Skala von 1,8 mm bis -2,9 mm ist in **Anhang B** einsehbar. Die Femurprothesen, die Tibiakomponente und die tibiale Gleitfläche konnten nach Import direkt angepasst werden. Zielmarkierung der Femurkomponente war der distale Cut. Die Lage und die korrekte Größe der angepassten Prothesen wurden in die postoperativen Segmentierungen in den 3D Slicer eingepflegt und dort kontrolliert. Nach Bearbeitung konnte im IGS-Format das digitale Knie mit virtuell implantierter Totalendoprothese zur weiteren Erstellung des FEM exportiert werden.

4.2.3 Modifikationen des Modells in Catia

Zur Nachstellung der funktionalen Einheiten des Kniekinemators wurden über Catia (V5R18, 3D Systems, Frankreich) weitere Modifikationen am Modell vorgenommen:

1. Anhand von Abmessungen des Durchmessers der Quadrizepssehne der jeweiligen MRT-Daten der Präparate im 3D Slicer wurde ein elliptischer Körper mit einer Länge von 50 mm konstruiert.
2. Nach Anpassung und Ausmessung des Flexionsdreharms (siehe Abschnitt 3.2.2) konnte die mechanische und anatomische Achse nach Luis [75] entworfen werden.
 - a. Eine Linie zwischen medialer und lateraler Seite der Femurprothese wurde gezogen, indem in der Mitte ein Punkt geschaffen worden.
 - b. Zur zentralen Ausrichtung der anatomischen Achse wurde eine 140 mm entfernte Ebene im Markraum des Femurs eingesetzt. Ansatz hierfür war die Zwischenebene des Flexionsdreharms.
 - c. Mittig wurde ein Punkt konstruiert und dieser mit dem Verbindungspunkt des Femurs verknüpft.
 - d. Mit 6° Abweichung wurde nach medialer Seite die mechanische Achse konstruiert.
 - e. Da die anatomische Achse zur Ausrichtung des Vastus intermedius verwendet wurde, wurde diese Linie unter Einhaltung des Winkels in Richtung des Federansatzes versetzt.
 - f. Zur Ausrichtung und zur Ermittlung der Koordinaten wurden an den Schnittpunkten mit dem Flexionsdreharm Blöcke konstruiert.

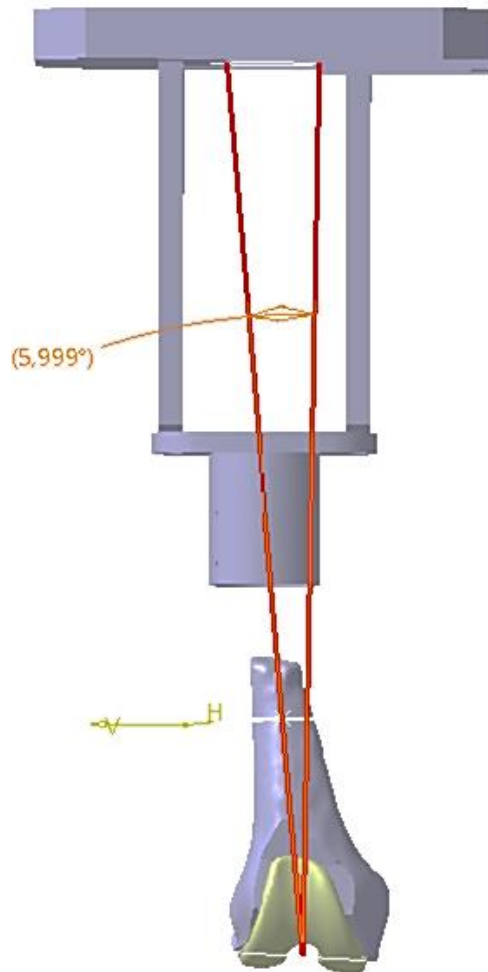


Abbildung 10: Konstruktion der mechanischen und anatomischen Achse in Catia

3. Zum genauen Abgleich der Kinematikdaten wurde nach Pinskerova [73] eine FFC-Konstruktion vorgenommen (siehe Abb. 11).
 - a. An der planaren Ebene der Box wurde ein Lot konstruiert.
 - b. Abhängig zum Lot wurden bei 30° und 60° Tangenten an der Außenfläche der Femurprothese markiert.
 - c. Im 90°-Winkel wurden Linien bei 30° und 60° gezogen.
 - d. Im Scheitelpunkt liegt das FFC; ein Zylinder mit einem Durchmesser von 1 mm wurde dargestellt.

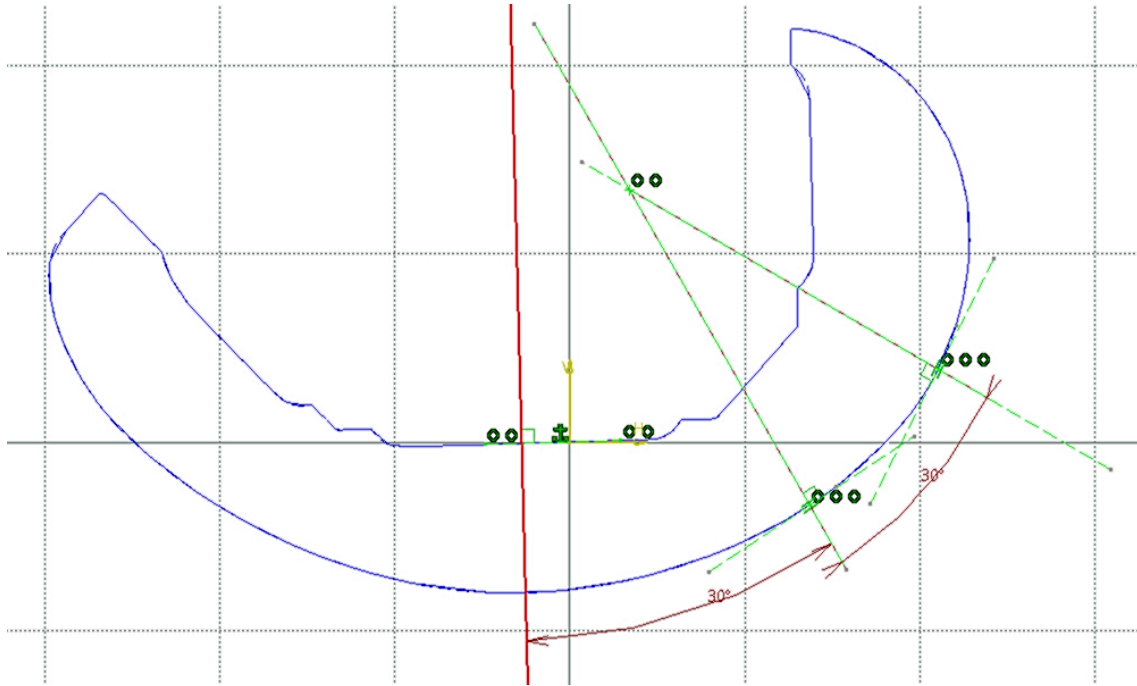


Abbildung 11: Skizzendarstellung aus Catia zur Konstruktion des FFC-Punkts

4.2.4 Einstellungen des FEM in Ansys

4.2.4.1 Anlehnung aus vorheriger Studie

Nach Woiczinski [103, 105] wurden folgende Punkte des FEMs übernommen:

- Das Knie wurde nicht in Streckung simuliert. In Zeitpunkt 0 ist das Ende des Screw Homes mit ungefähr 25° Grad erreicht.
- Das Tibiofemorale- und das Patellofemoralegelenk haben keinen Kontakt.
- Reibungskontakte zwischen Femurprothese und Patellaknorpel mit einem Koeffizienten von 0,02 sowie zwischen Femur- und Tibiaprothese mit einem Reibungskoeffizienten von 0,05. Bei den beiden Kontakten wurde das Update der Steifigkeit bei jeder Iteration übernommen. Zwischen Quadrizepssehne und Femurprothese herrschte Reibungslosigkeit.
- Die Patellasehne wurde mit drei Federn mit je 250 N Steifigkeit dargestellt. [107]
- Die Vorspannung der Seitenbänder (MCLa, LCL, MCLd, MCLo,) wurde nach C. S. Shin et al. [108] in LabVIEW (Version 2014 SP1, National Instruments, Austin, Texas, USA) berechnet.
- Die Vorspannung des Vastus intermedius wurde belastungsabhängig mit einer Steifigkeit von 6 N/mm erhöht.

Die Vorspannung des Vastus lateralis et medialis wurde konstant bei 20 N und die der Musculi semitendinosus et biceps femoris bei 10 N gehalten. Die Steifigkeit wurde mit 0,001 N/mm vorgegeben.

- Die Bodenreaktionskraft wurde mithilfe von Befehlen in APDL (Ansys Parametric Design Language) entsprechend dem Münchener Kniekinemator zwischen 50 N und 55 N gehalten.
- Die Vernetzung von Femurprothese, Patella und Tibiaprothese wurde übernommen.
- Das Skript in APDL wurde übernommen.
- In der Analyseeinstellung wurde ‚Large Deflection‘ aktiviert.

4.2.4.2 Anpassung des FE-Modells in Ansys

In Ansys (R21, Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) wurden die Konstruktionsdaten des Flexionsdreharms (Hüfte) und die Tibiaaufnahme (Sprunggelenk) digital in das Modell eingefügt. Zielvorgabe sind nach Schröder [82] 425 cm Flexionsdreharm bzw. 380 cm der Tibiaaufnahme zum Epicondylus. Innerhalb Ansys Geometry wurden an den Seitenflächen der beiden Körper Ebenen (Planes) mit ausgerichtetem Koordinatensystem generiert und die Abstände ausgemessen.

Anders als im Münchener Kniekinemator wurde keine tibiale x-Achse freigegeben. Diese spiegelt die seitliche Beweglichkeit auf Knöchelhöhe wider. Um Varus-Valgus-Rotation sicherzustellen, wurde die x-Achse beim Femur auf Hüfthöhe freigeschaltet.

Der Vernetzungsvorgang (Mesh) wurde im PS-System um den Zapfen der Tibiaprothese sowie um die Seitenfläche der Femurprothese mit einer Größe von 1,5 mm erweitert.

Da kein Sprunggelenk im anatomischen Sinne vorhanden war, wurde der Bodenreaktionspunkt in vergleichbarer Weise zur Pointer-Stelle 8 auf Höhe der Tibiavorrichtung zwischen den Windungen verortet.

An der in Catia (V5R18, 3Dessault Systems, Frankreich) konstruierten mechanischen Achse wurden das femorale Koordinatensystem und die Lokalisierung der Fernverschiebung (Remote Displacement) des Femurs eingestellt. Die Koordinaten der anatomischen Achse am Ansatz der Femuraufhängung galt als Referenz für die Feder des Vastus intermedius (siehe Abb. 10).

Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

Zur dauerhaften Beurteilbarkeit wurde die in Catia (V5R18, 3D Systems, Frankreich) hergestellte FFC-Stange in Ansys nachbearbeitet.

Zwischen den Epikondylen wurde die konstruierte Stange an den Schnittpunkten geschnitten und entfernt. Die verbliebenen Abschnitte wurden mit dem Femur verbunden (siehe Abb. 11).

Die aus der Vermessung erstellte Quadrizepssehne wurde an der Patella ausgerichtet und passgenau geschnitten.

Um die Kinematik vergleichbar zum Münchener Kniekinemator auswerten zu können, wurden Remote Points nach dem Vorbild der Pointer-Stellen eingefügt (siehe Abb. 5). Zur Beurteilbarkeit wurde als Referenz für alle Remote Points das tibiale Koordinatensystem mit ausgerichteter x- und z-Achse gewählt. Die x-Achse verläuft zwischen den Halterungen (Sprunggelenk). Die z-Achse führt von der tibialen Halterung zum Zentrum der Femuraufhängung (Hüfte). Die y-Achse hat sich passiv ausgerichtet. Die kartesischen Koordinaten der Remote Points wurden als Ursprung protokolliert, deren Veränderung der Position während der Flexion wurde über die Deformation-Probe ausgelesen und mit den Ursprungskoordinaten verrechnet.

Die Auswertung der Rohdaten erfolgte nach einem institutsinternen Programm in LabVIEW (Version 2014 SP1, National Instruments, Austin, Texas, USA).

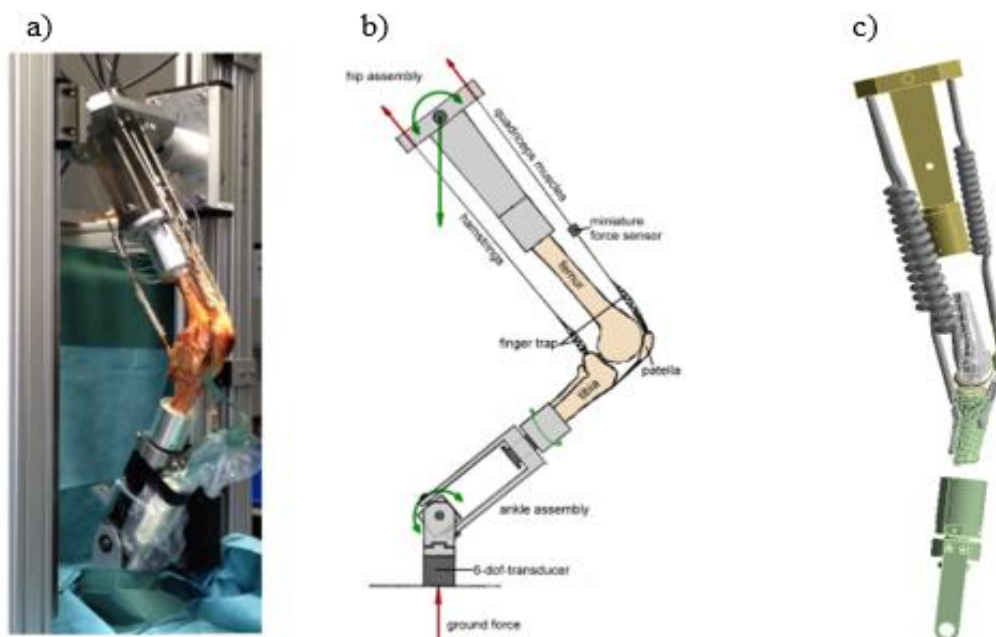


Abbildung 12: a) eingespanntes Knie im Münchener Kniekinemator, [100] b) Konzeptzeichnung zum Kniekinemator (Quelle: nach [82]), c) Umsetzung in Ansys

4.2.5 Versuch: Posterior stabilisierende Prothesen mit unterschiedlicher Steifigkeit in einem Präparat

In dieser Versuchsreihe wurden posterior stabilisierende Prothesen unter Entfernung des PCL verwendet. Die Belastung der Tibiaprothese und die Kinematik wurden in Hinblick auf verschiedene Steifigkeitsparameter der Seitenbänder betrachtet. Um das Verhalten zu untersuchen, wurde bei Präparat 6 die Kniebeugung in Ansys unter verschiedenen Steifigkeitsparameter getestet (siehe Tab. 3). Die physiologischen Parameter wurden nach Literaturrecherche übernommen. [108-110]

Tabelle 3: Änderung der Steifigkeitsparameter bei Präparat 6, in N/mm

Steifigkeitsparameter	MCLa	MCLo	MCLd	LCL
Physiologisch	27,9	21,1	72,2	91,3
+10 %	30,69	23,21	79,42	100,43
+20 %	33,48	25,32	86,64	109,56
-10 %	25,11	18,99	64,98	82,17
-20 %	22,32	16,88	57,76	73,04

4.2.6 Retropatellarersatz bei Präparat 3

Bei Präparat 3 wurde vom operierenden Orthopäden ein Knochenödem sowie abgenutzte Patella- und Femurknorpel mit Arthrose Grad 4 diagnostiziert. Dies spiegelte sich in den Segmentierungen wider. In der Literatur finden sich nur unzureichend Daten zum Reibungskoeffizienten zu Arthrose. [111, 112] Da lediglich ein teilweiser Verlust des Knorpels nachgewiesen werden konnte, wurde zur Sicherstellung der Überprüfbarkeit mit dem Münchener Kniekinemator ein Retropatellarersatz virtuell implantiert. Kinematikdaten hierfür waren vorhanden. Das Material der Vega-Patellaprothese ist Ultra-high-molecular-weight polyethylene nach (ISO 5834-2). [113] Es wurden in Ansys dieselben Materialeigenschaften wie bei der Tibiaprothese mit demselben Reibungskoeffizienten von 0,05 verwendet. Die Implantation erfolgte nach Sauer et al. [114] (siehe Abb. 13).

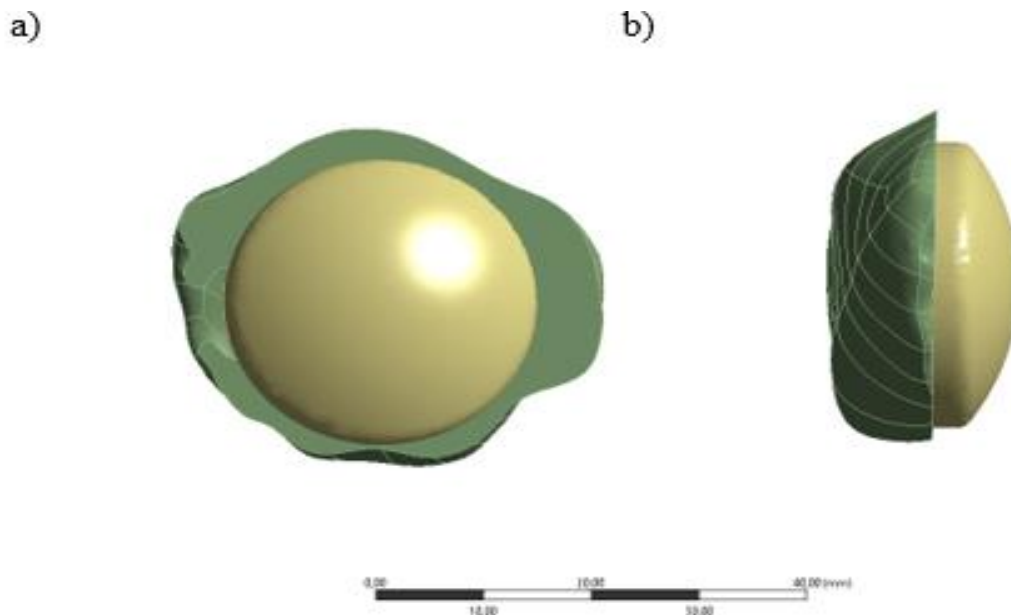


Abbildung 13: Darstellung des Retropatellaersatzes bei Präparat 3 in Ansys, a) von dorsal, b) von lateral

4.2.7 Verwendete Statistik

Zur statistischen Auswertung der anteriorposterioren Bewegung wurde SPSS (29.0, IBM Inc., Armonk USA) genutzt. Zur Untersuchung auf Signifikanz wurden die zweifaktorielle ANOVA und der Levene-Test gewählt. Zur grafischen Darstellung der anteriorposterioren Bewegung, der Tibiarotation, der Zugkraft [N] der Kollateralbänder sowie zur Visualisierung ihrer Veränderungen wurde Excel (Microsoft Office 365, Microsoft Inc., Redmond, USA) gewählt.

4.3 Ergebnisse

4.3.1 Vergleich der Kinematik im Münchener Kniekinemator und in Ansys

Zur besseren Darstellung wurden die Ergebnisse der relativen anterioposterioren Bewegung des Münchener Kniekinemators (Munich Rig) und die der relativen AP-Bewegung in Ansys in zwei Abbildungen veranschaulicht (siehe Abb. 14 und 15). Es wurde die Differenz bei 25° abgezogen. Ein negativer Verlauf bedeutete einen anterior gerichteten Verlauf der Tibia und einen posterioren Verlauf des Femurs. Sowohl in vitro als auch in silico konnte ein femoraler Rollback nach [73] in unterschiedlich starker Ausprägung nachgewiesen werden.

Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

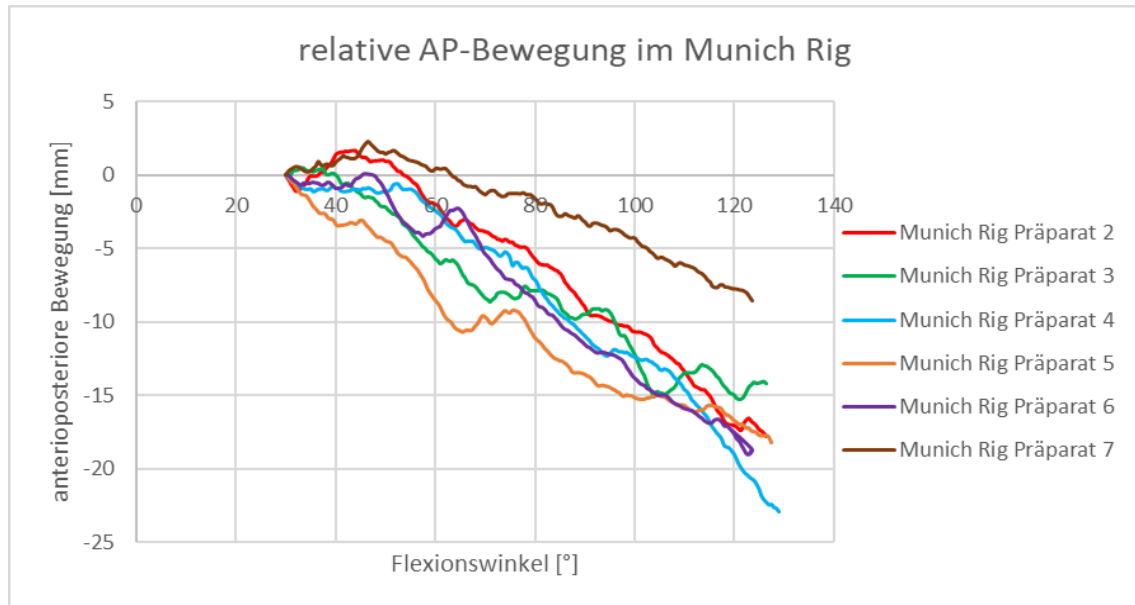


Abbildung 14: Diagramm zur Darstellung der relativen AP-Bewegung à 30° im Münchener Kniekinemator, (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

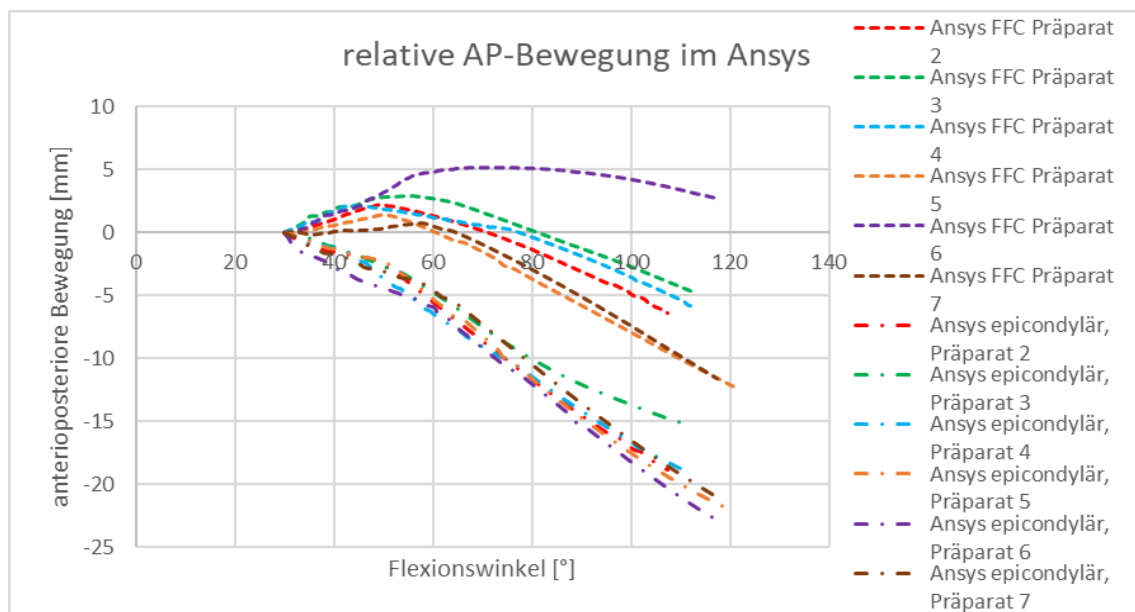


Abbildung 15: Diagramm zur Darstellung der relativen AP-Bewegung ab 30° in Ansys, (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

Die physiologisch erwartbare Tibiarotation nach Freeman et al. [71] bilden eine Außenrotation bis 10° und eine anschließende Innenrotation während der Flexion um bis zu 30° um die translationale Achse. In der Simulation wurde bei allen Modellen bis circa 50° eine tibiale Außenrotation und anschließend eine Innenrotation bis 120° Flexion gemessen. Vergleichbar waren sowohl im Münchener Kniekinemator als auch im Modell bei 50 N Bodenreaktionskraft die maximalen Rotationswinkel von +7/-6 Grad.

Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

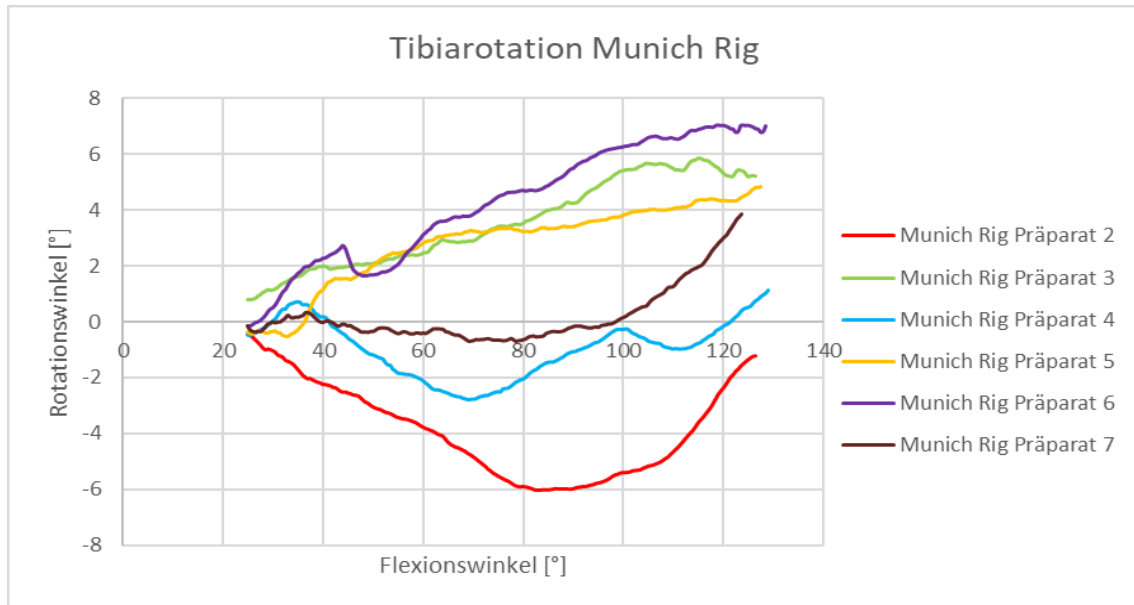


Abbildung 16: Diagramm zur Darstellung der Tibiarotation im Münchener Kniekinemator, (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation

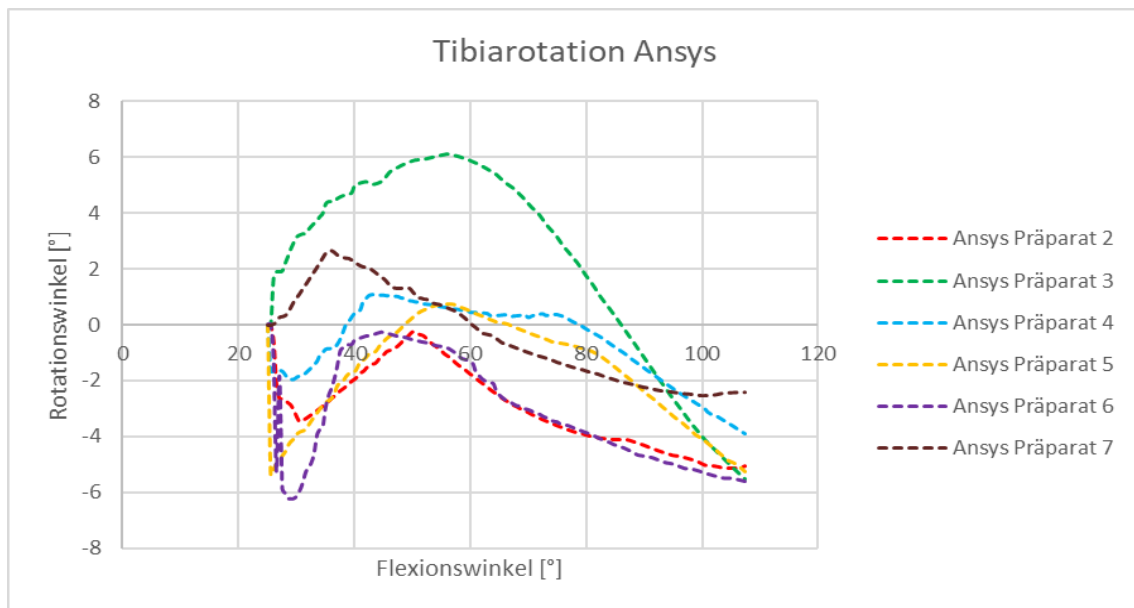


Abbildung 17: Diagramm zur Darstellung der Tibiarotation in Ansys, (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation

4.3.2 Validierung des Flexion Facet Center anhand der Pointer-Punkte 1+2 in Ansys im Vergleich zum Münchener Kniekinemator

Wie in Abschnitt 3.2.4 beschrieben, wurde in Catia zur Bestimmung die Stelle des FFC-Punkts für die Simulation in Ansys nach Pinskarova [73] gekennzeichnet. Diese Vorgehensweise wurde in vitro mit Humanpräparaten nicht gewählt. Nach dem Pointer-System (Zebris CMS 20, Isny, Germany) wurde die Pointer-Stelle 1 für den medialen Epikondylen-Punkt und die Pointer-Stelle 2 für den lateralen Epikondylen benutzt. Zur Beantwortung der Frage, wie sich ein veränderter FFC-Punkt auf die Kniekinematik auswirkt, wurden eine ANOVA und ein Levene-Test durchgeführt.

In Abbildung 18 ist der Verlauf der AP-Bewegung des Femurs während der Flexion ersichtlich. Dieser Varianzanalyse liegen die drei abhängigen Variablen aller Mittelwerte zugrunde: die AP-Bewegung im Münchener Kniekinemator, der Pointer-Punkt im FFC und der epikondyläre Pointer-Punkt. In der multivariaten Analyse wurden der Zustand und der Flexionsgrad als unabhängige Variablen betrachtet.

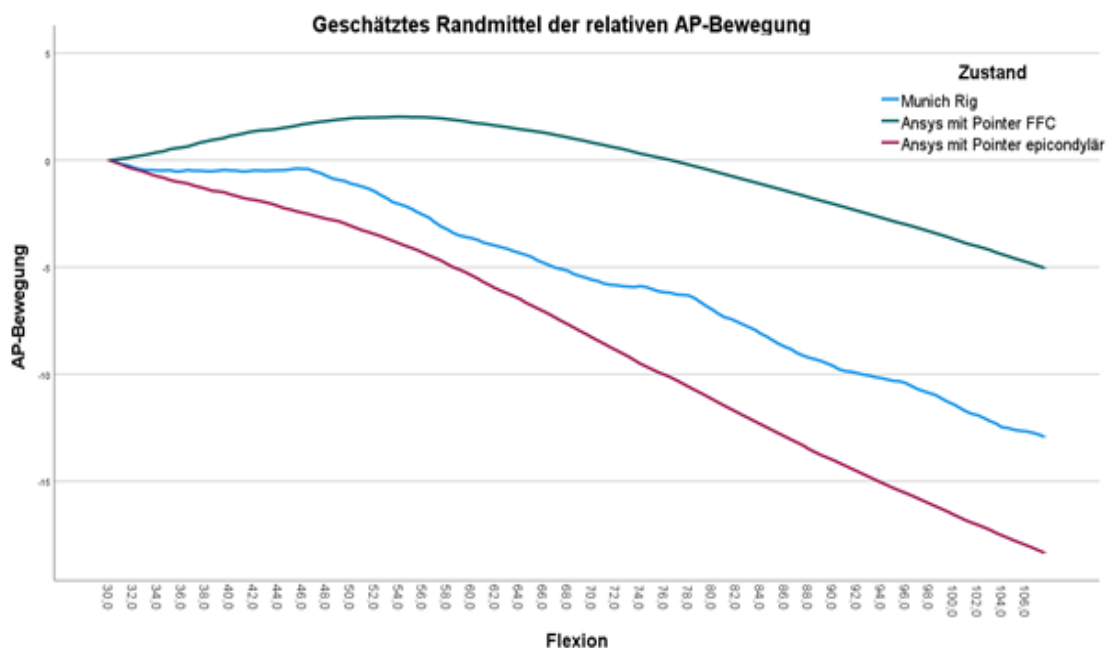


Abbildung 18: Diagramm zur Darstellung der Mittelwerte der AP-Bewegung im a) Münchener Kniekinemator und in Ansys, Pointer-Punkte 1 und 2, b) FFC nach Pinskarova [73] c) epikondylär, (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

Zur Testung der Varianzhomogenität wurde der Levene-Test durchgeführt. Mit einer Signifikanz von unter 0,001 konnte die Normalverteilung aller drei Variablen nachgewiesen werden.

Ausweitung eines Finite-Elemente-Modells einer Knie totalendoprothese zur computerbasierten Nachbildung des Münchener Kniekinemators

Tabelle 4: Levene-Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen ^{a,b}

		Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
relative AP-Bewegung	Basiert auf dem Mittelwert	2,176	467	2340	<,001
	Basiert auf dem Median	1,788	467	2340	<,001
	Basierend auf dem Median und mit angepaßten df	1,788	467	1071,506	<,001
	Basiert auf dem getrimmten Mittel	2,102	467	2340	<,001
Prüft die Nullhypothese, dass die Fehlervarianz der abhängigen Variablen über Gruppen hinweg gleich ist.					

a. Abhängige Variable: relative AP-Bewegung

b. Design: Konstanter Term + Flexion + Zustand + Flexion * Zustand

Entgegen der Nullhypothese, dass kein Unterschied der Erwartungswerte vorhanden ist, muss die Alternativhypothese, angenommen werden. Die Alternativhypothese besagt, dass die Pointersetzung einen Einfluss auf den femoralen Rollback hat. Sowohl in der Variable, Zustand‘ als auch in der Flexion findet sich ein Unterschied mit einer Signifikanz von unter 0,001.

Tabelle 5: ANOVA

Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: relative AP-Bewegung					
Quelle	Typ III Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	81660,550 ^a	467	174,862	30,357	,000
Konstanter Term	61533,449	1	61533,449	10682,654	,000
Flexion	42382,037	155	273,432	47,470	,000
Zustand	31670,665	2	15835,332	2749,129	,000
Flexion * Zustand	7607,849	310	24,541	4,261	<,001
Fehler	13478,698	2340	5,760		
Gesamt	156672,697	2808			
Korrigierte Gesamtvariation	95139,248	2807			

a. R-Quadrat = ,858 (korrigiertes R-Quadrat = ,830)

Bei allen drei Betrachtungsprüfgrößen konnte ein femoraler Rollback nachgewiesen werden. Die in silico gemessene AP-Bewegung liegt zwischen beiden Pointer-Stellen in Ansys.

4.3.3 Vergleich der Muskelkraft des Quadrizeps während der Flexion

In diesem Abschnitt wird die gemessene Quadrizepskraft während der Flexion im Münchener Kniekinemator mit den gemessenen Kräften des Vastus intermedius in der Simulation verglichen (siehe Abb. 19 und 20).

Der kürzeste simulierte Flexionswinkel in Ansys belief sich bei Präparat 2 auf 107,5°. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden alle weiteren Flexionswinkel sowohl in Ansys als auch im Münchner Kniekinemator bei 107,5° angepasst.

Nachfolgend werden die Maximal- und die Minimalwerte in silico und in vitro verglichen: Bei Präparat 2 wurden in vitro 639,1 N und bei Präparat in silico 673,6 N gezählt. Die niedrigsten Werte ergaben sich bei Präparat 3 mit 247,5 N im Kniekinemator und bei Präparat 5 mit 482,1 N in Ansys. Die Differenz der angegebenen Kraftwerte ist in Ansys kleiner als im experimentellen Aufbau. Zudem sind die Verläufe unterschiedlich. Im Mittel wurde eine Steigung in vitro bis 80° von 6,55 N/° sowie von 80–107,5° von 1,5 N/° erreicht.

In der Simulation ist ein exponentieller Verlauf vorherrschend und zwischen 25° und 70° konnten Quadrizepskräfte von 4,78 N/° und zwischen 70–107,5° von 9,64 N/° ausgelesen werden. Auffallend waren die unterschiedlichen Kurven von Präparat 3. Während in der Simulation die höchsten Werte erreicht worden sind, war die Kraft im Kniekinemator am geringsten. In der Summe betrug dieser Unterschied 426,1 N.

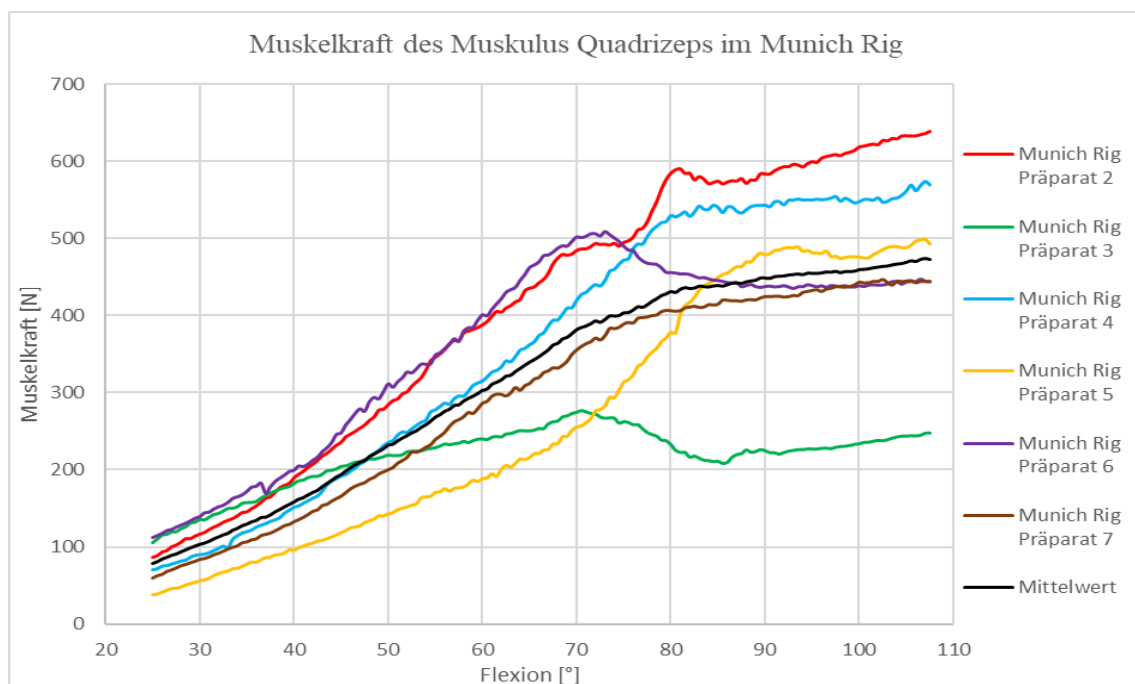


Abbildung 19: Diagramm zur Darstellung der Muskelkraft des Musculus Quadrizeps im Münchener Kniekinemator

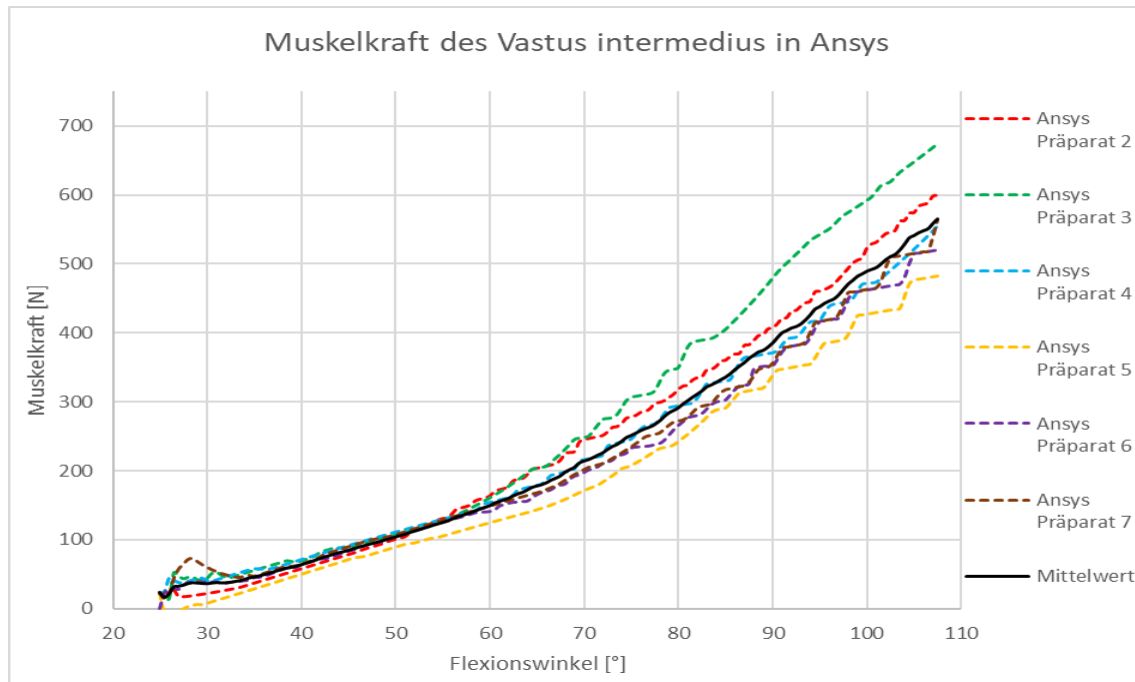


Abbildung 20: Diagramm zur Darstellung der Muskelkraft des Vastus intermedius des Musculus Quadrizeps in Ansys

4.3.4 Retropatellarer Druck

Sowohl in vitro als auch in silico wurde der maximale retropatellare Druck gemessen. In Abbildung 21 ist der Vergleich grafisch dargestellt. Da in Ansys signifikant höhere Werte erreicht wurden, wurde ein Diagramm erstellt.

Während in der Simulation zwischen 3,0 MPa und 6,1 MPa gemessen wurde, betrug im Experiment der retropatellare Druck zwischen 2,1 MPa und 2,8 MPa.

Gesondert betrachtet wurde Präparat 3. Bis zur vollständigen Flexion wurden 42,5 MPa in der Simulation erreicht. Da dieses Modell mit einem Retropatellarersatz versorgt worden ist (siehe Abschnitt 4.2.4), wurde dies in der Auswertung der experimentellen Daten berücksichtigt. In vitro kann bei Präparat 3 kein Unterschied des retropatellaren Drucks gegenüber den anderen Präparaten detektiert werden; dieser betrug 2,3 MPa im Maximum.

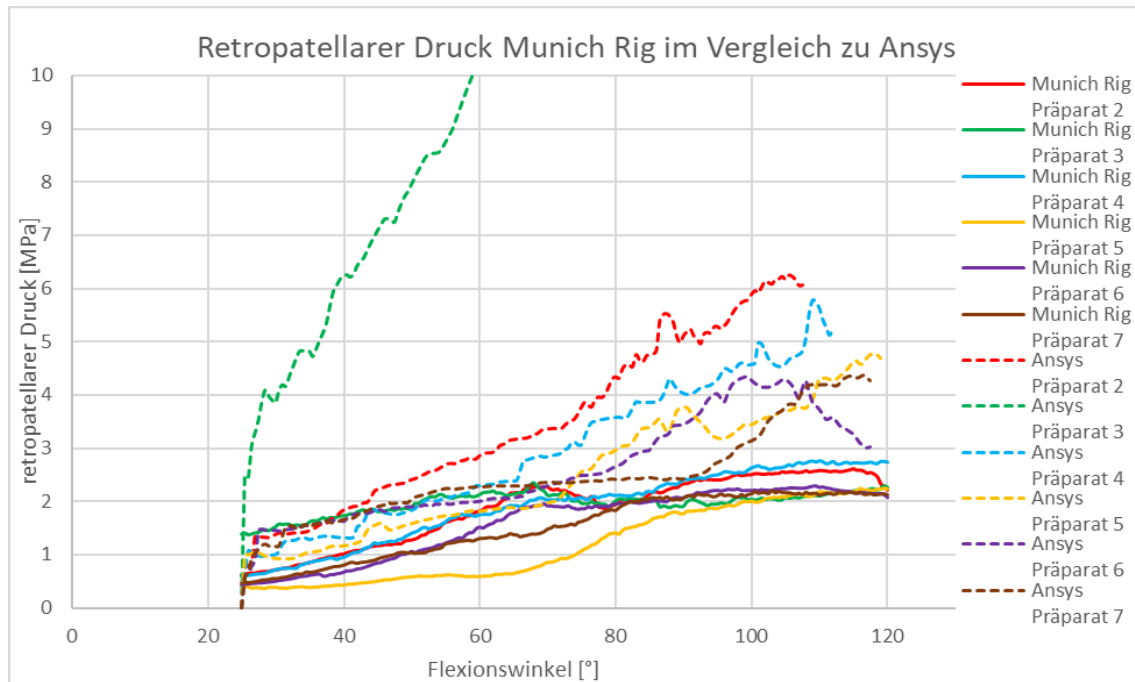


Abbildung 21: Diagramm zur Darstellung des maximalen retropatellaren Drucks im Münchener Kniekinemator und in Ansys (Präparat 3 geschnitten, der retropatellare Druck reicht bis 42,6 MPa bei 112° Flexion)

4.3.5 Versuch: Änderung der Kinematik bei unterschiedlichen Bandspannungen in Präparat 6

4.3.5.1 Untersuchung der AP-Bewegung und der Tibiarotation bei unterschiedlichen Bandspannungen

Zur Untersuchung, welche kinematischen Auswirkungen unterschiedliche Bandspannungen haben, wurden, wie in Tab. 3 aufgezeigt, die Parameter angepasst. Da die Änderung während des aktiven Bogens der Flexion zu erfolgen scheint, werden zur deutlicheren Darstellung Ausschnitte zwischen 40° und 90° veranschaulicht. So wies eine erhöhte Steifigkeit des medialen Kompartiments einen geringeren femoralen Rollback und einen Einfluss auf die Kinematik der Kniebeugung auf. Bei einer Minderung der Steifigkeit kam es zu einer Überbeweglichkeit mit früherem femoralen Rollback. Das laterale Kollateralligament schien keinen Einfluss auf die Kniekinematik zu haben.

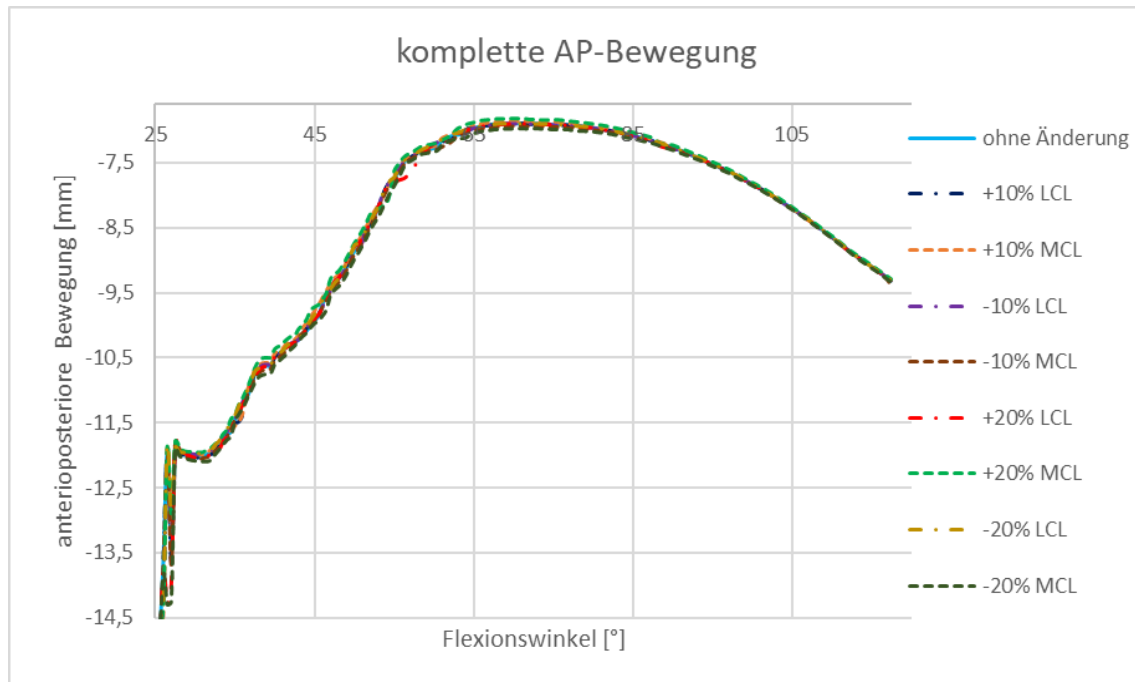


Abbildung 22: Diagramm zur Darstellung der kompletten AP-Bewegung bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

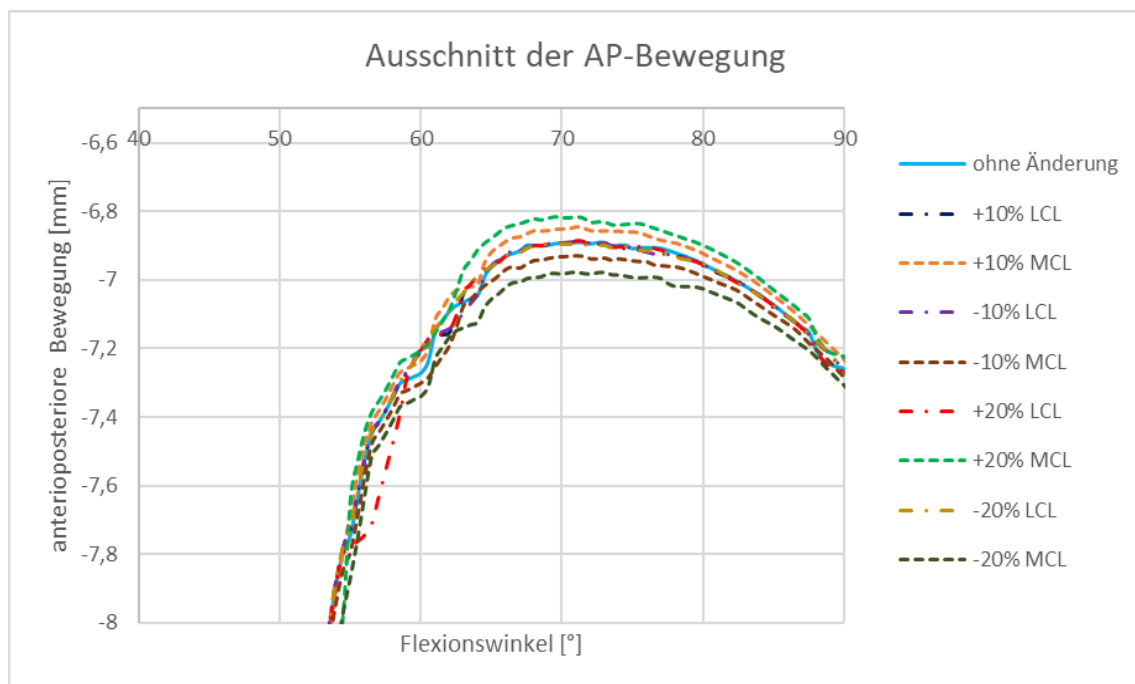


Abbildung 23: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der AP-Bewegung zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

Während bei einer Änderung der medialen Kollateralbänder auf die Bewegung des medialen Epikondylus durchgehend ein Einfluss nachgewiesen werden konnte, konnte in der lateralen AP-Bewegung ein Unterschied ab ca. 56° Flexion festgestellt werden. Auch im

lateralen femoralen Rollback kam es bei einer Änderung des LCL zu keinem Unterschied in der AP-Bewegung.

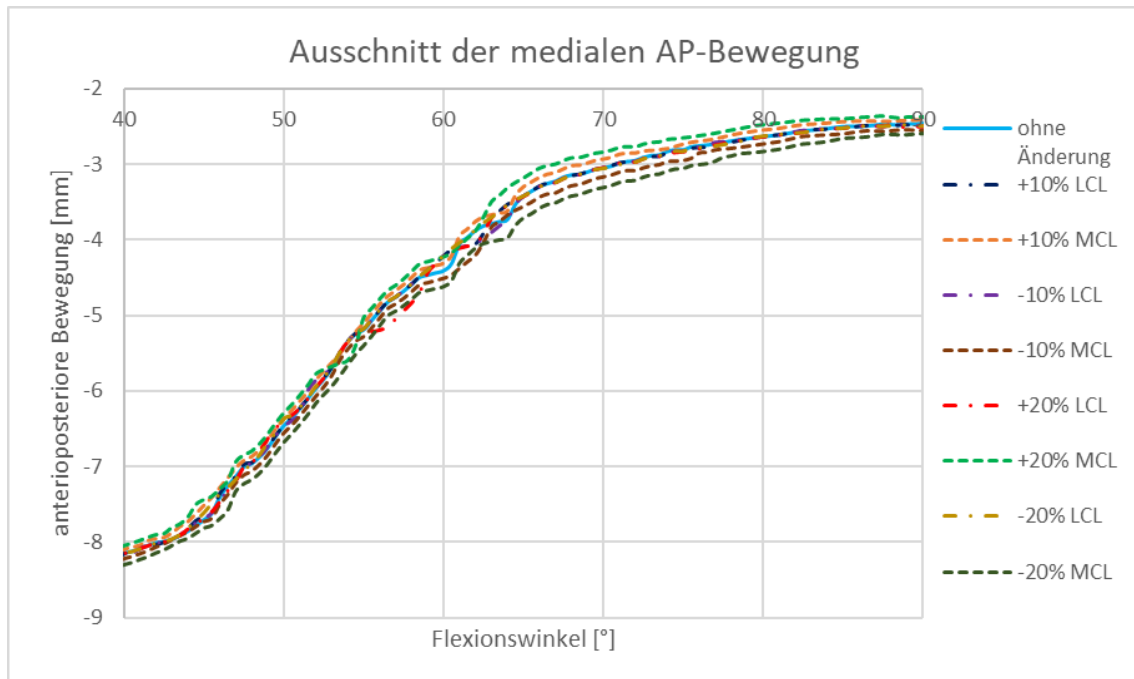


Abbildung 24: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der medialen AP-Bewegung zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

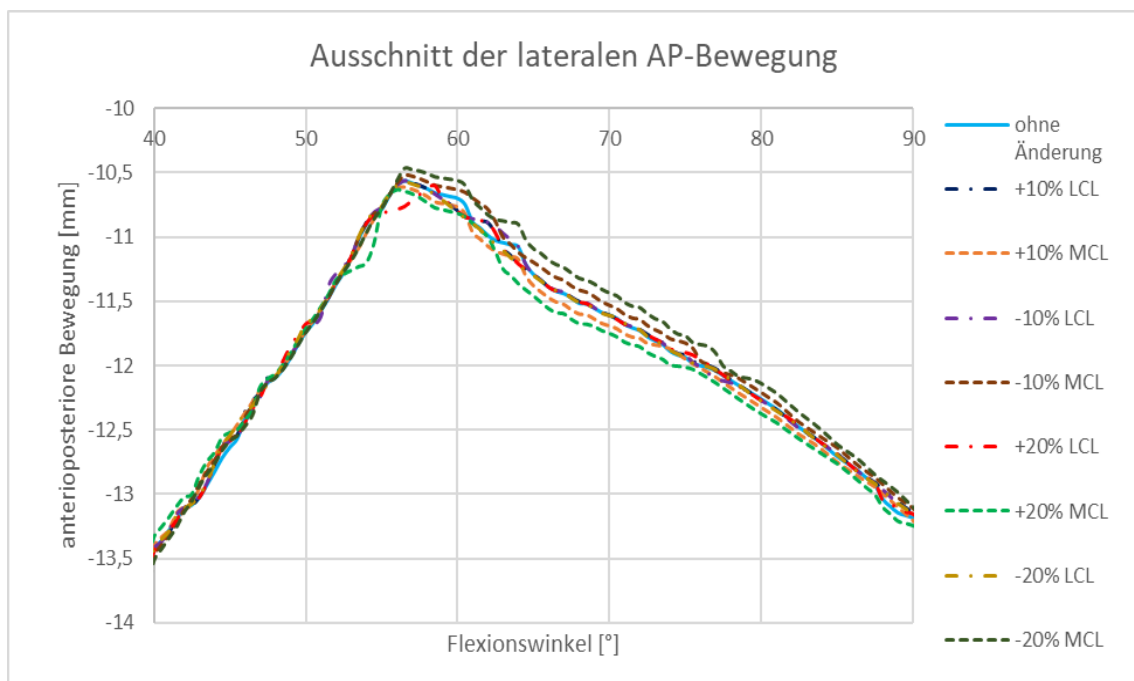


Abbildung 25: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der lateralen AP-Bewegung zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Femur nach ventral, (-) Femur nach dorsal

Eine Änderung von circa einem halben bis zu einem Grad in der tibialen Rotation konnte bei einer Umgestaltung der medialen Kollateralbänder vor allem zwischen 40° und 90°

Flexion belegt werden. Das laterale Seitenband hatte keinen Einfluss auf die Tibiarotation.

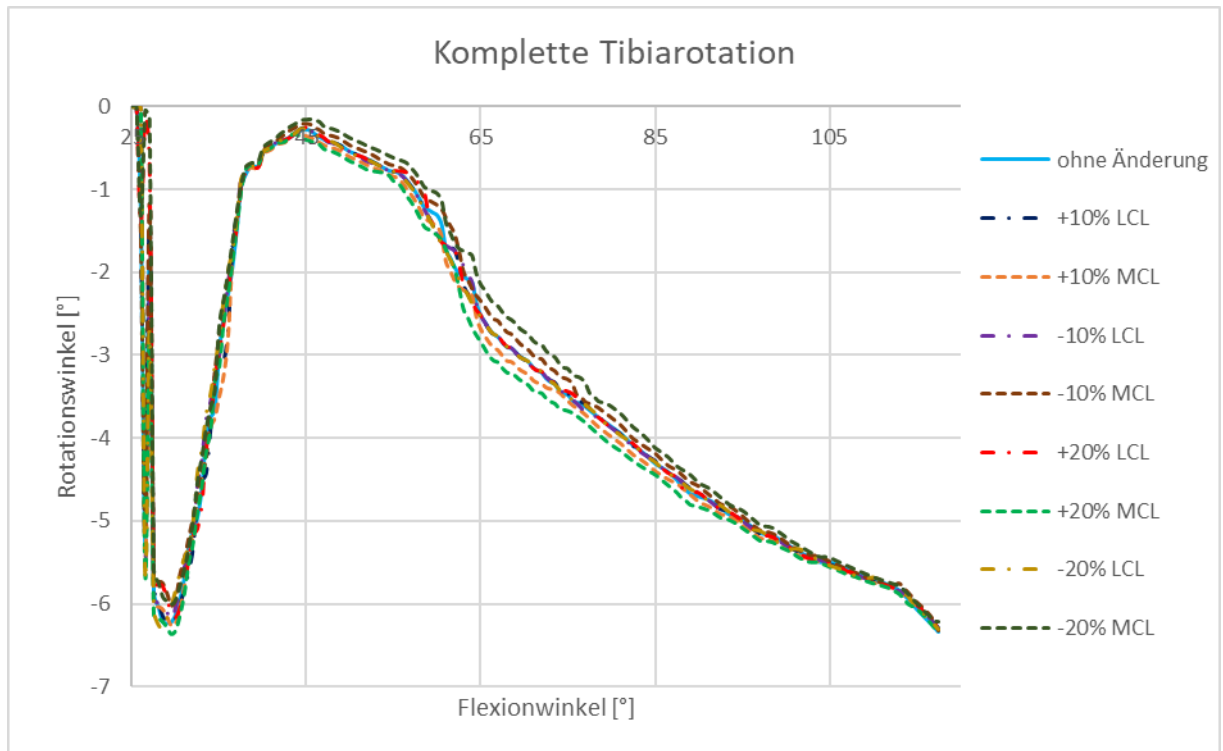


Abbildung 26: Diagramm zur Darstellung der kompletten Tibiarotation bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation

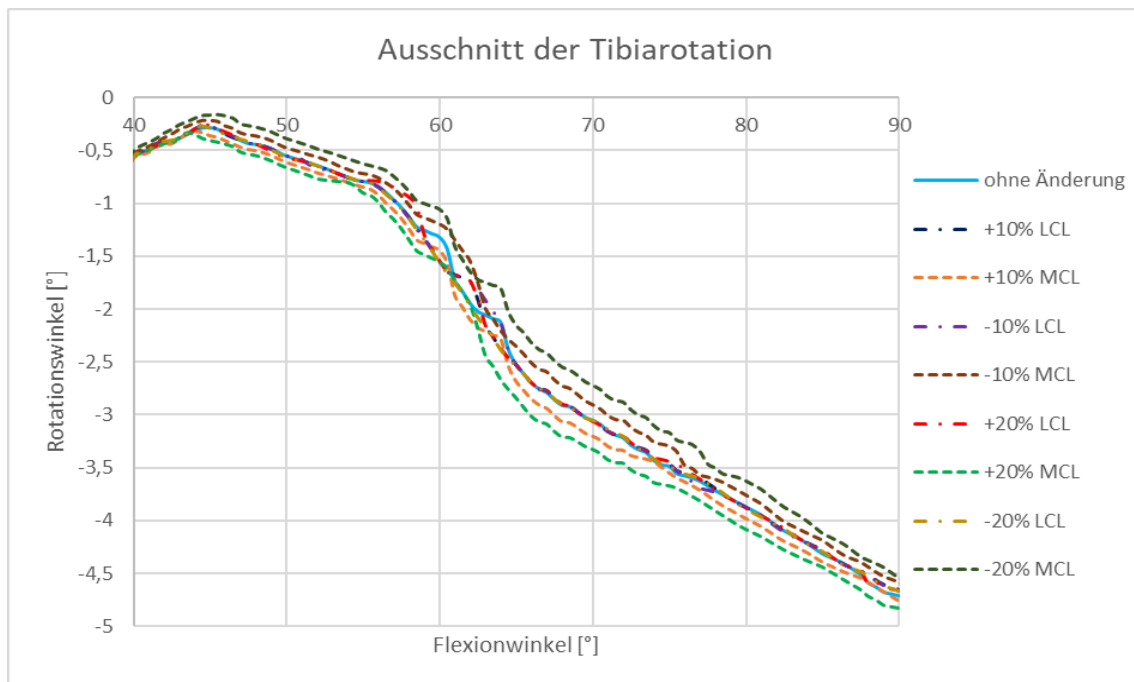


Abbildung 27: Diagramm zur Darstellung eines Ausschnitts der Tibiarotation zwischen 40° und 90° bei Präparat 6 (mit Modifikationen), (+) Tibiaaußenrotation, (-) Tibiainnenrotation

Während der Flexion hatte das mediale Kompartiment Einfluss auf die Kinematik. Um herauszufinden, wie sich die Zugkraft bei Änderung der Steifigkeit verhielt, wurden das anteriore, das tiefe, das quere mediale Seitenband und das laterale Seitenband betrachtet. Die Zugkraft verringerte sich um den Faktor der Veränderung der Steifigkeit.

4.3.5.2 Änderung der Zugkraft des medialen anterioren Bands nach Änderung der medialen Bandspannung

Das mediale anteriore Band hat während der Flexion durchgehend Spannung. Die Vorspannung beträgt nach Shin et al. [108] 25 N. Das Maximum der Zugkraft innerhalb der Standardspannung wurde bei 72° Flexion mit 68 N erreicht. Mit Änderung der Bandspannung des MCL passte sich die Zugkraft des medialen anterioren Bands signifikant an (siehe Tab. 6). Der Endpunkt bei 113° Flexion war identisch.

Tabelle 6: Änderung der Zugkraft des anterioren Anteils des Ligamentum collaterale mediale (MCLa) bei Änderung der medialen Bandspannung

Änderung der medialen Bandspannung	Maximale Zugkraft des MCLa
ohne Änderung	68,46 N
- 10 %	61,45 N
- 20 %	56,26 N
+ 10 %	74,52 N
+ 20 %	80,45 N

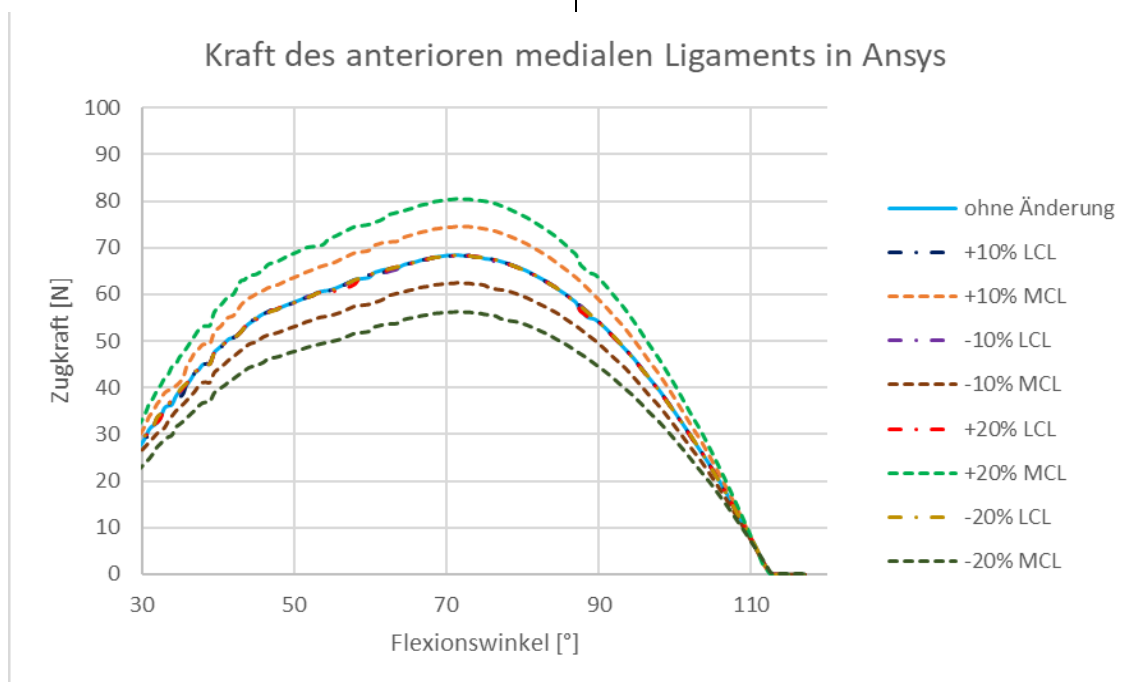


Abbildung 28: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des anterioren medialen Ligaments während der Flexion bei Präparat 6 (mit Modifikationen)

4.3.5.3 Änderung der Zugkraft des medialen tiefen Bands nach Änderung der medialen Bandspannung

Der Verlauf der Kraft des tiefen medialen Ligaments begann mit der Vorspannung von circa 84 N. Während der Flexion kam es bei allen Modifikationen zu einer Lücke der Zugkraft zwischen 46° und 65° Flexion. Die maximale Zugkraft des tiefen medialen Ligaments kann in Tabelle 7 eingesehen werden. Das Maximum wurde am Ende des Beugezyklus mit 190 N erreicht.

Tabelle 7: Änderung der Zugkraft des tiefen Anteils des Ligamentum collaterale mediale (MCLd) bei Änderung der medialen Bandspannung

Änderung der medialen Bandspannung	Maximale Zugkraft des MCLd
ohne Änderung	190,70 N
- 10 %	174,04 N
- 20 %	154,57 N
+ 10 %	208,48 N
+ 20 %	226,48 N

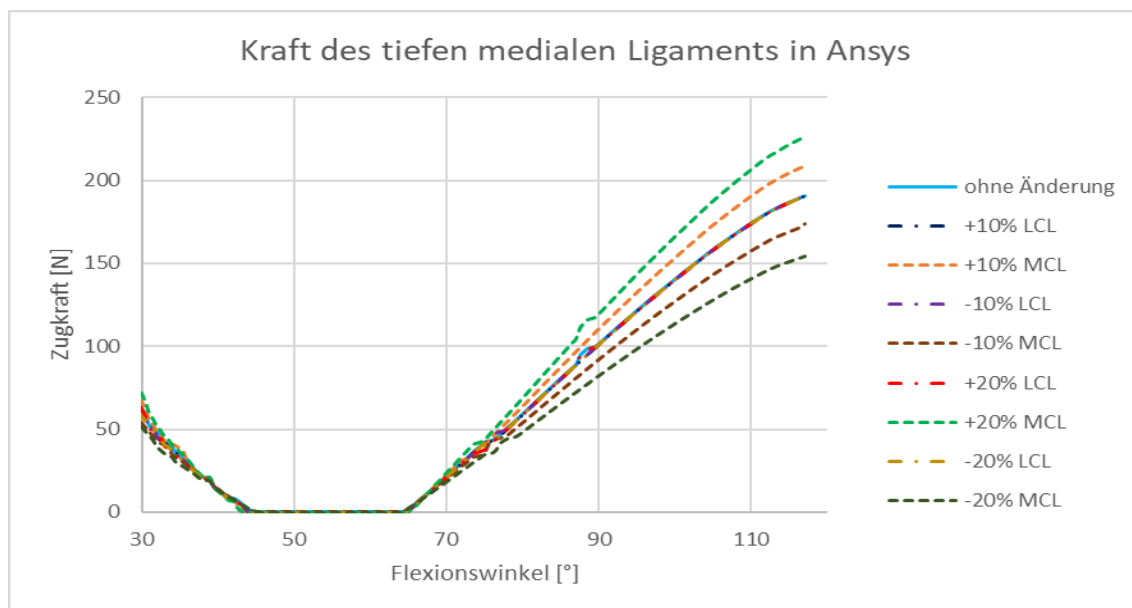


Abbildung 29: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des tiefen medialen Ligaments während der Flexion bei Präparat 6 (mit Modifikationen)

4.3.5.4 Änderung der Zugkraft des medialen obliquen Bands nach Änderung der medialen Bandspannung

Das oblique mediale Ligament hatte bei 62° Flexion seine maximale Zugkraft mit 29,51 N erreicht. Bei 91° endet die Belastung im Modell in allen Modifikationen. Die maximale Zugkraft des MCLo je nach Änderung der medialen Bandspannung kann in Tabelle 8 betrachtet werden.

Tabelle 8: Änderung der Zugkraft des obliquen Anteils des Ligamentum collaterale mediale (MCLo) bei Änderung der medialen Bandspannung

Änderung der medialen Bandspannung	Maximale Zugkraft des MCLo
ohne Änderung	29,51 N
- 10 %	26,70 N
- 20 %	23,90 N
+ 10 %	32,27 N
+ 20 %	34,98 N

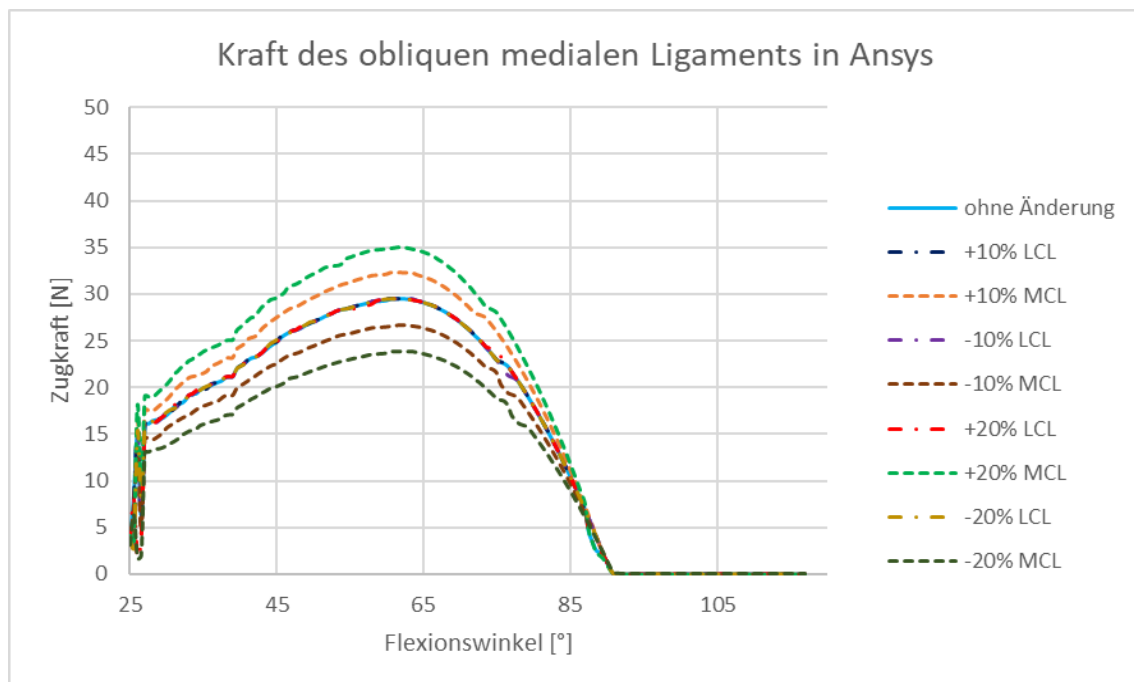


Abbildung 30: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des obliquen medialen Ligaments während der Flexion bei Präparat 6 (mit Modifikationen)

4.3.5.5 Änderung der Zugkraft des lateralen Bands nach Änderung der lateralen Bandspannung

Die maximale Zugkraft des lateralen Ligaments befand sich im Screw-Home-Bereich und endete bei circa 37° Flexion. Die Vorlast betrug 126 N bei physiologischer Steifigkeit und die Zugkraft hatte zu Beginn ihr Maximum erreicht und begann bei etwa 350 N. In Tabelle 9 ist die maximale Zugkraft je nach Änderung der lateralen Bandspannung aufgelistet.

Tabelle 9: Änderung der Zugkraft im Ligamentum collaterale laterale (LCL) bei Änderung der lateralen Bandspannung

Änderung der lateralen Bandspannung	Maximale Zugkraft des LCL
ohne Änderung	302,41 N
- 10 %	272,65 N
- 20 %	242,84 N
+ 10 %	332,12 N
+ 20 %	361,80 N

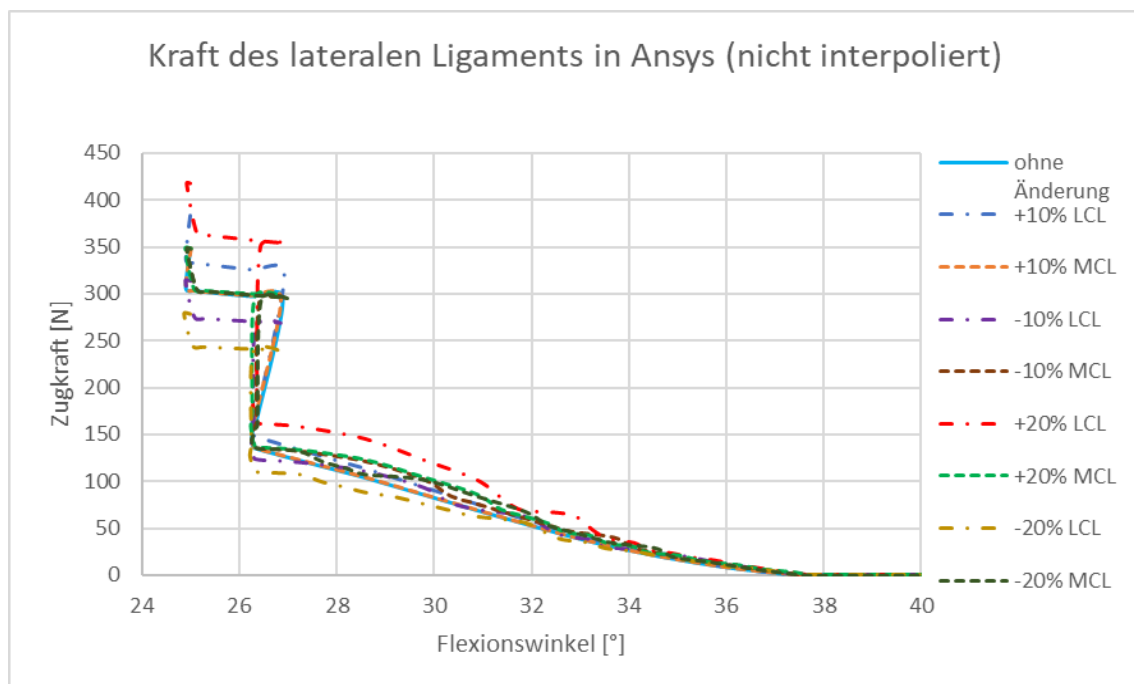


Abbildung 31: Diagramm zur Darstellung der Zugkraft des lateralen Ligaments während der Flexion von 25° bis 40° bei Präparat 6 (nicht interpoliert) (mit Modifikationen)

4.3.6 Vergleich der Belastung der Tibiaprothese in Präparat 6

Wie in Abschnitt 4.2.3 erläutert, wurden in der Simulation die Bandspannungen in Präparat 6 modifiziert. Um die Spannungsänderung nachweisen zu können und für eine graphische Nachstellung der Verformung des Inserts der Tibiaprothese, wurde das Tool ‚Equivalent from mises‘ in Ansys verwendet. Die Maximalbelastung im Modell ohne Änderung der Steifigkeit betrug 22,83 MPa. Die Maximalwerte des auf die Tibiaprothese wirkenden Drucks bei den abweichenden Bandspannungen sind in Tabelle 10 ersichtlich.

Tabelle 10: Veränderung der Maximalbelastung der Tibiaprothese nach prozentualer Veränderung der Bandspannungen in Präparat 6

Veränderung der Steifigkeit	bei MCL	bei LCL
+ 10 %	22,93 MPa	23,61 MPa
+ 20 %	22,74 MPa	23,61 MPa
- 10 %	24,23 MPa	23,61 MPa
- 20%	25,22 MPa	23,38 MPa

Bei den Varianten mit veränderter MCL-Steifigkeit kam es mit Erhöhung der Steifigkeit zu keiner signifikanten Änderung und bei Verringerung zu einer signifikanten Erhöhung der Belastung des Zapfens. Nach Modulation des lateralen Ligaments konnte keine Abweichung des Drucks nachgewiesen werden.

Zur genaueren Beurteilung, in welchem Bereich die Maximalwerte erreicht worden sind, wurde das Modell betrachtet. Bei allen Wiederholungen war die höchste Belastung beim Prothesenzapfen des Inserts.

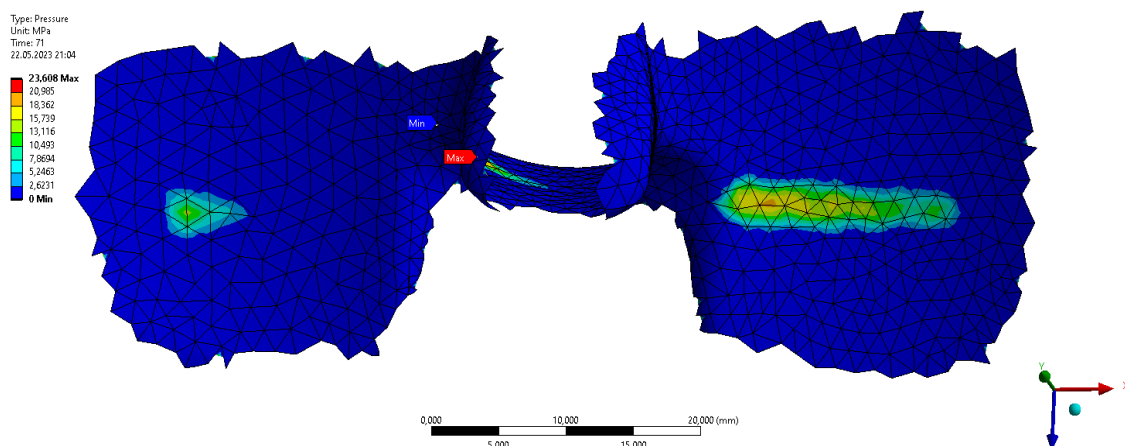


Abbildung 32: Darstellung des Präparats 6 bei +10 % des lateralen Ligaments

4.4 Diskussion

Bereits heute ist die FEM ein integraler Bestandteil bei der Entwicklung neuer Prothesendesigns.[115] Mit dieser Methode können wirkende Kräfte und Verformungen nachgestellt und vorhergesagt werden. In ihrer Betrachtung können diese Simulationen allerdings lediglich einen Teil der Komplexität des Knies und ihrer Biomechanik wiedergeben. [18, 98]

Um die Kniekinematik besser verstehen zu können, wurde die Bewegung inklusive des Verhaltens der Bänder während der Kniebeugung umfassend anatomisch am Humanpräparat sowie radiologisch untersucht. [73, 108, 109, 116] Dieser Grundsatz wurde in der Dissertation der Verfasserin eingehalten.

Ein weiterer Baustein zur Erweiterung des biomechanischen Verständnisses ist der Kniekinemator. Bereits 1997 wurde mit dem Oxford Rig eine Vorrichtung entwickelt, in der unter Einbehaltung der sechs Freiheitsgrade des Kniegelenks die Flexion am Humanpräparat nachgestellt werden konnte. [117] In silico sind die anatomisch korrekten DOF für das Knie- als auch das Sprunggelenk freigeschaltet worden.

Die einheitliche Verwendung von Pointer-Punkten in der experimentellen Untersuchung sowie der In-silico-Untersuchung bildet einen wesentlichen Bestandteil bei der Interpretation und Betrachtung von Kinematikergebnissen. Nichtstandardisierte Koordinatensysteme führen zu einer falschen Bewertung der Bewegung. So wurde 2002 von der ISB (International Society of Biomechanics) [118] die Verwendung der Kinematikberechnung nach Grood and Suntay [119] für das Kniegelenk vorgeschlagen. In Ansys wurde zur einheitlichen Auswertung das Tibiakoordinatensystem verwendet.

Ziel dieser Untersuchung ist die patientenindividuelle Übertragung des bereits validierten Münchner Kniekinemators in Ansys zur Darstellung der Flexion und ihrer Mechanik mittels einer FE-Analyse. Da eine segmentierte Nachbildung desselben Humanpräparats verwendet wurde, wurde von einer Übereinstimmung der AP-Bewegung und der Tibiarotation für die Validierung ausgegangen. Nach Pinksarova wird ein femoraler Rollback von 20 mm nach posterior erwartet. [73] Der femorale Rollback konnte durchgehend beobachtet werden. Bei den epikondylären Messpunkten in silico und in vitro konnten im Mittel -18 mm bzw. -13 mm bis 107,5 ° abgelesen werden. Die AP-Bewegung in Ansys mit FFC-Punkt beträgt -5 mm. Je nach Markierung des FFC-Punkts kann es zu einer

falsch hohen Kniekinematik kommen. Daraus kann eine falsche Bewertung der Bewegung und in Konsequenz eine fehlerhafte Entwicklung neuer Prothesendesigns resultieren.

Die Tibiarotation wurde in verschiedenen Studien definiert. So kommt es zwischen 10° und 120° Flexion zu einer Femuraußenrotation, was eine Tibiainnenrotation bedeutet. [71, 120-122] Dies konnte in der Ansys-Simulation durchgehend nachgewiesen werden, allerdings verzögert. So wurde in silico die tibiale Außenrotation bis ca. 50° mit anschließender Tibiainnenrotation abgelesen. Anfängliche Unregelmäßigkeiten können über den kontaktlosen Beginn der Simulation, die anfängliche Ausrichtung sowie die unterschiedliche Freischaltung der Freiheitsgrade erklärt werden. Anders als im Modell gibt es unterschiedliche Verläufe in vitro. Bereits Dennis et al. konnten einen paradoxen Verlauf nach Knieendoprothetik belegen. [123]

Zur genaueren Untersuchung, inwieweit sich die standardisierte Bandspannung auf die Kniekinematik in silico auswirkt, wurden bei einem Präparat in der Simulation die Bandspannungen verändert. Im medialen Ligament wurden Veränderungen der Kinematik im aktiven Bogen der Flexion beobachtet. Entgegen den Erwartungen waren zu Beginn der Flexion und im passiven Bereich sowohl der femorale Rollback als auch die Tibiarotation auf einen annähernd gleichen Stand unabhängig ihrer Änderung. Zudem scheint eine Änderung der Spannung des lateralen Ligaments kaum Einfluss auf die Kinematik zu haben. Dies kann über den frühen Abfall der Spannung erklärt werden. Zu Beginn der Flexion erreicht das laterale Ligament ca. 350 N. Es ist von einer noch höheren Zugkraft im Modell unter kompletter Streckung auszugehen.

Des Weiteren wurde die Belastung der Tibiaprothese betrachtet. In der Modifikation kam es zu einem signifikanten Anstieg des Drucks bei Herabsetzung der Steifigkeit des medialen Bands. Änderungen des lateralen Ligaments hatten keine Auswirkung. Dies deckt sich mit der Vermutung, dass das LCL vor allem in Streckung aktiv ist, wo es als primärer statischer Stabilisator für die Varus-Öffnung des Knies fungiert. [124]

Die erfasste Bandspannung konnte nach Abdel-Rahman [109] nicht durchgehend belegt werden. Der Verlauf und das Ausmaß der Kraft des anterioren medialen Bands wurden bereits von Abdel-Rahman beschrieben und konnten validiert werden. Der Verlauf des tiefen medialen Ligaments wurde nicht erwartet. Nach Abdel-Rahman kommt es zu einer kontinuierlichen Kraftbelastung während der Flexion mit Maximum bei circa 50° mit 130

N. Bei Abdel-Rahman kommt es beim obliquen medialen Band ebenfalls zu einer maximalen Belastung von annähernd 30 N, allerdings ist das Ende der Kraft bereits bei 45° erreicht. Nach Abdel-Rahman beträgt die Zugkraft des lateralen Ligaments höchstens 90 N zu Beginn der Flexion. Die Belastung endet bei ungefähr 45°. [109]

Im Versuch in Abschnitt 4.3.5 wurde die Änderung der Kinematik bei unterschiedlichen Bandspannungen betrachtet, Es ist festzustellen, dass sich bei den Seitenbändern das Maximum um den Faktor der Änderung korrigiert. Darüber hinaus wird das laterale Ligament beleuchtet. Dieses Diagramm wurde ohne Interpolation erstellt, da es zu einem Interpolationsfehler mit paradoxen Werten und nicht reliablen Kraftverlauf gekommen ist. Da bereits zu Beginn die Spitze der Belastung erreicht wurde, errechnet sich das Maximum der Modifikationen um den Faktor der Veränderung.

Limitierend sind zwei Änderungen zu beachten. Erstens konnten bei den Präparaten 1 und 8 konnten die MRT nicht bearbeitet werden, weshalb sie aus der Studie genommen werden mussten. Zweitens wurde bei Präparat 3 Änderungen im patellofemorale Gelenk vorgenommen. Entgegen den Erwartungen aus der Ansys-Simulation war die Quadrizepskraft in silico am geringsten. Da es sich um Humanpräparate handelt, ist zu vermuten, dass es bei einer 76-jährigen Frau mit Arthrose Grad 4° zu einer Schonhaltung und zu einer Abnahme der Muskelkraft gekommen ist. Diesen Pathomechanismus konnten 2004 Lewek et al. nachweisen. [125]

Des Weiteren können einschränkend die Anzahl der Humanpräparate und der Informationsverlust zwischen den Programmen sein; ferner wurde eine Rückführung vorgenommen. Die Rückführung war die Änderung der Datenformate von STL zu IGS in Geomagic, um die virtuelle Implantation der Kniegelenksprothesen vornehmen zu können. Um die Unsicherheit so gering wie möglich zu halten, wurde eine Standardabweichung erhoben (siehe **Anhang B**).

Zudem handelt es sich bei der Simulation um ein vereinfachtes Modell. Für die Kinematik relevante Strukturen, z. B. der Hoffa'sche Fettkörper oder die Patellaseitenbänder, wurden nicht berücksichtigt.

Zukünftige Forschung muss zeigen, weshalb in der Simulation beim tiefen medialen Ligament eine Belastungspause entsteht und inwieweit sich dies auf die Kinematik auswirkt. Zudem hat Abdel-Rahman bei kompletter Extension beim lateralen Ligament einen

Maximalwert von 100 N detektiert. In seiner Studie wurde der paradoxe Verlauf nach Interpolation ebenfalls gesehen, der hier vermieden worden ist. In Hinsicht auf die Simulation muss in weiteren Studien hinterfragt werden, welchem Aspekt dieser gravierende Unterschied geschuldet ist.

Die Studie kann als Ergänzung zur kinematischen Testung mit dem Münchener Kniekinemator betrachtet werden. Bandstrukturen, Prothesenausrichtungen und Kräfte, die vorher nicht zu messen waren, können nun ergänzt werden, um dem Ziel der realitätsnahen Computersimulation einen Schritt näher zu sein.

Ein natives institutsinternes Modell zur Evaluierung der natürlichen Kniebeugung inklusive der Vervollständigung der Band- und Knorpelstrukturen kann zur Validierung der Simulation dienen.

Es konnte dargelegt werden, dass der mediale Bandapparat eine wesentliche Funktion in der Kniekinematik besitzt und postoperativ einen relevanten Faktor in der Belastung der Tibiaprothese bildet. Im Rahmen zukünftiger Studien ist zu ermitteln, inwieweit OP-Techniken mit Varus-/Valgus-Anpassung die Straffung oder Lockerung des medialen Bands erfordert. Dessen ungeachtet ist zu eruieren, ob eine bestmögliche Ausrichtung im Sinne des Gap Balancing die Lebensdauer einer Knie-totalendoprothese verlängern kann.

4.5 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Publikation stimmen weitestgehend mit dem Münchener Kniekinemator überein und können in zukünftigen Studien übernommen werden. In dieser Arbeit konnten wertvolle Erkenntnisse für die Wissenschaft zur Positionierung des FFC-Punkts und über die Bedeutung des medialen Bandes erhoben werden. So kann diese Analyse einen Beitrag zu einer künftigen patientenindividuellen Prothesenversorgung leisten.

Weitere Forschung muss zeigen, inwieweit sich die Differenz des retropatellaren Drucks bei reduzierter Quadrizepskraft bei langjähriger Gonarthrose nach Knie-totalendoprothese auf die Patientenzufriedenheit auswirkt.

5 Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

5.1 Einleitung und Zielsetzung

Eine relevante Säule der biomechanischen Forschung stellen die Möglichkeiten der radiologischen Messung als nichtinvasive Methode in vitro und in vivo dar. So können diese via CT und MRT oder anhand von Fluoroskopie-Aufnahmen erfolgen. An humanen Präparaten sind zusätzlich Sensoren und Digitizer an Knochen möglich. [71]

Zur Bearbeitung von CT- oder MRT-Aufnahmen sind Software-Applikationen wie 3D Slicer oder Amira notwendig. Als Open-Source-Forschungsplattform eignet sich 3D Slicer zur Visualisierung, Verarbeitung, Segmentierung und Analyse medizinischer, biomedizinischer und anderer radiologischer Abbildungen und Netze. [126] Die Möglichkeiten zur Anwendung sind vielseitig – so können etwa bildgeführte Chirurgie, Robotik, Gehirn- und Biomarker-Kartierung sowie Koloskopie virtuell durchgeführt werden. [127, 128]

Digitale Lösungen werden auch an der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des Klinikums der Universität München zur Vorbereitung der Knieendoprotheseimplantation angewendet. Anhand einer Röntgenstandaufnahme wird die Anpassung mit mediCAD 3D (mediCAD Hectec GmbH, Altdorf, Germany) virtuell geplant. Nach Ermittlung der Hüftkopfmittle inklusive einer linearen Verbindung zum Trochanter Major wird die Femur-, die Tibia- und die Talusachse bestimmt. Nach Einzeichnung der anatomischen Achse im Femur und in der Tibia wird die Abweichung zur mechanischen Achse vom Programm berechnet. Die Sägeschnitte und der Achsenkorrekturbedarf werden von der Software vorgegeben und das Standardmodell für Primärimplantationen in der Klinik (DePuy Synthes) kann virtuell in der Größe angepasst werden. PS- oder CR-Modelle (hinteres Kreuzband erhaltend oder ersetzend) werden nach klinischer Stabilität entschieden. [129]

Neben digitaler Vorbereitung muss auch der Einbau der Knieendoprothese selbst betrachtet werden. Nach Weber und Gollwitzer existieren zwei vorherrschende OP-Techniken der mechanischen Ausrichtung: Measured Resection (kinematisches Alignment) und Gap Balancing (anatomisches Alignment). [19] Bei Measured Resection werden Landmarken des Knies in Flexion zur Schnittorientierung und zur Prothesenanpassung verwendet. Bei Gap Balancing wird das Tibiofemoralgelenk anhand der Ligamente ausbalanciert und

zugeschnitten. [14, 130, 131] Obwohl die Vorgehensweisen kontrovers diskutiert werden, [132] könnte weitere Forschung zu einem Vorteil der einen gegenüber der anderen Methode zum Nutzen des Patienten führen.

Bereits D´Lima konnte einer Erhöhung des Quadrizepshebelarms bei Reduktion der Quadrizepskraft nach Implantation einer Totalen Knieendoprothese nachweisen, [22] allerdings ohne, wie in dieser Studie erfolgt, die AP-Länge zu vermessen.

Ziel dieses Abschnittes der Dissertation ist der direkte Nachweis einer Veränderung des Hebelarms durch die Vermessung des anterior-posterioren Kondylendurchmessers und die Erhebung der Quadrizepskraft im Münchener Kniekinemator. Auf diese Weise soll eine Formel ermittelt werden, um das Ausmaß der Änderung definieren zu können.

5.2 Material und Methoden

Zur Beantwortung der aufgeworfenen Fragen wurden 16 tiefgefrorene Humanpräparate verwendet (siehe Tab. 3).

Tabelle 11: Präparate

Präparat	Alter	Größe (in cm)	Gewicht (in kg)	Knieseite	Geschlecht
1	64	165	60	rechts	weiblich
2	74	162	84	links	weiblich
3	56	175	86	links	weiblich
4	65	176	61	links	männlich
5	56	173	93	links	männlich
6	28	175	73	links	männlich
7	74	162	84	rechts	weiblich
8	56	175	86	rechts	weiblich
9	64	165	60	links	weiblich
10	48	185	95	rechts	männlich
11	56	176	61	rechts	männlich
12	65	173	93	rechts	männlich
13	25	183	95	rechts	männlich
14	28	175	73	rechts	männlich
15	34	170	unbekannt	rechts	weiblich
16	34	170	unbekannt	links	weiblich
Mittelwerte	52 ± 16,2	173 ± 6,4	79 ± 13,4	9 re : 7 li	8 w : 8 m

Im nativen Zustanden erfolgten die T2-gewichteten MRT-Aufnahmen (1,5 Tesla, Magnetom Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) durch die Klinik und Poliklinik für Radiologie der LMU München. Die Knie wurden dabei im gefrorenen Zustand sowie gelagert in einer Standardkniespule in einem Abstand von 0,7 mm aufgenommen. Nach

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

institutsinternem Standard [82] wurden die Knie zum Einbau in den Kniekinemator vorbereitet.

Zur Vorbereitung der postoperativen Versuchsreihe wurden Knie-TEP-Implantationen durch einen erfahrenen Operateur durchgeführt. Mithilfe des Kniekinemators konnten die Quadrizepskräfte nach Gradzahl experimentell ermittelt werden. Beispielfhaft kann der Zyklus in Abbildung 33 eingesehen werden. Die Tabellen sind in **Anhang A** zu finden.

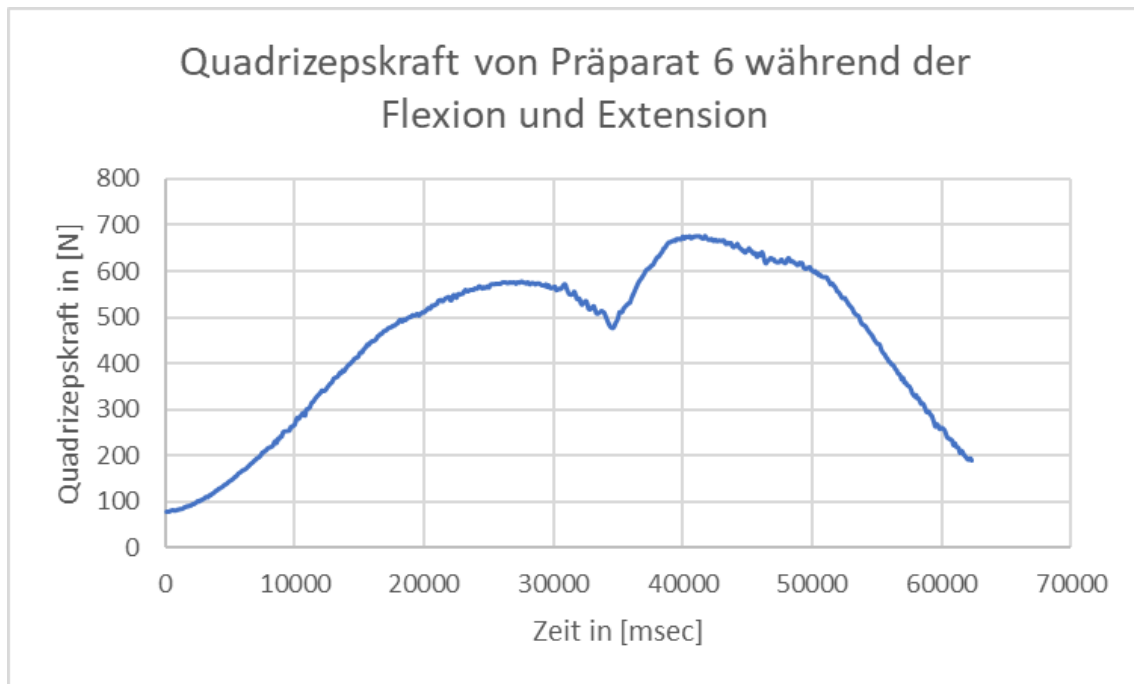


Abbildung 33: Grafische Darstellung der Quadrizepskraft in [N] während der Flexion und der Extension, exemplarisch bei Präparat 6

5.2.1 Ermittlung der AP-Längen im 3D Slicer

Nach Beendigung der Versuche zur Detektion der Kniekinematorordaten wurden die Implantate entfernt und postoperativ MRTs durch die Klinik und Poliklinik für Radiologie der LMU durchgeführt. Die MRT-Daten wurden mithilfe des DICOM Bearbeitungsprogramms (3D Slicer 4.11.0, BWH and the Slicer Community, USA) bearbeitet. Die Vorgehensweise gestaltete sich wie folgt:

1. Markierung der diaphysären Achse entlang des Femurschafts (siehe Abb. 34)
2. 90°-Winkel ausgehend vom Femurschaft (siehe Abb. 35)
3. Detektion des maximalen AP-Abstands medial und lateral des Schnitts zentral durch die Kondylen (siehe Abb. 35)
4. Wiederholung mit den postoperativ ausgerichteten Implantaten (siehe Abb. 36)

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

1. Markierung der diaphysären Achse entlang des Femurschafts

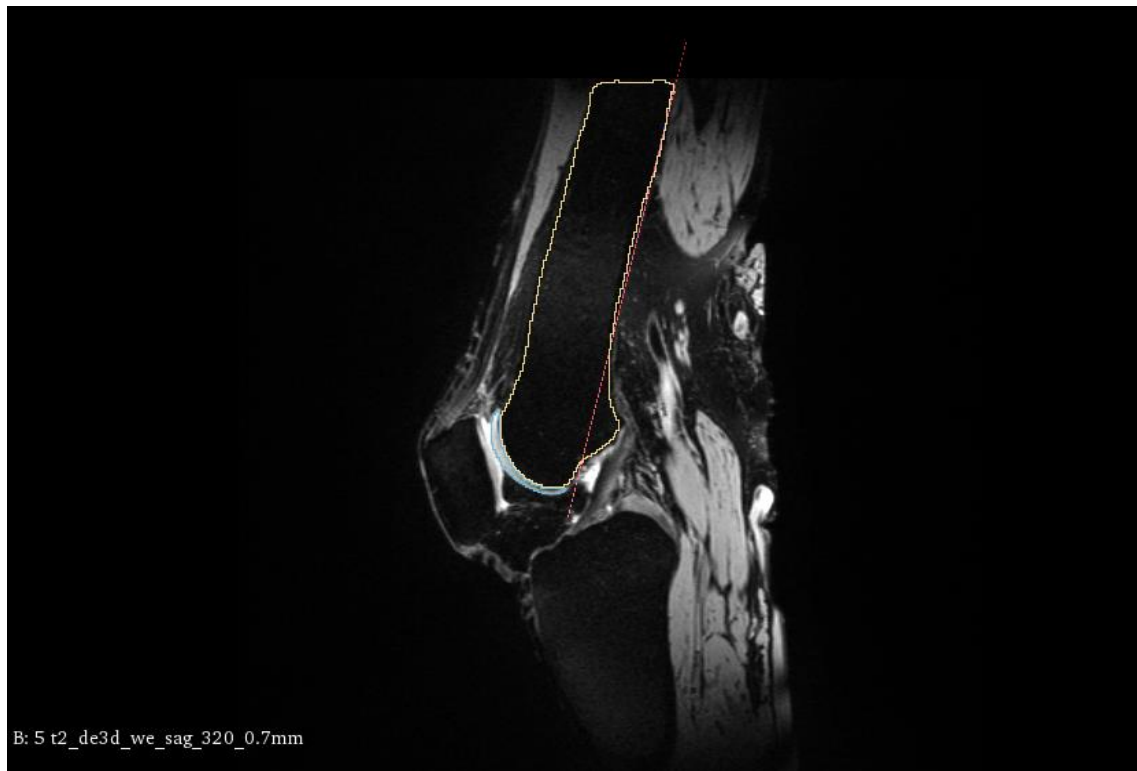


Abbildung 34: Markierung des Femurschafts

2. 90°-Winkel ausgehend vom Femurschaft

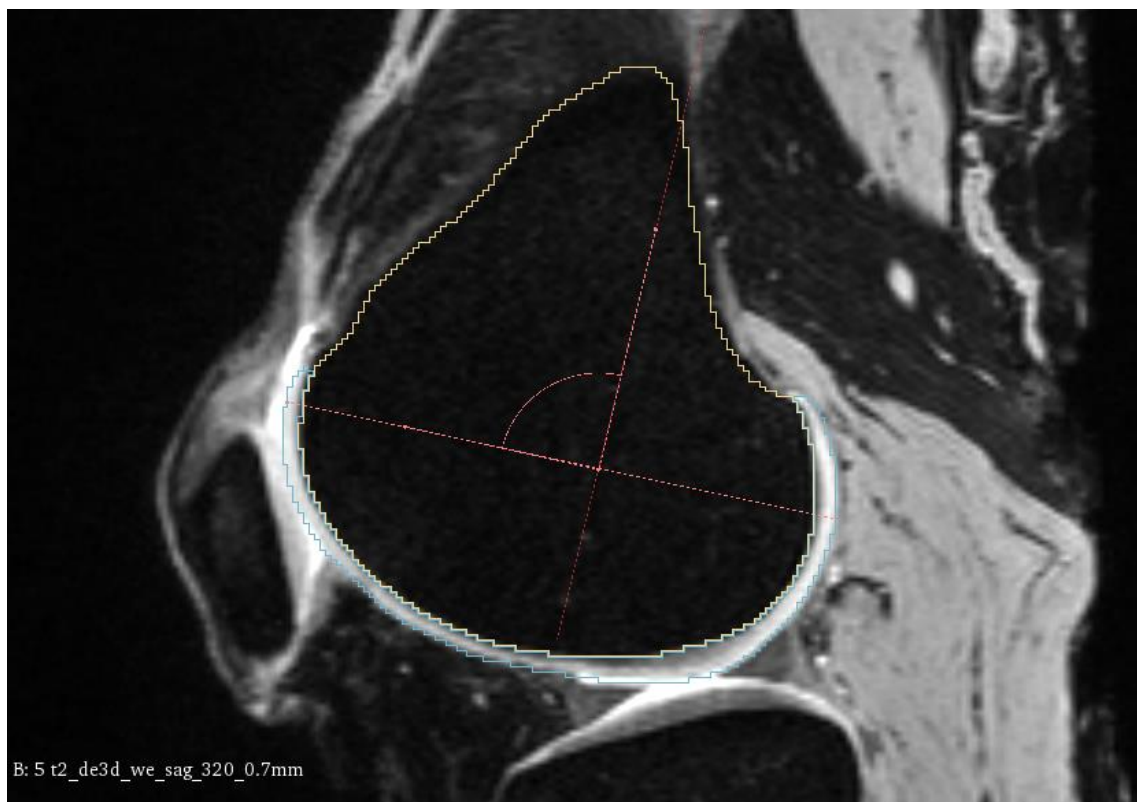


Abbildung 35: Ermittlung der maximalen AP-Länge

3. Postoperative Markierung des Femurs und Ermittlung der AP-Länge

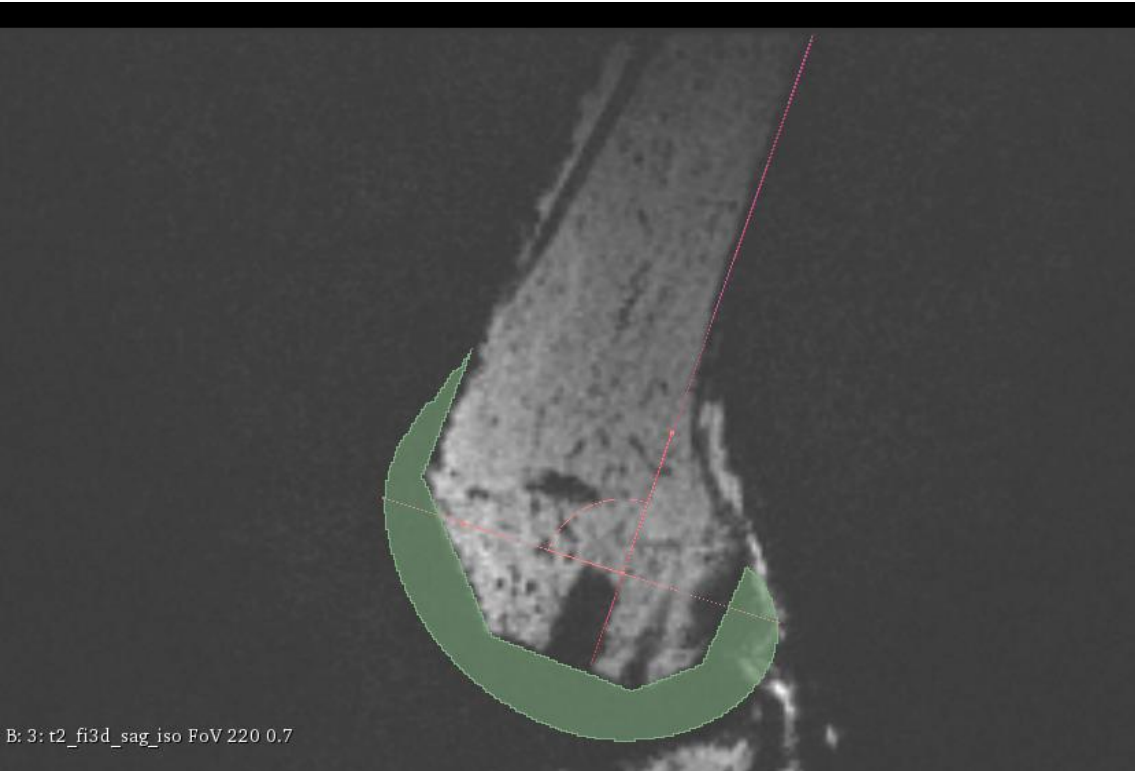


Abbildung 36: Postoperative Ermittlung der AP-Länge

Zur Erhöhung der Probandenzahl wurden zwei Prothesen der Firma B. Braun SE, Aesculap AG, Tuttlingen, Germany verwendet. Beide sind vergleichbar in folgenden Durchmessern je nach Größe:

Tabelle 12: Prothesen nach Marke, nach [113, 133]

Präparat	Marke	Prothesengröße nach Hersteller	Größe in mm
1	Vega	T4N	60,3
3	Vega	T4N	60,3
4	Vega	T5N	64,8
5	Vega	T5N	64,8
6	Vega	T5N	64,8
7	Columbus	T4N	60,4
8	Columbus	T5N	65
9	Columbus	T5N	65
10	Columbus	T6N	70
11	Columbus	T6N	70
12	Columbus	T7N	75,5
13	Columbus	T7N	75,5

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

Präparat	Marke	Prothesengröße nach Hersteller	Größe in mm
14	Columbus	T6N	70
15	Columbus	T4N	60,5
16	Columbus	T4N	60,5

Tabelle 13: Vergleich Prothesengröße (Quelle: nach [113, 133])

Prothesengröße	<u>AP-Länge der Implantatprodukte in mm</u>	
	Vega	Columbus
F1	49,5	50,0
F2N	52,5	53,0
F3N	55,6	56,5
F4N	60,3	60,5
F5N	64,8	65,0
F6N	69,9	70,0
F7N	75,5	75,5
Mittelwert	61,2 ± 8,8	61,5 ± 8,5

5.2.2 Statistische Auswertung

Die Auswertung der Versuchsergebnisse erfolgte über SPSS (29.0, IBM Inc., Armonk USA). Im ersten Schritt wurde post mortem das native linke Knie mit dem rechten Knie desselben Probanden verglichen. Es wurde auf Normalverteilung hin untersucht. Im nächsten Schritt wurde ein gepaarter T-Test des linken Knies im Vergleich zum rechten Knie durchgeführt. Die Nullhypothese lautet sowohl bei der Normalverteilung als auch beim T-Test, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen linkem und rechtem Knie vorhanden und daher beide miteinander vergleichbar sind. Im nächsten Schritt erfolgte ein gepaarter T-Test der AP-Länge medial und lateral im postoperativen Zustand im Vergleich zum nativen Zustand. Die Nullhypothese lautete, dass es vom präoperativen zum postoperativen Zustand zu keiner Änderung gekommen ist. Als Nächstes wurde die Hypothese um den Wilcoxon-Test ergänzt. Dies fand einseitig statt, da die gerichtete Hypothese lautet, dass es postoperativ zu weniger Kraftstärke des M. quadriceps gekommen ist als präoperativ. Als letztes Verfahren wurde die Pearson Korrelation angewendet, um herauszufinden, ob eine Änderung der AP-Länge eine Anpassung der Quadrizepskraft bedingt bzw. ob die beiden Variablen miteinander verbunden sind.

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Ermittelte maximale AP-Länge

Aus der Abmessung der AP-Längen im 90°-Winkel zum Femurschaft ergaben sich die folgenden Werte (siehe Tab. 14 und 15):

Tabelle 14: Ermittelte maximale AP-Länge präoperativ, in mm

Präparat	Präoperative mediale AP-Länge	Präoperative laterale AP-Länge
1	64,8	61,8
3	67,2	57,0
4	66,4	71,1
5	67,6	66,8
6	63,2	65,4
7	65,3	67,4
8	64,1	66,4
9	62,4	61,2
10	67,1	75,3
11	64,5	72,7
12	69,4	67,4
13	67,0	72,9
14	56,9	69,0
15	63,7	55,1
16	60,9	63,0
Mittelwerte	64,7 ± 3,0	66,2 ± 5,6

Tabelle 15: Ermittelte maximale AP-Länge postoperativ, in mm

Präparat	Postoperative mediale AP-Länge	Postoperative laterale AP-Länge
1	54,9	54,6
3	55,4	55,3
4	60,8	61,7
5	59,1	61,1
6	58,9	61,3
7	56,1	57,1
8	61,4	60,6
9	62,5	61,3
10	63,4	63,9
11	65,1	65,1
12	65,4	64,1
13	67,7	68,3
14	63,3	63,1
15	57,3	57,4
16	56,9	57,7
Mittelwerte	60,5 ± 3,9	60,8 ± 3,7

5.3.2 Vergleich der nativen Knie

Damit die beiden Knieseiten der Präparate verglichen werden konnten, wurden diese über eine Normalverteilung und einen T-Test auf Unterschiede hin untersucht (siehe Tab. 16 und 17). Da keine signifikante Differenz aller präoperativen Gelenke ermittelt wurde, konnten diese in weiteren statistischen Tests untersucht werden.

Tabelle 16: Test der nativen Knieseiten auf Normalverteilung

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
mediale AP-Länge des linken Knies	,206	7	,200 [*]	,938	7	,624
laterale AP-Länge des linken Knies	,122	7	,200 [*]	,976	7	,938
mediale AP-Länge des rechten Knies	,290	7	,078	,891	7	,279
laterale AP-Länge des rechten Knies	,190	7	,200 [*]	,963	7	,848

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Tabelle 17: Gepaarter T-Test, links vs. rechts

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen			
		95% Konfidenzintervall der Differenz			
		Oberer Wert	T	df	Sig. (2-seitig)
Paaren 1	mediale AP-Länge des linken Knies - mediale AP Länge des rechten Knies	4,3522	,690	6	,516
Paaren 2	laterale AP-Länge des linken Knies - laterale AP Länge des rechten Knies	3,6450	-,847	6	,430

5.3.3 Vergleich der nativen mit den postoperativen Knien

Da es zu Änderungen des Zustands im Sinne einer Implantation der Knie gekommen ist, wurden diese erneut auf Normalverteilung hin untersucht (siehe Tab. 18). Da die Knie weiterhin normalverteilt waren, erfolgte erneut der T-Test. Die Nullhypothese lautete, dass es zwischen prä- und postoperativem Zustand zu keiner Änderung der AP-Länge gekommen ist. Diese Annahme musste verworfen werden (siehe Tab. 19).

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

Tabelle 18: Normalverteilung, postoperativ links vs. rechts

Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
postoperative mediale AP-Länge des linken Knies	,203	6	,200 [*]	,937	6	,635
postoperative laterale AP-Länge des linken Knies	,282	6	,147	,844	6	,140
postoperative mediale AP-Länge des rechten Knies	,189	6	,200 [*]	,906	6	,409
postoperative laterale AP-Länge des rechten Knies	,162	6	,200 [*]	,956	6	,790

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Tabelle 19: T-Test zwischen prä- und postoperativen AP-Längen

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				
		95% Konfidenzintervall der Differenz				
		Oberer Wert	T	df	Sig. (2-seitig)	
Paaren 1	Marke Vega, präoperative mediale AP-Länge - Marke Vega, postoperative mediale AP-Länge	11,83435	5,838	4	,004	
Paaren 2	Marke Vega, präoperative laterale AP-Länge - Marke Vega, postoperative laterale AP-Länge	9,26487	4,281	4	,013	
Paaren 3	Marke Columbus, präoperative mediale AP-Länge - Marke Columbus, postoperative mediale AP-Länge	5,33923	1,610	9	,142	
Paaren 4	Marke Columbus, präoperative laterale AP-Länge - Marke Columbus, postoperative laterale AP-Länge	8,19032	3,893	9	,004	

Die fehlende Signifikanz konnte über einen Ausreißer erklärt werden (siehe Abb. 37).

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

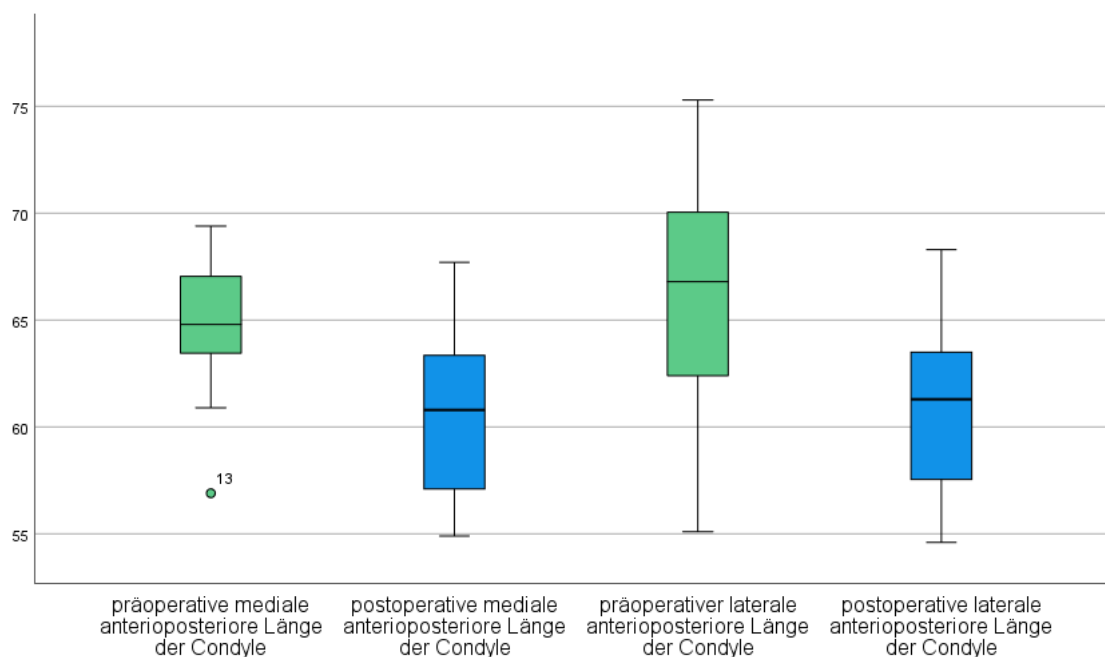


Abbildung 37: Boxplot zur Visualisierung der unterschiedlichen Längen im prä- und postoperativen Zustand

Zur Einordnung wurde die Quadrizepskraft prä- und postoperativ nach Gradangabe auf Normalverteilung hin untersucht.

Tabelle 20: Test auf Normalverteilung der Quadrizepskraft, nach Winkelgraden

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Extensionskraft bei 30°	,179	30	,015	,886	30	,004
Extensionskraft bei 60°	,184	30	,011	,911	30	,016
Extensionskraft bei 90°	,184	30	,011	,951	30	,180
Extensionskraft bei 120°	,088	30	,200 [*]	,980	30	,823
Flexionskraft bei 30°	,152	30	,074	,928	30	,043
Flexionskraft bei 60°	,197	30	,005	,920	30	,027
Flexionskraft bei 90°	,112	30	,200 [*]	,985	30	,945
Flexionskraft bei 120°	,116	30	,200 [*]	,971	30	,555

Da ein Teil normalverteilt und ein Teil nicht normalverteilt war, wurde zur weiteren Bearbeitung ein nichtparametrischer Test gewählt. Bei der gerichteten Hypothese wurde ein einfacher Wilcoxon-Test durchgeführt. Bei 15 ausgewerteten Knien lag der kritische Wert mit einem Alpha von 0,05 bei 30. Bei 30° und 60° Extension sowie bei 30° Flexion lagen die Absolutwerte mit 3, 22 und 28 darunter, weshalb keine signifikanten Änderungen feststellbar sind. Die Nullhypothese, dass zu keinem Zeitpunkt keine Änderung vorliegt, war zu verwerfen. Auch die Gesamtveränderung der Knieprothesen war statistisch signifikant (siehe Tab. 21).

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

Tabelle 21: Wilcoxon-Rang-Test, Excel

Wilcoxon-Rang-Test		
	Einseitiger Rang	p-Wert
Mediale AP-Länge	16	<0,01
Laterale AP-Länge	4	<0,01
Kraft bei 30° Extension	3	<0,01
Kraft bei 60° Extension	22	0,015
Kraft bei 90° Extension	45	0,197
Kraft bei 120° Extension	54	0,367
Kraft bei 30° Flexion	28	0,035
Kraft bei 60° Flexion	49	0,266
Kraft bei 90° Flexion	37	0,096
Kraft bei 120° Flexion	48	0,248

n = 15, kritischer Wert = 30, *p* < 0,05

5.3.4 Korrelation

Nach Prüfung aller Voraussetzungen wurde der Pearson-Korrelationstest durchgeführt. Dieser erfolgte postoperativ für alle Grade und bei beiden postoperativen AP-Längen. Da dieser ungerichtet ist, wurde ein zweiseitiger Test gewählt. Über die gesamte Kniebeugung konnte ein signifikanter Zusammenhang hergestellt werden. Die größte Korrelation ist demnach bei 60° und 120° Flexion.

Tabelle 22: Korrelation nach Pearson und deren Signifikanz zwischen der medialen AP-Länge der Quadrizepskraft nach Winkelgraden

Korrelation nach Pearson	AP-Länge der medialen Kondylen	Signifikanz
Kraft bei 30° Extension	-0,58	0,02
Kraft bei 60° Extension	-0,66	0,007
Kraft bei 90° Extension	-0,55	0,03
Kraft bei 120° Extension	-0,74	0,002
Kraft bei 30° Flexion	-0,55	0,033
Kraft bei 60° Flexion	-0,73	0,002
Kraft bei 90° Flexion	-0,71	0,003
Kraft bei 120° Flexion	-0,77	<0,001

Zusammenhang zwischen AP-Länge der Femurkondylen und Quadrizepskraft

Tabelle 23: Korrelation nach Pearson und deren Signifikanz zwischen der lateralen AP-Länge und der Quadrizepskraft, nach Winkelgraden

Korrelation nach Pearson	AP-Länge der lateralen Kondylen	Signifikanz
Kraft bei 30° Extension	-0,58	0,02
Kraft bei 60° Extension	-0,71	0,003
Kraft bei 90° Extension	-0,57	0,03
Kraft bei 120° Extension	-0,73	0,002
Kraft bei 30° Flexion	-0,54	0,04
Kraft bei 60° Flexion	-0,77	<0,001
Kraft bei 90° Flexion	-0,74	0,002
Kraft bei 120° Flexion	-0,78	<0,001

5.3.5 Ermittlung der Differenz zwischen nativem und implantiertem Zustand sowie Erstellung einer Definition

Nachdem eine Änderung zwischen prä- und postoperativem Zustand nachgewiesen werden konnte und ein korrelierender Zusammenhang zwischen AP-Länge und Quadrizepskraft vorlag, wurde eine Definition erstellt. Hierfür wurde die Differenz der signifikanten Werte aus dem Wilcoxon-Rang-Test ermittelt (siehe Tab. 21).

Tabelle 24: Differenz zwischen prä- und postoperativem Zustand zu betrachtende Variablen

	Differenz
Laterale AP-Länge	-4,15 mm ($\pm$ 4,63 mm)
Mediale AP-Länge	-5,33 mm ($\pm$ 3,60 mm)
Kraft bei 30° Extension	37,52 N ($\pm$ 29,52 N)
Kraft bei 60° Extension	31,27 N ($\pm$ 51, 79 N)
Kraft bei 30° Flexion	13,24 N ($\pm$ 24,05 N)

Mithin konnte postuliert werden, dass eine Änderung der AP-Länge von -4,74 mm eine Änderung der Quadrizepskraft von durchschnittlich 27,34 N bedeutet. Vereinfacht hatte eine Reduktion von 1 mm der AP-Länge eine Erhöhung der Quadrizepskraft von durchschnittlich 5,77 N zur Folge.

5.4 Diskussion

Nach einer Knie totalendoprothese beklagen ungefähr 19 % der Patienten eine Persistenz ihrer Schmerzen und der funktionellen Einschränkung. [8] Die Gründe hierfür können vielfältig sein. Zum einen kann es nach Kniegelenkersatz zu einer Veränderung der Kinematik kommen. [134] Zum anderen kann nach langjähriger Arthrose eine Abschwächung der Quadrizepskraft vorliegen. [125] Ein weiterer Aspekt ist die Prothesenausrichtung. So kann bei pathologischem Varus/Valgus der Winkel operativ korrigiert werden. [19]

All diese Punkte können zu einer Änderung der Hebelkraft führen, welches ein Produkt aus Kraft und Länge der Quadrizeps- und Patellarsehne ist. [86] Die Patella selbst dient als Abstandshalter sog. Hypomochlion beim Drehmoment. [94]

Im täglichen Leben werden zum Gehen 60° und ca. 120° bei Treppenbenutzung sowie beim Sitzen erreicht. [71] Dabei wird die maximale Hebelkraft bei $20\text{--}60^\circ$ erlangt und fällt somit in den Alltagsbereich. [95, 96]

D'Lima konnte eine Reduktion der Quadrizepskraft bei gleichzeitiger Verringerung des Patellakompressionsdrucks nachweisen. Daraus resultiert eine Erhöhung des Quadrizepshebelarms. [22]

Ziel dieser Studie waren der direkte Nachweis einer Veränderung des Hebelarms durch die Vermessung des anterior-posterioren Kondylendurchmessers und die Erhebung der Quadrizepskraft im Münchener Kniekinemator. Auf diese Weise sollte eine Formel ermittelt werden, um das Ausmaß der Änderung definieren zu können.

Mit statistischer Signifikanz konnte ein Unterschied in nativem und operiertem Zustand in den Kondylenlängen sowohl medial als auch lateral erhoben werden. Zudem wurde die Quadrizepskraft auf Vergleichbarkeit zwischen prä- und postoperativem Zustand untersucht. Um ein statistisch korrektes Ergebnis zu erreichen, wurde der Wilcoxon-Rang-Test durchgeführt. Vor allem zum Zeitpunkt des maximalen Hebels wurden statistisch signifikante Daten erhoben. Somit hatte eine Verkürzung der AP-Länge von 1 mm eine Erhöhung der Quadrizepskraft von durchschnittlich 5,77 N zur Folge.

Auffällig war die Signifikanz des Hebelarms in niedrigen Flexions- und Extensionsgraden. Vermutet wurde eine Änderung des Hebelarms im Verlauf der Kniebeugung. Dieses Resultat wurde bei einer Bodenreaktionskraft von 50 N in vitro im Münchener

Kniekinemator erhoben. Es muss von einem höheren Ergebnis in vivo ausgegangen werden, da Belastungen des täglichen Lebens eine Größenordnung von 200–300 % des Körpergewichts haben, etwa beim Laufen oder beim Aufstehen. [72]

Zur Erhebung dieser Studie wurden 15 Humanpräparate verwendet. In zukünftigen Publikationen mit einer höheren Probandenzahl sollten die Ergebnisse zusätzlich validiert werden, um die erhobene Definition zu bestätigen oder genauer zu erheben. Um eine Verfälschung der AP-Vermessung zu vermeiden, wurde ein Humanpräparat in dieser Studie herausgenommen, da Arthrose 4° von einem Fachspezialisten diagnostiziert worden ist. Die Markierung der AP-Längen wurde von einer Person vorgenommen. Zur Vermeidung eines Bias wurde das Resultat von einem weiteren Mitarbeiter geprüft.

In zukünftigen wissenschaftlichen Studien müssen die Ergebnisse mit einer höheren Probandenanzahl bestätigt werden. Mithilfe des retropatellaren Drucks zur AP-Länge und zur Quadrizepskraft kann die Genauigkeit der Definition erhöht werden. Einen weiteren Forschungsansatz für die Zukunft bildet die In-vitro-Messung unter realen Belastungen. Übergeordneter Zweck ist die Übertragung dieser Erkenntnisse in die klinische Forschung der physikalischen Medizin zur Verbesserung der Patientenversorgung.

5.5 Schlussfolgerung

Diese Studie ist die erste, in der eine Definition der Veränderung der Quadrizepskraft mithilfe der AP-Länge geliefert und ins Verhältnis gesetzt hat. Sie kann einen bedeutenden Beitrag zur Verhinderung postoperativer Schmerzen leisten, indem die Veränderung der Kinematik durch eine Erhöhung des Quadrizepshebelarms besser verstanden wird.

In Zukunft könnten diese Erkenntnisse in die Planung der Größe der Endoprothesen einbezogen werden, um das Auftreten des retropatellaren Schmerzsyndroms [135] weiter verringern zu können und eine Revision unwahrscheinlicher macht. Das Wissen über die Veränderung des Quadrizepshebels sowohl bei langjähriger Arthrose als auch nach Kniegelenkersatz kann in der postoperativen Versorgung sowie in der physiotherapeutischen Rehabilitation in Konsequenz die Patientenzufriedenheit positiv beeinflussen. Auch können die Ergebnisse Einfluss auf die operative Planung einer Kniegelenktotalgelenkprothese haben, indem die Berechnung um die Quadrizepskraft erweitert wird. Nicht zuletzt kann das Verständnis von der Kinematik des Knies und der Verkürzung der AP-Länge in der Entwicklung des Prothesendesign mit einbezogen werden.

6 Zusammenfassung

Arthrose ist eine gesamtgesellschaftliche Erkrankung mit einer Ein-Jahres-Prävalenz in Deutschland von 21,8 % bei Frauen und 13,9 % bei Männern. [3] Sie ist durch Zerstörung des Gelenkknorpels und anliegender Strukturen gekennzeichnet. Neben den körperlichen Einschränkungen mit damit einhergehenden starken Schmerzen kommt es zu einer Abnahme der Lebensqualität. [5] In Deutschland wurden im Jahr 2021 laut dem ERPD 115 581 Knieendprothesen erstimplantiert. [7] Ein Großteil der Patienten ist nach der Operation mit ihrem künstlichen Kniegelenk zufrieden, allerdings gibt es noch bis zu 19 % Patienten, bei denen eine Verbesserung der Funktionalität ausbleibt oder der Schmerz weiterbestehen bleibt. [8] Häufig hat dies eine Revisionsoperation zur Folge.

Neben anatomischen und funktionellen Untersuchungsmethoden hebt sich seit geraumer Zeit immer mehr die computerbasierte Untersuchungsmethode heraus. Vorteile dieser Vorgehensweise sind die realitätsnahen Einstellungsmöglichkeiten der mechanischen Randbedingungen und das Verhalten des Materials (wirkende Kräfte, Bewegungen, Druckfestigkeit, Deformierungen oder Steifigkeit) für jeden einzelnen Knotenpunkt. [97] In der biomechanischen Forschung sind diese Eigenschaften von besonderer Bedeutung, da Vorhersagen über Protheseneigenschaften getroffen werden können, noch bevor diese am Patienten getestet werden. [98] Oberstes Ziel dieser experimentellen Analyse ist die patientenindividuelle Anpassung von Prothesen, um die Revisionsrate weiter zu minimieren.

Grundlage dieser Studie ist der bereits etablierte Münchener Kniegelenkskinemator. [81–83] In diesem wurden für den ersten Schritt acht Humanpräparate sowohl im nativen als auch im postoperativen Zustand mit Knieendoprothese getestet. Dabei wurden der retropatellare Druck und die Quadrizepskraft über Sensoren aufgezeichnet. Ziel des ersten Abschnitts dieser Arbeit war die naturgetreue Nachstellung dieses Versuchsaufbaus auf Basis eines institutsinternen Finite-Elemente-Modells (FEM). [21, 23] Ein weiterer Zweck dieser wissenschaftlichen Abhandlung dient der Validierung der femoralen Rotationsachse der in vitro durchgeführten Versuchsreihen. Hinsichtlich der letzten Hypothese dieses Teils der Dissertation wurde der Frage nachgegangen, ob sich Veränderungen in der Bandspannung auf die Kniekinematik des FEMs auswirken.

Die Segmentierung der Knochen, Knorpel und des Bandapparats erfolgte anhand der MRT-Daten im 3D Slicer und wurde anschließend in Geomagic zusammengefügt. In

Zusammenfassung

Catia fand die Modifikation des Modells hin zur realitätsnahen Nachbildung des Knies statt, wie es im Münchener Kniegelenkskinemator getestet worden ist. Hierfür wurde neben den medialen und lateralen Epikondylenpunkten der FFC-Punkt nach Pinskarova [72] erstellt, die mechanische und anatomische Achse nach Luis [74] definiert und die Quadrizepssehne anhand der gemessenen Durchmesser konstruiert. In Ansys wurden Einstellungen eines bestehenden FEMs als Vorlage herangezogen. Die Freiheitsgrade wurden nach dem Münchener Kniegelenkskinemator freigegeben. Die Vernetzung wurde um die posterior stabilisierende Prothese erweitert. Die Pointer-Ansatzpunkte wurden wie in vitro gesetzt.

Der femorale Rollback des Kniegelenkes wurde durchgehend dokumentiert. Wurde der FFC-Punkt an den Femurkondylen gesetzt, resultierte daraus ein falsch hoher femorale Rollback. Zur Feststellung der anterioposterioren Bewegung wurde eine ANOVA verwendet. Die Methodik zur Applizierung des FFC in das FEM wurde eingeführt und die Relevanz des korrekten Rebuildings der In-vitro-Landmarken konnte reproduziert werden.

Eine Änderung der Tibiarotation, der anterioposterioren Bewegung und der Belastung der Tibiaprothese konnte im Vergleich zur physiologischen Bandspannung lediglich bei einer Veränderung der Steifigkeit des medialen Ligaments beobachtet werden. Eine prozentuale Veränderung des lateralen Ligaments hat keinen Einfluss auf die Kniekinematik. Das LCL scheint zur Stabilisierung bei Extension von Bedeutung zu sein, da hier eine hohe Zugkraft zu beobachten war. Es konnte gezeigt werden, dass der mediale Bandapparat eine wesentliche Funktion in der Kniekinematik besitzt und postoperativ ein ausschlaggebender Faktor bezüglich der Belastung der Tibiaprothese ist.

Bei der FEM-Simulation handelt es sich im Allgemeinen um ein vereinfachtes Modell. Für die Zukunft ist es notwendig, dass für die Kinematik relevante Strukturen wie z. B. der Hoffa'sche Fettkörper oder die Patellaseitenbänder ergänzt werden. Weitere Untersuchungen werden veranschaulichen, inwieweit sich eine veränderte Kinematik bei zu straffer bzw. zu lockerer Spannung des medialen Ligaments auf die Patientenzufriedenheit auswirkt. Zudem muss zukünftig ermittelt werden, ob eine bestmögliche Ausrichtung im Sinne des Gap Balancings die Lebensdauer einer Knie totalendoprothese verlängern kann.

Im zweiten Abschnitt dieser Arbeit wurde die Korrelation des anterioposterioren Kondylendurchmessers und der Quadrizepskraft untersucht. In verschiedenen Studien konnte

Zusammenfassung

eine Veränderung der Hebelkraft nachgewiesen werden. So kann ein Kniegelenksersatz mit Veränderung des ap Kondylendurchmessers zu einer Veränderung der Kinematik führen. [130] Gleichwohl kann es auch bei langjähriger Arthrose selbst zu einer Abschwächung der Quadrizepskraft mit Verstärkung des Hebelarms kommen. [119] D'Lima konnte eine Reduktion der Quadrizepskraft bei gleichzeitiger Verringerung des Patellakompressionsdrucks mit einer daraus resultierenden Erhöhung des Quadrizepshebelarms belegen. [128]

Ziel dieser Studie war sowohl prä- als auch postoperativ der direkte Nachweis einer Veränderung des Hebelarms durch die Vermessung des anterioposterioren Kondylendurchmessers und die Erhebung der Quadrizepskraft im Münchener Kniegelenkskinemator. Auf diese Weise sollte ein Verhältnis zwischen der Quadrizepskraft und der ap Länge nach Maßgabe der Hebelgesetze ermittelt werden, um das Ausmaß der Änderung definieren zu können.

Mit statistischer Signifikanz konnte ein Unterschied in nativem und operiertem Zustand in den anterioposterioren Kondylenlängen sowohl medial als auch lateral erhoben werden. Es wurde der Wilcoxon-Rang-Test durchgeführt. Zum Zeitpunkt des maximalen Hebels – bei 30° Extension, bei 60° Extension und bei 30° Flexion – wurde eine Differenz mit $p < 0,05$ festgestellt. Es kann daher postuliert werden, dass eine Verkürzung der AP-Länge von 1 mm eine Erhöhung der Quadrizepskraft von durchschnittlich 5,77 N zur Folge hat. Dieses Resultat wurde bei einer Bodenreaktionskraft von 50 N in vitro im Münchener Kniekinemator erhoben. Es muss von einem höheren Ergebnis ausgegangen werden, da Belastungen des täglichen Lebens eine Größenordnung von 200–300 % des Körpergewichts haben, so etwa beim Laufen oder beim Aufstehen. [71]

Es ist anzunehmen, dass in zukünftigen wissenschaftlichen Arbeiten mithilfe des retropatellaren Drucks zusätzlich zur AP-Länge und zur Quadrizepskraft die Genauigkeit der Definition erhöht werden kann. Einen weiteren Forschungsansatz für die Zukunft bildet die In-vitro-Erhebung des Hebelarms unter realen Belastungen.

Zusammenfassung

Zusammenfassend leisten beide Abschnitte dieser Dissertation einen wichtigen Beitrag zur ganzheitlichen Erforschung der Kinematik bei Knie totalendoprothese. Bereits in der Entwicklung neuer Prothesen wird die Berücksichtigung der Kniekinematik einen wichtigen Stellenwert haben. Ziel ist die umfassend validierte realitätsnahe Computersimulation, die auf jeden Patienten eine individuell zugeschnittene Prothese ermöglicht. Zudem kann die postoperative Änderung des Hebelarms Auswirkungen auf die Operationsplanung und die Methodik des Einbaus haben. Konservativ können neue physiotherapeutische Methoden zur postoperativen Beübung des Quadrizepsmuskels entwickelt werden, die die Zufriedenheit der Patienten erhöhen, ohne dass eine Revision notwendig wäre.

7 Abstract

Arthrosis is a common disease with a one-year prevalence in Germany of 21.8% in women and 13.9% in men. [3] It is characterized by a degenerative destruction of joint cartilage and damage to adjacent structures. Along with the physical limitations and associated severe pain, there is a decrease in quality of life. [5] According to the ERPD, in Germany in 2021, 115,581 knee endoprostheses were implanted for the first time. [7] A large proportion of patients are satisfied with their artificial knee joint after surgery, however, there are still up to 19% in whom an improvement in functionality is absent or the pain persists. [8] Often, this leads to a revision.

In addition to anatomical and functional examination methods, computer-based methods have been increasingly standing out in recent years. Advantages of this approach include the realistic adjustment options of the mechanical boundary conditions and the behavior of the material (acting forces, movements, compressive strength, deformations or stiffness) for each individual nodal point. [97] In biomechanical research, these properties are of particular importance as predictions about prosthesis properties can be made even before they are tested on patients. [98] The primary goal of this experimental analysis is the patient-specific adaptation of prostheses in order to further minimize the revision rate.

The basis of this study is the implemented Munich Rig. [81-83] In this, eight human specimens were tested both in their native and postoperative states for the first part. The retropatellar pressure and the quadriceps force were recorded via sensors. The aim of this section was to recreate this experimental setup faithfully based on an in-house finite element model. [21,23] Another purpose of this scientific work was the validation of the FFC point of the in vitro conducted experimental series. The last hypothesis of this part of the dissertation investigated whether changes in ligament tension affect knee kinematics.

The segmentation of the bones, cartilage, and ligament apparatus was performed using the MRI data in 3D Slicer and subsequently assembled in Geomagic. In Catia, the model was modified towards a realistic replication of the knee, as it has been tested in the Munich Rig. For this, the FFC point according to Pinskarova [72] was created, the mechanical and anatomical axis defined according to Luis [74], and the quadriceps tendon was constructed based on the measured diameters. In Ansys, settings of the existing FE model were adjusted. The degrees of freedom were released according to the Munich Rig. The

Abstract

mesh was expanded around the posterior-stabilizing prosthesis. The pointer attachment points were set as in silico.

The femoral rollback was consistently observed. When the FFC point was set at the femoral condyles, it led to a falsely high femoral rollback. An ANOVA was used to determine the anteroposterior movement. With high significance (< 0.001), the AP movement depends on the pointer tag and the flexion angle. A change in tibial rotation, anteroposterior movement, and load on the tibia prosthesis could only be observed with a change in the stiffness of the medial ligament. A percentage difference in the lateral ligament has no impact on knee kinematics. The lateral ligament appears to be important for stabilization during extension, as a high tensile force was observed here. It has been shown that the medial ligament apparatus plays an important role in knee kinematics and is an important factor postoperatively in the load on the tibial prosthesis.

The simulation is a simplified model. For the future, it is necessary to include structures important for kinematics, such as Hoffa's fat pad or the patella side ligaments. Further studies will show to what extent changed kinematics due to too tight or too loose tension of the medial ligament impacts patient satisfaction. In addition, it needs to be demonstrated in the future whether the best possible alignment in the sense of gap balancing can extend the lifespan of a total knee arthroplasty.

In the second section of this work, the correlation between the anteroposterior condylar diameters and the quadriceps force was examined. Various studies have been able to demonstrate a change in leverage. Thus, a knee joint replacement can lead to a change in kinematics. [130] But even in long-standing arthrosis itself, there can be a weakening of the quadriceps force with an increase in the lever arm. [119] D'Lima was able to demonstrate a reduction in quadriceps force with a simultaneous decrease in patella compression pressure, resulting in an increase in the quadriceps lever arm. [128]

The aim of this study was the direct demonstration of a change in the lever arm by measuring the anteroposterior condylar diameter and recording the quadriceps force in the Munich Rig. We expected to be able to derive a formula to define the extent of the change. With statistical significance, a difference in the lengths of the condyles, both medially and laterally, could be determined in the native and operated states. The Wilcoxon Rank Test was performed. A difference with $p < 0.05$ was observed at the time of maximum leverage, at 30° extension, at 60° extension, and at 30° flexion. It can be postulated that

Abstract

a shortening of the AP length by one-millimeter results in an increase in quadriceps force by an average of 5.77 N. This result was obtained with a ground reaction force of 50 N in vitro in the Munich Rig. A higher result must be expected, as daily life loads have an order of magnitude of 200-300 N, such as when running or standing up. [71] This study is the first to provide a definition of the leverage force using the AP length and putting it into relation.

It is anticipated that in future scientific work, the accuracy of the definition can be increased with the help of retropatellar pressure, in addition to AP length and quadriceps force. Another research approach for the future is the in vitro measurement of the lever arm under real loads.

In summary, both sections of this dissertation make an important contribution to holistic research into the kinematics of total knee arthroplasty. The consideration of knee kinematics will already play an important role in the development of new prostheses. The aim is a comprehensively validated, realistic computer simulation that enables an individually tailored prosthesis for each patient. In addition, the postoperative change in the lever arm can have an impact on surgical planning and the method of fitting. New physiotherapeutic methods for postoperative exercise of the quadriceps muscle can be developed conservatively to increase patient satisfaction without the need for revision.

8 Literaturverzeichnis

1. Niethard F, P.J., Biberthaler P, Hrsg., *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. Vol. 9. überarbeitete Auflage. 2022, Stuttgart.
2. Engelhardt, M., *Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 2003. **54**(6): p. 171-175.
3. Fuchs, J., R. Kuhnert, and C. Scheidt-Nave, *12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland*. Journal of Health Monitoring, 2017. **2**(3): p. 55–60.
4. Reginster, J., *The prevalence and burden of arthritis*. Rheumatology (Oxford), 2002. **Apr**;41.
5. Sprangers, M.A., et al., *Which chronic conditions are associated with better or poorer quality of life?* Journal of Clinical Epidemiology, 2000. **53**(9): p. 895-907.
6. March, L. and C. Bachmeier, *Economics of osteoarthritis: a global perspective*. Occupational Health and Industrial Medicine, 1998. **3**(38): p. 154.
7. „Endoprothesenregister Deutschland (EPRD): Jahresbericht 2022, zu beziehen über die Website des Endoprothesenregisters Deutschland <https://www.eprd.de/de/>, Zugriff am 26.07.2023“.
8. Bourne, R.B., et al., *Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not?* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2010. **468**(1): p. 57-63.
9. Klem, N.R., et al., *What Influences Patient Satisfaction after TKA? A Qualitative Investigation*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2020. **478**(8): p. 1850-1866.
10. Anderson, J.G., et al., *Functional outcome and patient satisfaction in total knee patients over the age of 75*. The Journal of Arthroplasty, 1996. **11**(7): p. 831-840.
11. Blomer, W., et al., *A new universal, standardized implant database for product identification: a unique tool for arthroplasty registries*. Arch Orthop Trauma Surg, 2015. **135**(7): p. 919-26.
12. Rupp, M., et al., *Recent trends in revision knee arthroplasty in Germany*. Sci Rep, 2021. **11**(1): p. 15479.
13. Hamilton, D., et al., *Dealing with the predicted increase in demand for revision total knee arthroplasty: challenges, risks and opportunities*. Bone Joint J, 2015. **97**(6): p. 723-728.

14. Babazadeh, S., et al., *Gap balancing sacrifices joint-line maintenance to improve gap symmetry: a randomized controlled trial comparing gap balancing and measured resection*. The Journal of Arthroplasty, 2014. **29**(5): p. 950-4.
15. Bonnin, M.P., et al., *Mediolateral oversizing influences pain, function, and flexion after TKA*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013. **21**(10): p. 2314-24.
16. Jansson, V., et al., *Orthopaedic registries: the German experience*. EFORT Open Rev, 2019. **4**(6): p. 401-408.
17. Popescu, R., E.G. Haritinian, and S. Cristea, *Relevance of Finite Element in Total Knee Arthroplasty*. Chirurgia, 2019. **114**: p. 437-442.
18. Welch-Phillips, A., et al., *What Is Finite Element Analysis?* Clinical Spine Surgery, 2020. **33**(8): p. 323-324.
19. Weber, P. and H. Gollwitzer, *Arthroplasty of the knee: current techniques for implant alignment*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2022. **160**(02): p. 149-159.
20. Brekelmans, W., H. Poort, and T. Slooff, *A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1972. **43**(5): p. 301-317.
21. Baldwin, M.A., et al., *Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics*. J Biomech, 2012. **45**(3): p. 474-83.
22. D'Lima, D.D., et al., *Quadriceps moment arm and quadriceps forces after total knee arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007), 2001. **392**: p. 213-220.
23. Schulte, E., U. Schumacher, and M. Schünke, *PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie*. 2018: Georg Thieme Verlag.
24. Dittrich, H., M. Schimmack, and C.-H. Siemsen, *Orthopädische Biomechanik: Einführung in die Endoprothetik der Gelenke der unteren Extremitäten*. 2019: Springer-Verlag.
25. Aumüller, G., et al., *Duale Reihe Anatomie*. Vol. 1. 2020: Thieme Stuttgart.
26. Wirtz, D.C., *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. Vol. 3. 2010: Springer-Verlag.
27. Oestern, S., et al., *Patella dislocation*. Der Unfallchirurg, 2011. **114**: p. 345-359.

28. Kapandji, I.A., *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik; einbändige Ausgabe-obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule*. 2009: Georg Thieme Verlag.
29. Blackburn, T.A. and E. Craig, *Knee anatomy: a brief review*. Physical Therapy, 1980. **60**(12): p. 1556-1560.
30. Flandry, F. and G. Hommel, *Normal anatomy and biomechanics of the knee*. Sports Medicine and Arthroscopy Review, 2011. **19**(2): p. 82-92.
31. Hassebrock, J.D., et al., *Knee Ligament Anatomy and Biomechanics*. Sports Medicine and Arthroscopy Review, 2020. **28**(3): p. 80-86.
32. Fick, R.A., *Handbuch Der Anatomie Und Mechanik Der Gelenke: T. Spezielle Gelenk-Und Muskelmechanik*. Vol. 2. 1911: G. Fischer.
33. Amis, A., et al., *Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2006. **14**(3): p. 257-263.
34. Buckwalter, J. and H. Mankin, *Articular cartilage: part I*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1997. **79**(4): p. 600.
35. Buckwalter, J. and H. Mankin, *Instructional course lectures, The American academy of orthopaedic surgeons-Articular Cartilage. Part II: Degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1997. **79**(4): p. 612-32.
36. Carballo, C.B., et al., *Basic science of articular cartilage*. Clinics in Sports Medicine, 2017. **36**(3): p. 413-425.
37. Zheng, L., et al., *The role of metabolism in chondrocyte dysfunction and the progression of osteoarthritis*. Ageing Research Reviews, 2021. **66**: p. 101249.
38. Guerne, P.a., et al., *Growth factor responsiveness of human articular chondrocytes in aging and development*. Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology, 1995. **38**(7): p. 960-968.
39. Robert-Koch-Institut, *Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Heft 54*. 2013: Berlin.
40. Hackenbroch, M.H., *Arthrosen: Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie; 44 Tabellen*. 2002: Thieme.
41. Kellgren, J.H. and J. Lawrence, *Radiological assessment of osteo-arthritis*. Annals of the Rheumatic Diseases, 1957. **16**(4): p. 494.

42. Michael, J.W., K.U. Schlüter-Brust, and P. Eysel, *Epidemiologie, Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Gonarthrose*. Deutsches Arzteblatt-Arztliche Mitteilungen-Ausgabe B, 2010. **107**(9): p. 152.
43. Roos, M.K., LS Lohmander, EM, *WOMAC Osteoarthritis Index: Reliability, validity, and responsiveness in patients with arthroscopically assessed osteoarthritis*. Scandinavian Journal of Rheumatology, 1999. **28**(4): p. 210-215.
44. Bellamy, N. *Pain assessment in osteoarthritis: experience with the WOMAC osteoarthritis index*. in *Seminars in arthritis and rheumatism*. 1989. Elsevier.
45. Harnöß, T., *Fragebogen WOMAC Knie*. https://www.mvz-fachpraxenverbund-allgaeu.de/fileadmin/user_upload/Fragebogen_Knie_-_Womac.pdf, abgerufen am 19.08.2022.
46. Stucki, G., et al., *Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) arthrosis index*. Zeitschrift für Rheumatologie, 1996. **55**(1): p. 40-49.
47. DGOOC, *S2k-Leitlinie Gonarthrose (Registernummer 033-004)*, <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/187-050>, Zugriff am 18.8.2022. 2018, AWMF Online Berlin.
48. Bijlsma, J. and K. Knahr, *Strategies for the prevention and management of osteoarthritis of the hip and knee*. Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 2007. **21**(1): p. 59-76.
49. Dantas, L.O., T. de Fátima Salvini, and T.E. McAlindon, *Knee osteoarthritis: key treatments and implications for physical therapy*. Brazilian Journal of Physical Therapy, 2021. **25**(2): p. 135-146.
50. Ossendorff, R., et al., *Methods of Conservative Intra-Articular Treatment for Osteoarthritis of the Hip and Knee*. Deutsches Ärzteblatt International, 2023. **120**(35-36): p. 575.
51. Alentorn-Geli, E., et al., *The association of recreational and competitive running with hip and knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2017. **47**(6): p. 373-390.
52. Fransen, M., et al., *Exercise for osteoarthritis of the knee: a Cochrane systematic review*. British Journal of Sports Medicine, 2015. **49**(24): p. 1554-1557.

53. Vannini, F., et al., *Sport and early osteoarthritis: the role of sport in aetiology, progression and treatment of knee osteoarthritis*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2016. **24**(6): p. 1786-1796.
54. Tanaka, R., et al., *Efficacy of strengthening or aerobic exercise on pain relief in people with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials*. Clinical Rehabilitation, 2013. **27**(12): p. 1059-1071.
55. Altman, R.D. and J. Kates. *Arthroscopy of the knee*. in *Seminars in Arthritis and Rheumatism*. 1983. Elsevier.
56. Makris, E.A., P. Hadidi, and K.A. Athanasiou, *The knee meniscus: structure–function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration*. Biomaterials, 2011. **32**(30): p. 7411-7431.
57. LMU-München, M.-U.-M., *Behandlungsschwerpunkte am Knie*. <https://www.lmu-klinikum.de/mum-lmu/schwerpunkte/knie-sport/knie/10e4544ea90234fb>, abgerufen am 24.08.2022.
58. Kurzweil, P.R., W.D. Cannon, and K.E. DeHaven, *Meniscus repair and replacement*. Sports Medicine and Arthroscopy Review, 2018. **26**(4): p. 160-164.
59. Rowden, N.J., et al., *Anterior cruciate ligament graft fixation: initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers*. The American Journal of Sports Medicine, 1997. **25**(4): p. 472-478.
60. Georgoulis, A., et al., *ACL injury and reconstruction: Clinical related in vivo biomechanics*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, 2010. **96**(8): p. S339-S348.
61. Redondo, M.L., A.J. Beer, and A.B. Yanke, *Cartilage restoration: microfracture and osteochondral autograft transplantation*. The Journal of Knee Surgery, 2018. **31**(03): p. 231-238.
62. Dickschas, J., A. Staubli, and J. Harrer, *Kniegelenknahe Korrekturosteotomien*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2019. **157**(02): p. 203-218.
63. Amendola, A. and D.E. Bonasia, *Results of high tibial osteotomy: review of the literature*. International Orthopaedics (SICOT), 2010. **34**(2): p. 155-160.
64. Neri, T., D. Myat, and D. Parker, *The use of navigation in osteotomies around the knee*. Clinics in Sports Medicine, 2019. **38**(3): p. 451-469.

65. DGOOC, *S2k-Leitlinie Indikation Knieendoprothese (Registernummer: 033-052)*, <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/187-004>, Zugriff am 28.9.2022. 2018, AWMF Online Berlin.
66. Cheung, W., K. Chiu, and W. Tang, *Unicompartmental Knee Arthroplasty*. Hong Kong Journal of Orthopaedic Surgery, 2003. **7**(1): p. 68-75.
67. Hussain, S., et al., *Knee osteoarthritis: a review of management options*. Scottish Medical Journal, 2016. **61**(1): p. 7-16.
68. Dahm, D.L., et al., *Patient reported activity after revision total knee arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, 2007. **22**(6): p. 106-110.
69. Healy, W.L., et al., *Complications of total knee arthroplasty: standardized list and definitions of the Knee Society*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2013. **471**(1): p. 215-220.
70. Heimbert Dittrich, M.S., Claus-Heinrich Siemsen, *Orthopädische Biomechanik*. Springer Vieweg, 2019.
71. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the normal tibio-femoral joint*. Journal of Biomechanics, 2005. **38**(2): p. 197-208.
72. Kutzner, I., et al., *Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects*. Journal of Biomechanics, 2010. **43**(11): p. 2164-2173.
73. Pinskerova, V., et al., *Does the femur roll-back with flexion?* The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 2004. **86**(6): p. 925-931.
74. Pinskerova, V., H. Iwaki, and M. Freeman, *The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee*. Der Orthopäde, 2000. **29**(1): p. S3-S5.
75. Luís, N.M. and R. Varatojo, *Radiological assessment of lower limb alignment*. EFORT Open Reviews, 2021. **6**(6): p. 487-494.
76. Cherian, J.J., et al., *Mechanical, anatomical, and kinematic axis in TKA: concepts and practical applications*. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine, 2014. **7**(2): p. 89-95.
77. Fick, R., *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Vol. 2. 1904: G. Fisher.
78. Andriacchi, T.P., C.O. Dyrby, and T.S. Johnson, *The use of functional analysis in evaluating knee kinematics*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2003. **410**: p. 44-53.

79. Angerame, M.R., et al., *Total knee arthroplasty kinematics*. The Journal of Arthroplasty, 2019. **34**(10): p. 2502-2510.
80. Andriacchi, T., J. Galante, and R. Fermier, *The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing*. JBJS, 1982. **64**(9): p. 1328-1335.
81. Parsch, D., B. Fromm, and W. Kummer, *Projections and fiber characteristics of sensory afferents of the anterior cruciate ligament in an animal experiment*. Unfallchirurgie, 1996. **22**(5): p. 193-201.
82. Schröder, C., *Die Biomechanik des natürlichen und prothesenversorgten Kniegelenks unter Einbezug der Prothesenausrichtung in einer In-vitro-Untersuchung an humanen Kniegelenkpräparaten, Dissertation*. 2015.
83. Steinbrück, A., et al., *The effect of trochlea tilting on patellofemoral contact patterns after total knee arthroplasty: an in vitro study*. Arch Orthop Trauma Surg, 2014. **134**(6): p. 867-72.
84. Schröder, C., et al., *Rapid prototyping for in vitro knee rig investigations of prosththesized knee biomechanics: comparison with cobalt-chromium alloy implant material*. BioMed Research International, 2015. **2015**.
85. Nordin, M. and V.H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
86. Dan, M., et al., *Biomechanics of the knee extensor mechanism and its relationship to patella tendinopathy: a review*. Journal of Orthopaedic Research®, 2018. **36**(12): p. 3105-3112.
87. Neumann, D.A., *Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation*. Mosby & Elsevier, 2010.
88. Mizuno, Y., et al., *Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics*. J Orthop Res. **19**(5).
89. Sherman, S.L., A.C. Plackis, and C.W. Nuelle, *Patellofemoral anatomy and biomechanics*. Clinics in Sports Medicine, 2014. **33**(3): p. 389-401.
90. Singerman, R., et al., *Effect of tibial component position on patellar strain following total knee arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, 1995. **10**(5): p. 651-656.
91. Springorum, H.-R., et al., *Patellofemorale Schmerz nach primärer Knieendoprothetik*. Der Orthopäde, 2011. **40**(10): p. 907-916.

92. Toms, A., et al., *The management of patients with painful total knee replacement*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 2009. **91**(2): p. 143-150.
93. Steinbrück, A., et al., *Mediolateral femoral component position in TKA significantly alters patella shift and femoral roll-back*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. **25**(11): p. 3561-3568.
94. Vandenuecker, H. *Is There a Biomechanical Explanation for Anterior Knee Pain in Patients With Patella Alta?* in *Orthopaedic Proceedings*. 2012. The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery.
95. Nisell, R., *Mechanics of the knee: a study of joint and muscle load with clinical applications*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1985. **56**(sup216): p. 1-42.
96. Heyse, T.J., et al., *Quadriceps force in relation of intrinsic anteroposterior stability of TKA design*. Arch Orthop Trauma Surg, 2010. **130**(1): p. 1-9.
97. Reddy, J.N., *Introduction to the finite element method*. 2019: McGraw-Hill Education.
98. Taylor, M. and P.J. Prendergast, *Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities?* Journal of Biomechanics, 2015. **48**(5): p. 767-778.
99. Bull, A. and A. Amis, *Knee joint motion: description and measurement*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1998. **212**(5): p. 357-372.
100. Steinbrück, A., et al., *Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design*. Clinical Biomechanics, 2016. **33**: p. 42-48.
101. Steinbrück, A., et al., *A lateral retinacular release during total knee arthroplasty changes femorotibial kinematics: an in vitro study*. Arch Orthop Trauma Surg, 2018. **138**(3): p. 401-407.
102. Steinbrück, A., et al., *Influence of tibial rotation in total knee arthroplasty on knee kinematics and retropatellar pressure: an in vitro study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016. **24**(8): p. 2395-401.
103. Woiczinski, M., *Ein Finite Elemente Modell des Kniegelenks für die axiale Rotationsuntersuchung der Femurkomponente einer Knie totalendoprothese*, Dissertation 2016.

104. Woiczinski, M., et al., *Realistic preclinical finite element simulation in knee and hip replacements*. Der Orthopäde, 2020. **49**(12): p. 1060-1065.
105. Woiczinski, M., et al., *Development and validation of a weight-bearing finite element model for total knee replacement*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2016. **19**(10): p. 1033-45.
106. Woiczinski, M., et al., *Calculation of the elastic properties of prosthetic knee components with an iterative finite element-based modal analysis: quantitative comparison of different measuring techniques*. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, 2013. **58**(4): p. 369-76.
107. Stäubli, H.U., et al., *Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults*. The American Journal of Sports Medicine, 1999. **27**(1): p. 27-34.
108. Shin, C.S., A.M. Chaudhari, and T.P. Andriacchi, *The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study*. Journal of Biomechanics, 2007. **40**(5): p. 1145-1152.
109. Abdel-Rahman, E.M. and M.S. Hefzy, *Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading*. Medical Engineering & Physics, 1998. **20**(4): p. 276-290.
110. Yu, C.-H., P.S. Walker, and M.E. Dewar, *The effect of design variables of condylar total knees on the joint forces in step climbing based on a computer model*. Journal of Biomechanics, 2001. **34**(8): p. 1011-1021.
111. Desrochers, J., M.W. Amrein, and J.R. Matyas, *Microscale surface friction of articular cartilage in early osteoarthritis*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013. **25**: p. 11-22.
112. Lee, S.-S., et al., *Frictional response of normal and osteoarthritic articular cartilage in human femoral head*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2013. **227**(2): p. 129-137.
113. Aesculap AG, *Vega System, Knee Arthroplasty, Operating Technique and order information, Brochure No. 043302*.
114. Sauer, A., et al., *Isolated effects of patellar resurfacing in total knee arthroplasty and their relation to native patellar geometry*. Scientific Reports, 2022. **12**(1): p. 12979.

115. Goel, V.K. and E. Nyman, *Computational Modeling and Finite Element Analysis*. Spine, 2016. **41**: p. S6-7.
116. Freeman, M. and V. Pinskeroova, *The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2003. **410**: p. 35-43.
117. Zavatsky, A.B., *A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig*. Journal of Biomechanics, 1997. **30**(3): p. 277-280.
118. Wu, G., et al., *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine*. Journal of Biomechanics, 2002. **35**(4): p. 543-548.
119. Grood, E.S. and W.J. Suntay, *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*. Journal of Biomechanical Engineering, 1983.
120. Hill, P.F., et al., *Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 2000. **82**(8): p. 1196-1198.
121. Karrholm, J., S. Brandsson, and M. Freeman, *Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, 2000. **82**(8): p. 1201-1203.
122. Kim, H.Y., et al., *Screw-home movement of the tibiofemoral joint during normal gait: three-dimensional analysis*. Clinics in orthopedic surgery, 2015. **7**(3): p. 303-309.
123. Dennis, D.A., et al., *A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007), 2004. **428**: p. 180-189.
124. Gollehon, D.L., P. Torzilli, and R. Warren, *The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1987. **69**(2): p. 233-242.
125. Lewek, M.D., K.S. Rudolph, and L. Snyder-Mackler, *Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis*. Journal of Orthopaedic Research, 2004. **22**(1): p. 110-115.

126. Fedorov, A., et al., *3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network*. Magnetic Resonance Imaging, 2012. **30**(9): p. 1323-1341.
127. Pieper, S., M. Halle, and R. Kikinis. *3D Slicer*. in *2nd International Symposium on Biomedical Imaging: nano to macro (IEEE Cat No. 04EX821)*. 2004.
128. <https://www.slicer.org/>. abgerufen 24.01.2023.
129. Interview mit Dr. Simon, Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie, Spezialist für Endoprothetik, Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Klinikum der Universität München, 31.01.2023
130. Daines, B.K. and D.A. Dennis, *Gap balancing vs. measured resection technique in total knee arthroplasty*. Clinics in Orthopedic Surgery, 2014. **6**(1): p. 1-8.
131. Sheth, N.P., A. Husain, and C.L. Nelson, *Surgical Techniques for Total Knee Arthroplasty: Measured Resection, Gap Balancing, and Hybrid*. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2017. **25**(7): p. 499-508.
132. Tapasvi, S.R., et al., *Comparison of gap balancing vs measured resection technique in patients undergoing simultaneous bilateral total knee arthroplasty: one technique per knee*. The Journal of Arthroplasty, 2020. **35**(3): p. 732-740.
133. Aesculap AG, *Columbus Streamlined, Knee Arthroplasty, Operating Technique and order information*, Brochure No. 029702.
134. Andriacchi, T.P., et al., *Patellofemoral design influences function following total knee arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, 1997. **12**(3): p. 243-249.
135. Bonnin, M.P., et al., *Oversizing the tibial component in TKAs: incidence, consequences and risk factors*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2016. **24**(8): p. 2532-2540.

Anhang A

Tabelle 25: Auflistung der Kräfte der präoperativen Präparate nach Extensionsgrad

Präparat	Extensionskraft bei 30°	Extensionskraft bei 60°	Extensionskraft bei 90°	Extensionskraft bei 120°	maximale Extensionskraft
1	164,14	413,07	611,54	602,62	661,64
3	145,25	335,64	659,90	718,28	735,75
4	79,97	278,14	543,84	611,08	631,62
5	126,79	274,97	538,01	645,64	655,57
6	104,23	279,23	483,95	548,30	578,36
7	122,06	300,19	479,08	599,38	636,10
8	97,08	255,15	538,75	663,29	665,76
9	102,69	320,92	614,71	733,67	753,28
10	112,83	268,96	674,72	788,25	807,85
11	87,45	210,25	447,80	583,47	586,69
12	83,01	263,99	475,52	588,52	591,78
13	96,20	275,43	541,52	671,30	677,14
14	90,26	248,32	499,06	661,18	669,43
15	87,63	246,78	521,92	672,63	682,84
16	80,98	254,89	509,72	643,54	650,76
Mittelwerte	105,37	281,73	542,67	648,74	665,64

Tabelle 26: Auflistung der Kräfte der präoperativen Präparate nach Flexionsgrad und bei maximaler Beugung

Präparat	Kraft bei maximaler Beugung	Flexionskraft bei 30°	Flexionskraft bei 60°	Flexionskraft bei 90°	Flexionskraft bei 120°	maximale Flexionskraft
1	466,36	106,71	323,53	506,94	511,89	565,14
3	501,16	51,39	213,46	464,08	560,19	569,54
4	417,47	29,80	190,32	395,02	433,30	440,39
5	406,95	47,88	176,47	360,42	439,60	457,71
6	323,69	43,98	213,66	380,03	404,91	418,74
7	226,63	49,75	194,82	317,14	355,72	367,32
8	358,80	37,86	184,15	402,65	442,05	473,60
9	527,77	32,32	198,19	452,74	589,52	627,50
10	500,23	19,93	160,53	361,51	441,97	525,67
11	320,63	33,92	155,29	311,53	417,07	424,47
12	285,22	35,12	182,92	336,99	361,09	375,65
13	405,47	20,19	188,64	383,23	461,66	461,66
14	392,24	37,03	192,00	404,73	473,28	480,30
15	482,62	33,31	194,58	408,05	535,98	540,05
16	445,86	35,04	196,34	420,37	482,32	490,42
Mittelwerte	404,07	40,95	197,66	393,70	460,70	481,21

Tabelle 27: Auflistung der Kräfte der postoperativen Präparate nach Extensionsgrad

Präparat	Extensionskraft bei 30°	Extensionskraft bei 60°	Extensionskraft bei 90°	Extensionskraft bei 120°	maximale Extensionskraft
1	186,44	453,19	662,67	766,19	766,19
3	213,09	448,46	902,94	832,04	943,27
4	138,34	326,80	764,81	718,64	800,35
5	204,64	387,80	737,39	768,50	768,50
6	155,93	296,26	533,83	652,42	661,68
7	153,18	328,51	571,96	644,84	664,99
8	173,40	340,02	626,33	699,28	737,77
9	192,42	412,33	683,34	677,78	695,24
10	131,32	282,93	540,98	634,90	704,26
11	87,55	215,04	356,23	446,76	451,84
12	101,44	252,26	484,03	535,21	557,43
13	90,45	195,45	372,46	451,92	459,16
14	95,00	215,25	424,91	539,21	568,10
15	108,86	276,39	529,58	598,87	624,76
16	111,37	264,28	436,20	631,47	637,83
Mittelwerte	142,90	313,00	575,18	639,87	669,42

Tabelle 28: Auflistung der Kräfte der postoperativen Präparate nach Flexionsgrad und bei maximaler Beugung

Präparat	Kraft bei maximaler B	Flexionskraft bei 30°	Flexionskraft bei 60°	Flexionskraft bei 90°	Flexionskraft bei 120°	maximale Flexionskraft
1	391,80	95,72	323,36	488,47	589,89	597,28
3	600,50	66,93	278,64	529,52	616,81	630,70
4	378,63	48,81	195,69	380,32	434,95	450,86
5	479,46	88,85	253,30	441,57	530,19	539,04
6	446,68	58,95	214,69	369,53	427,65	449,37
7	483,84	62,83	223,74	376,65	482,32	500,23
8	449,89	68,10	241,91	432,76	481,18	511,61
9	359,77	80,67	266,46	413,05	466,63	480,81
10	400,30	86,33	168,74	366,38	433,85	458,81
11	271,76	14,58	129,11	240,58	295,89	311,15
12	314,90	23,81	165,68	295,68	348,57	368,59
13	334,11	13,32	116,02	256,83	345,11	362,31
14	356,54	23,94	136,74	277,13	357,45	380,30
15	405,92	33,63	188,16	374,48	419,46	443,00
16	431,94	46,32	189,04	312,57	414,81	446,67
Mittelwerte	407,07	54,19	206,09	370,37	442,98	462,05

Präparat 2

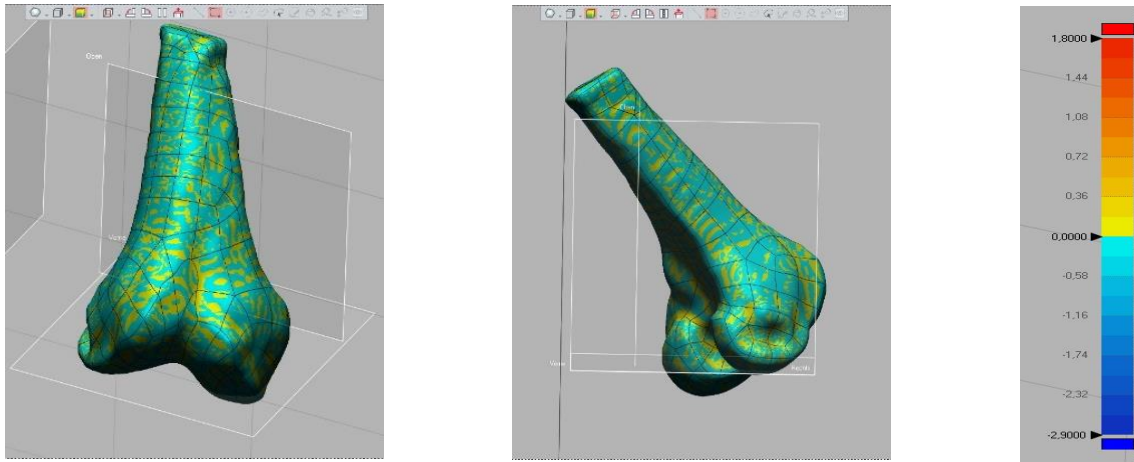


Abbildung 38: Präparat 2, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

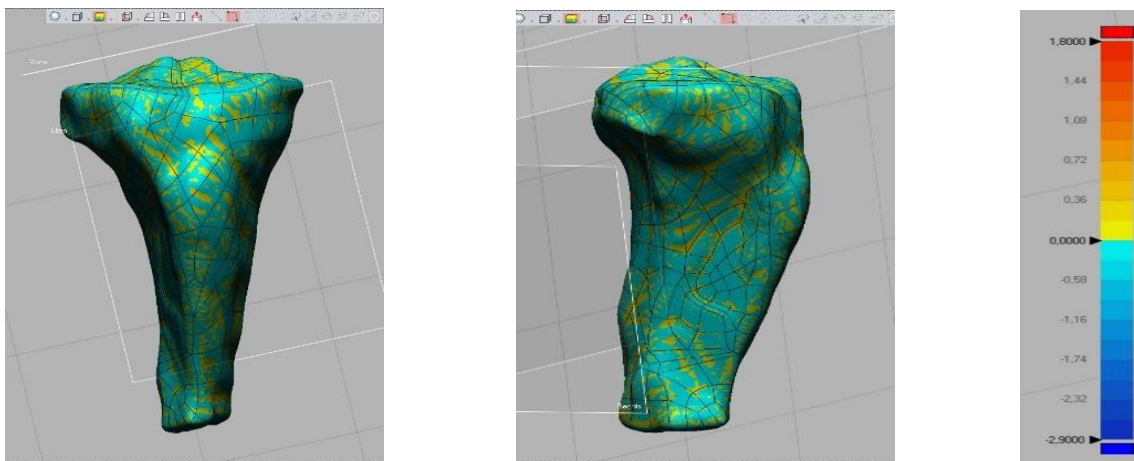


Abbildung 39: Präparat 2, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

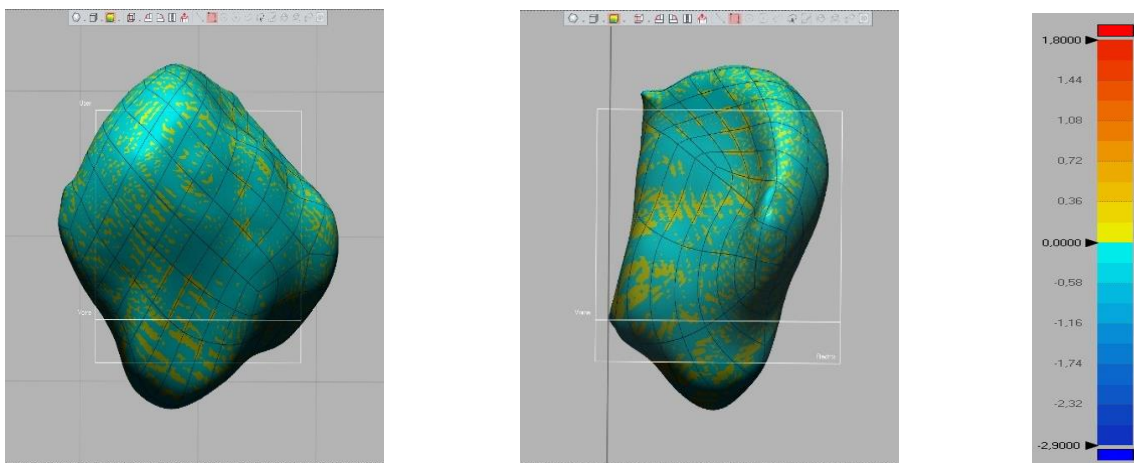


Abbildung 40: Präparat 2, Patella, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

Anhang B

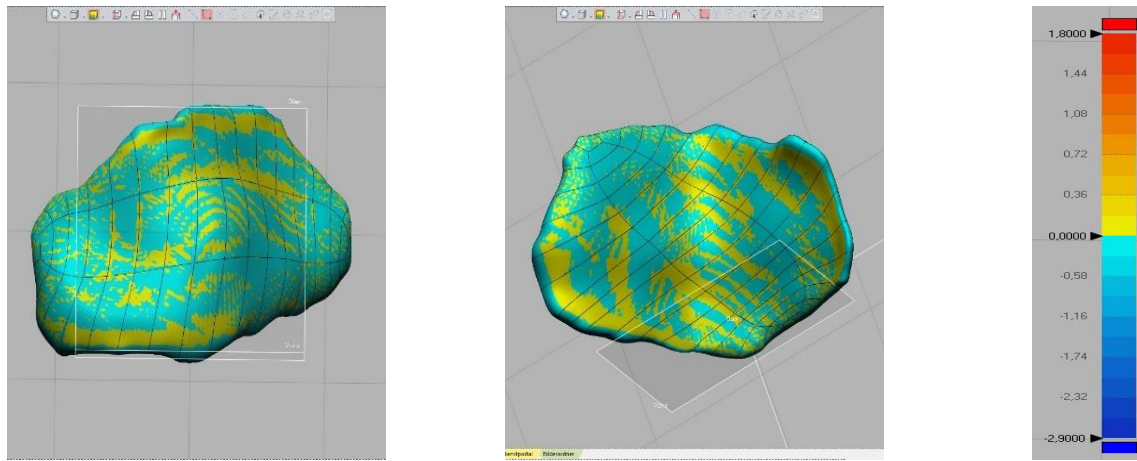


Abbildung 41: Präparat 2, Patellaknorpel, ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung

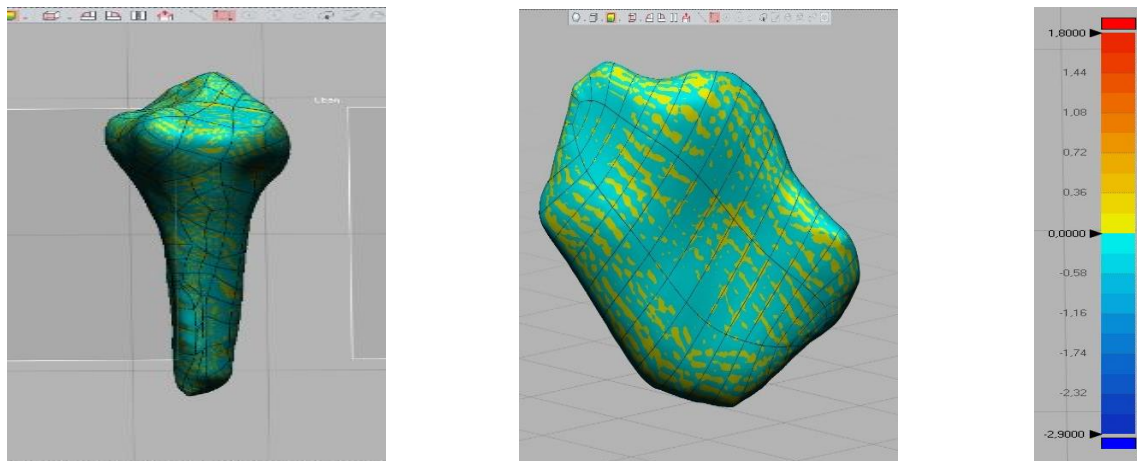


Abbildung 42: Präparat 2, Fibula und Fibulaknorpel, Geomagic, Rückführung

Präparat 3

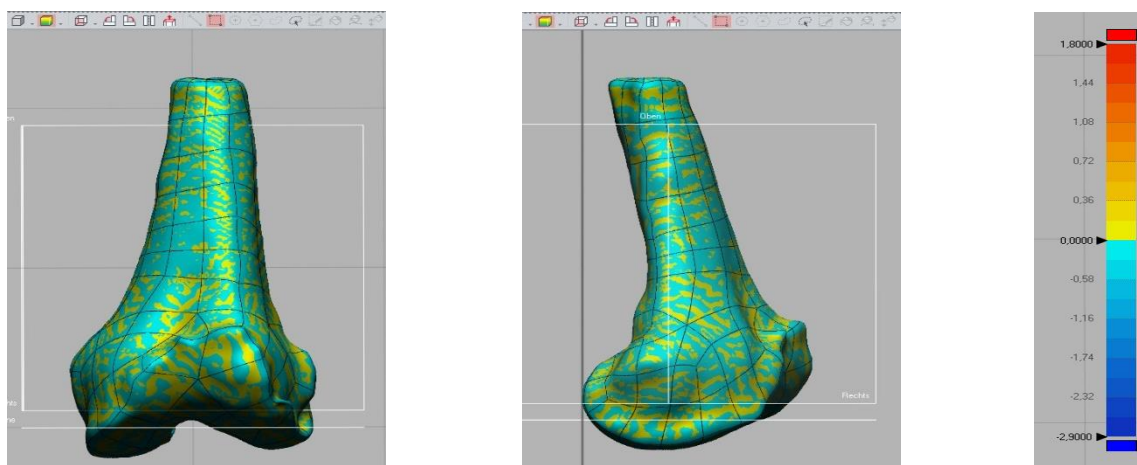


Abbildung 43: Präparat 3, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

Anhang B

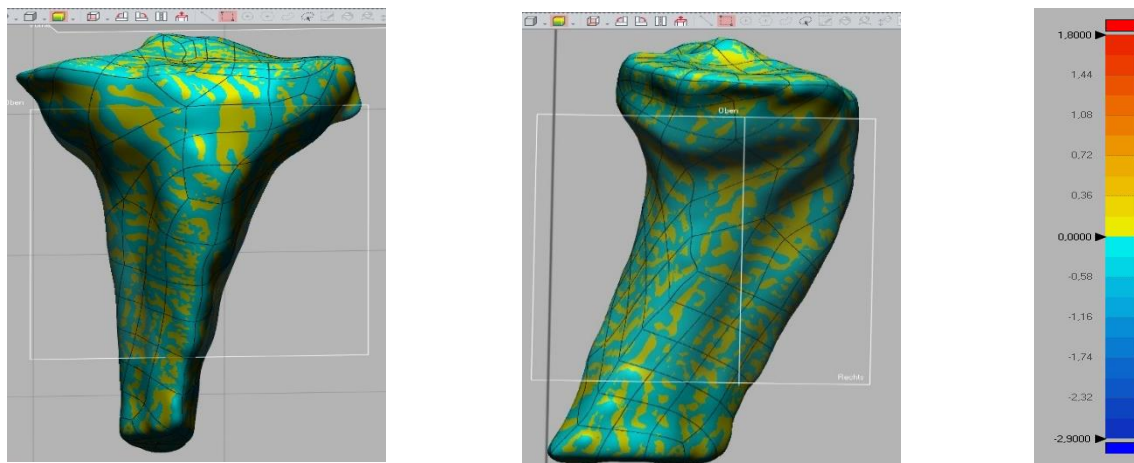


Abbildung 44: Präparat 3, Tibia, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

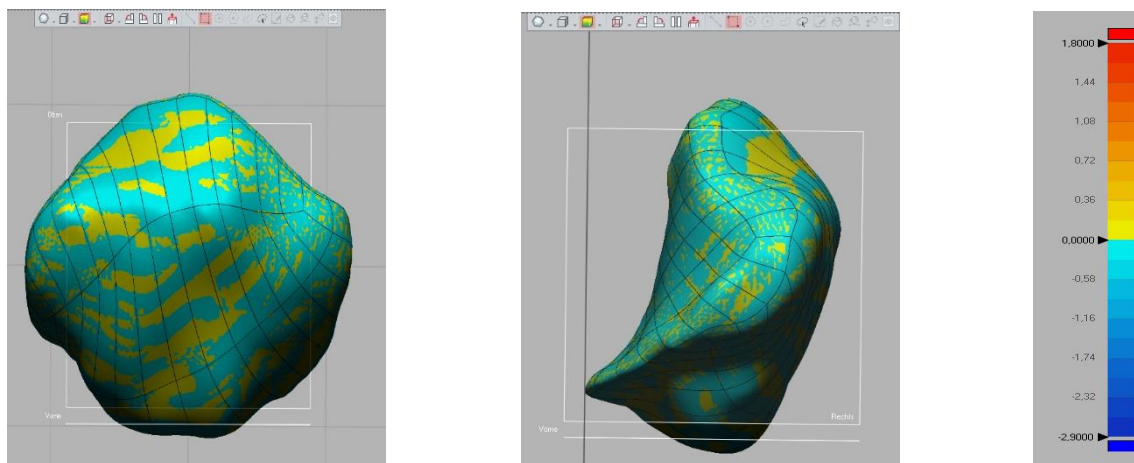


Abbildung 45: Präparat 3, Patella, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung



Abbildung 46: Präparat 3, Patellaknorpel, Geomagic, Rückführung

Anhang B

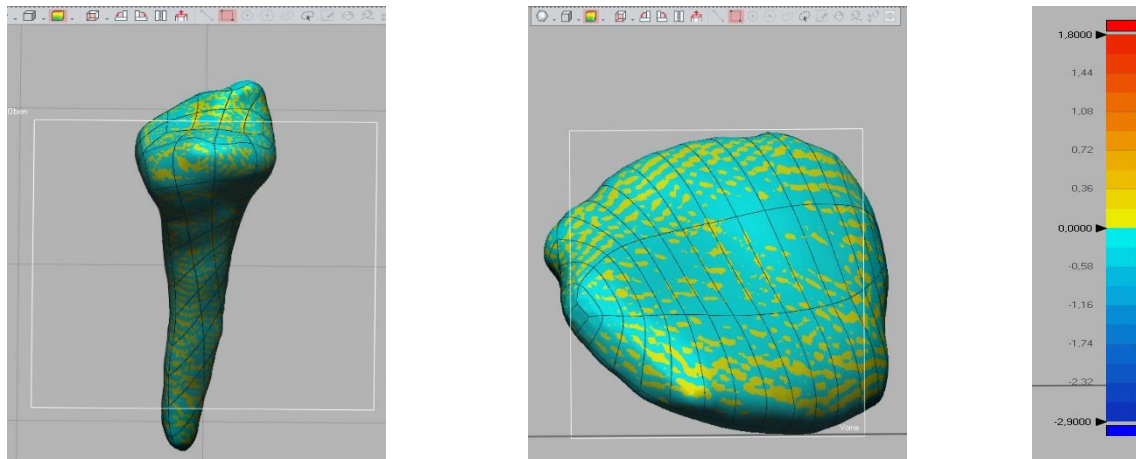


Abbildung 47: Präparat 3, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung

Präparat 4

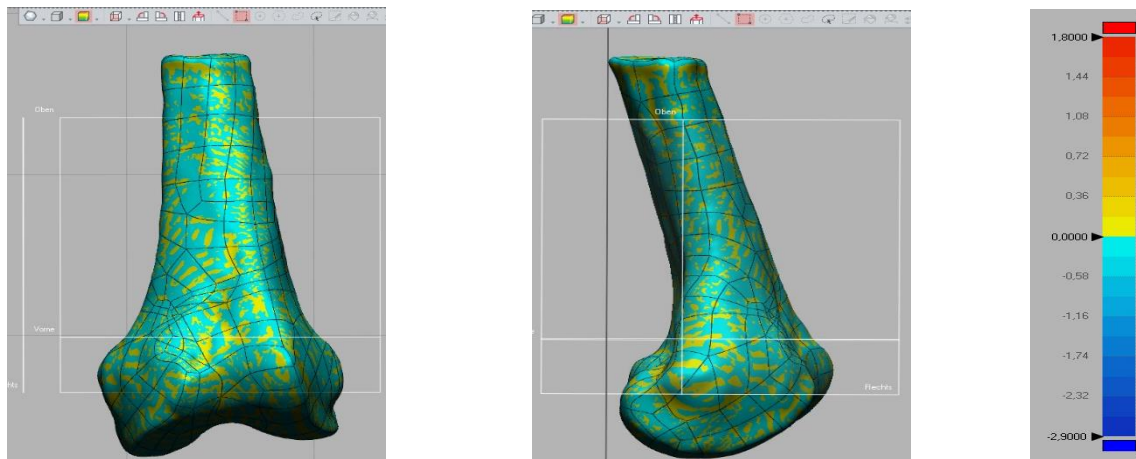


Abbildung 48: Präparat 4, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

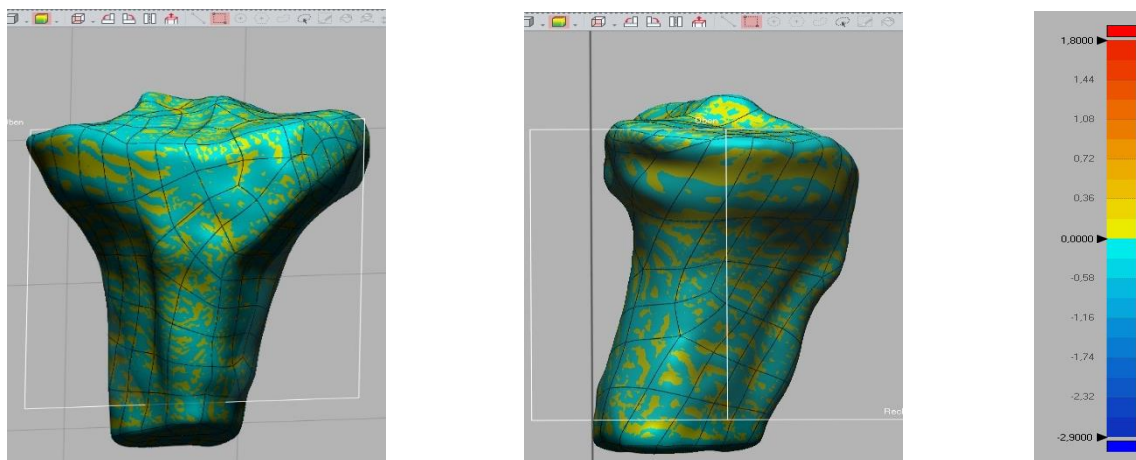


Abbildung 49: Präparat 4, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

Anhang B

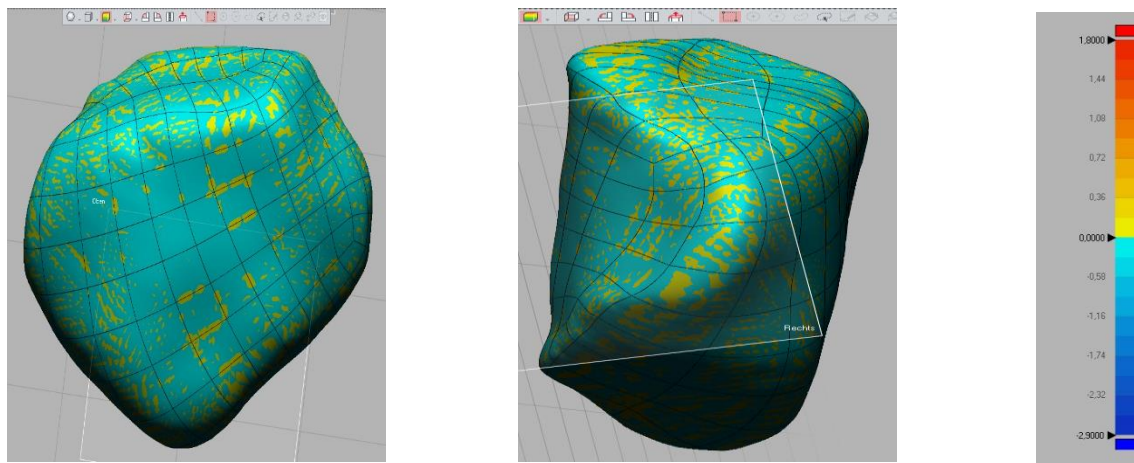


Abbildung 50: Präparat 4, Patella, frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

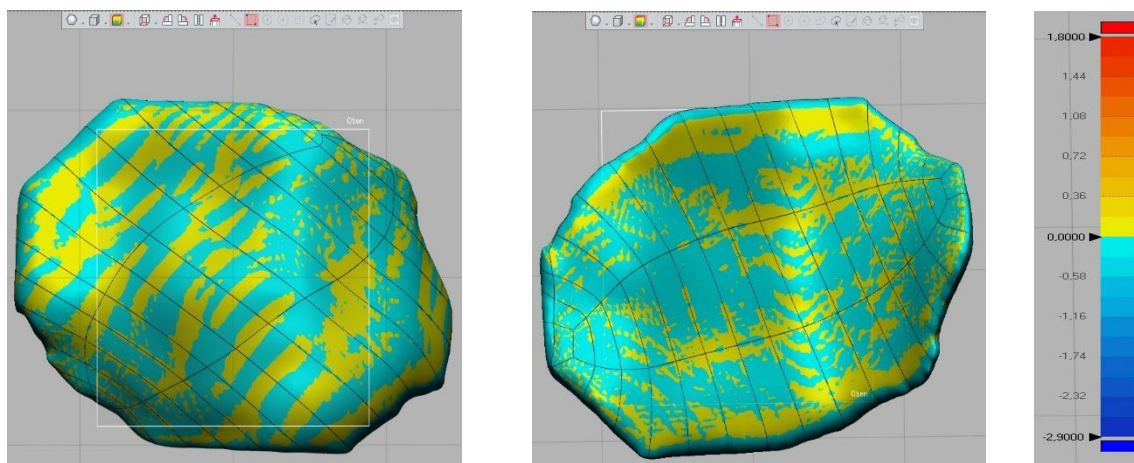


Abbildung 51: Präparat 4, Patellaknorpel, ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung

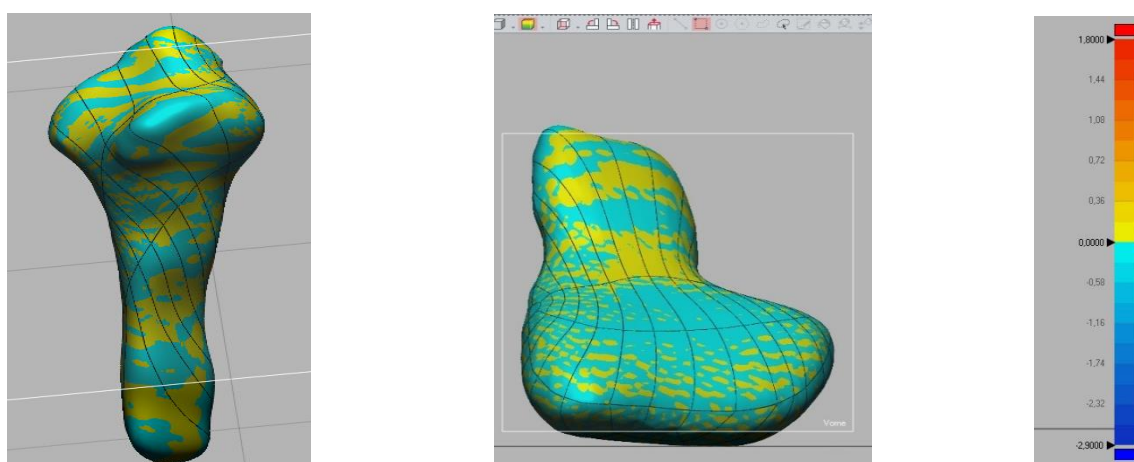


Abbildung 52: Präparat 4, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung

Anhang B

Präparat 5

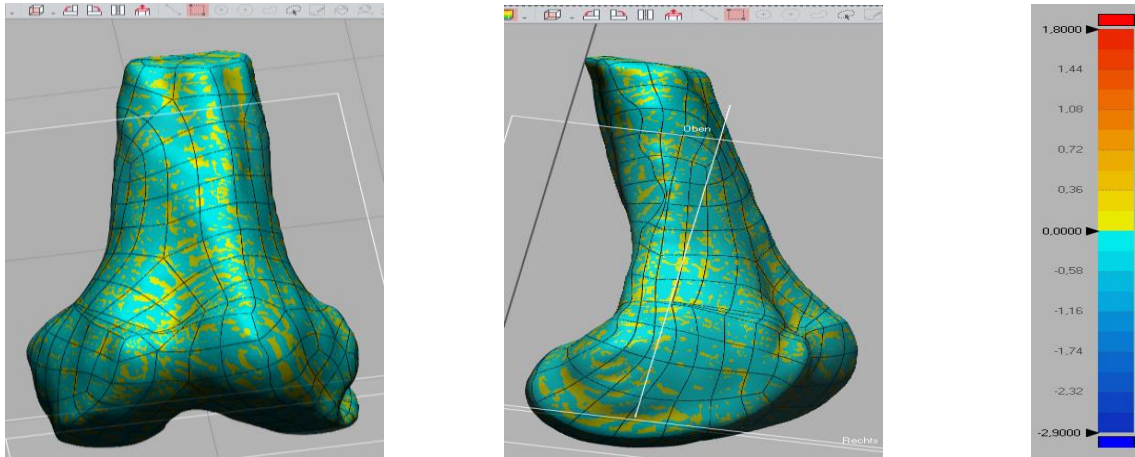


Abbildung 53: Präparat 5, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

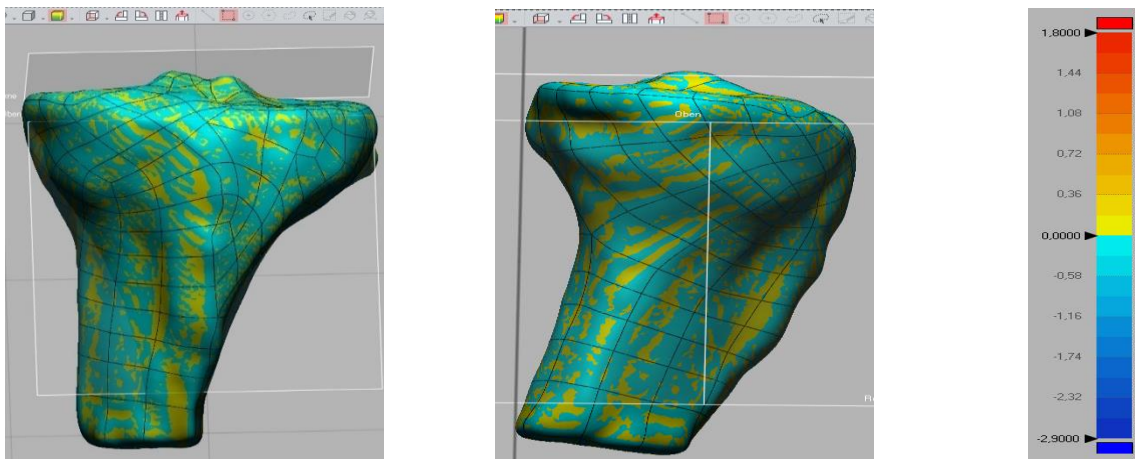


Abbildung 54: Präparat 5, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

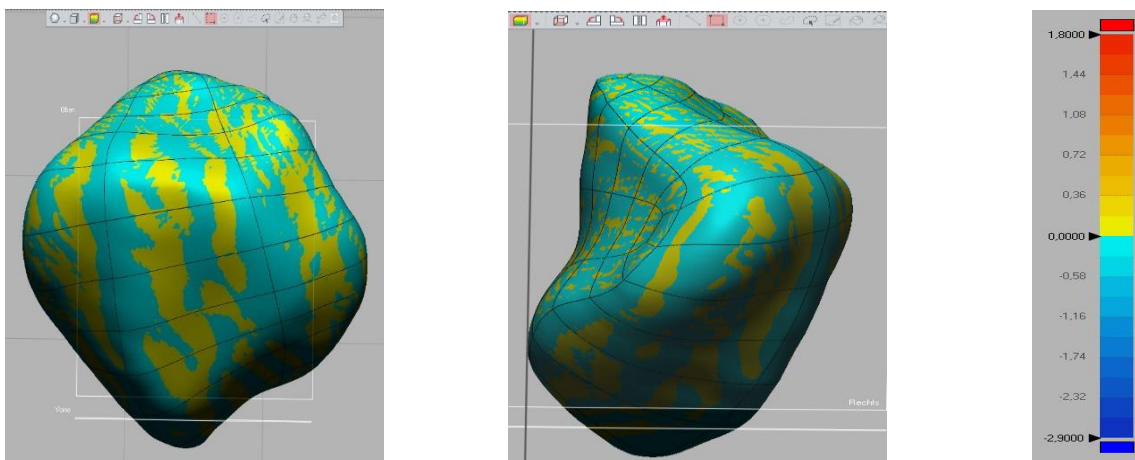


Abbildung 55: Präparat 5, Patella frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

Anhang B

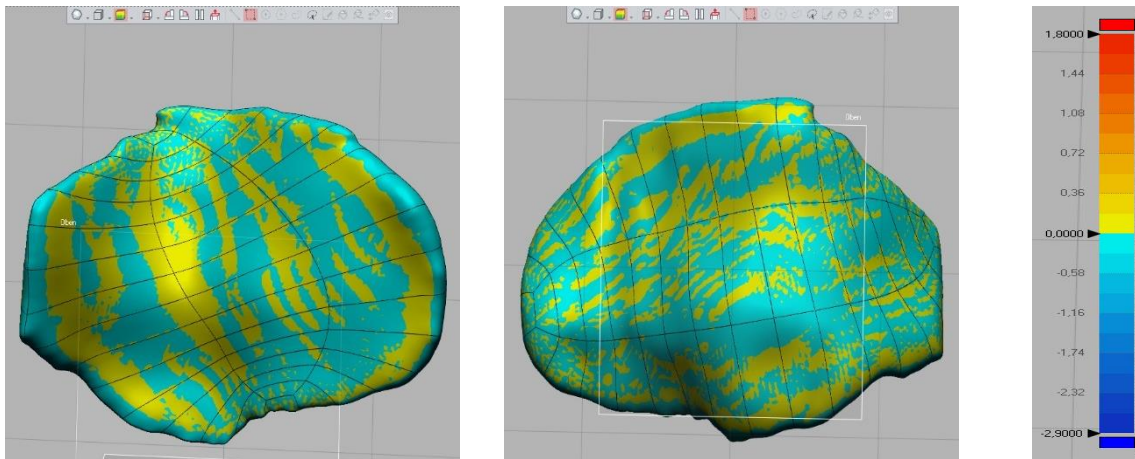


Abbildung 56: Präparat 5, Patellaknorpel ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung

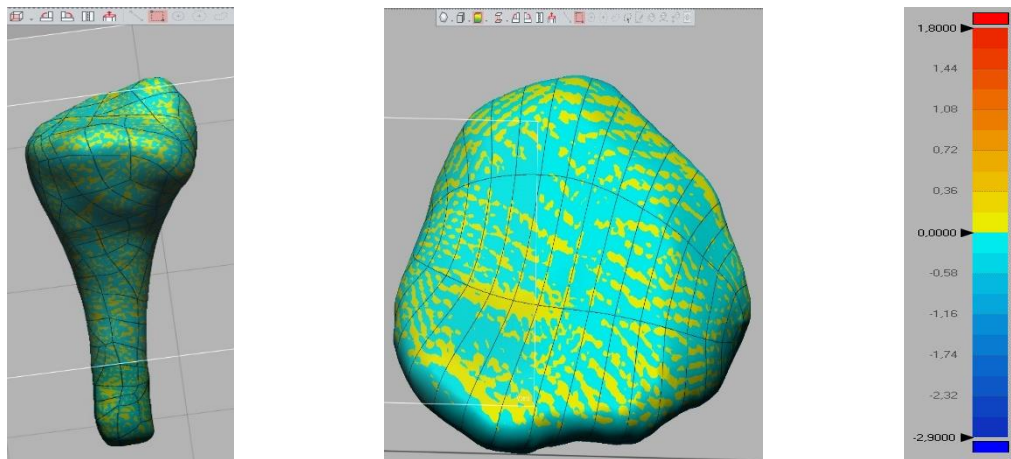


Abbildung 57: Präparat 5, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung

Präparat 6

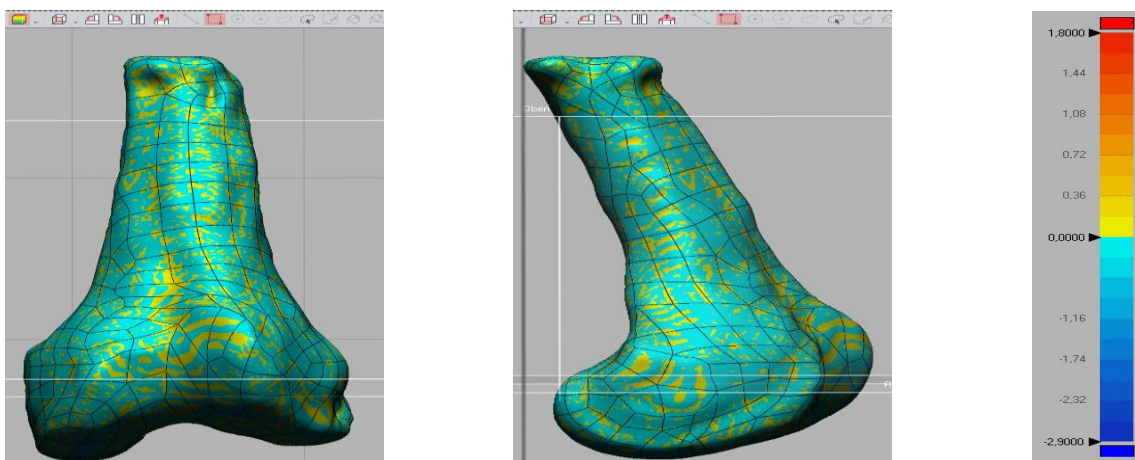


Abbildung 58: Präparat 6, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

Anhang B

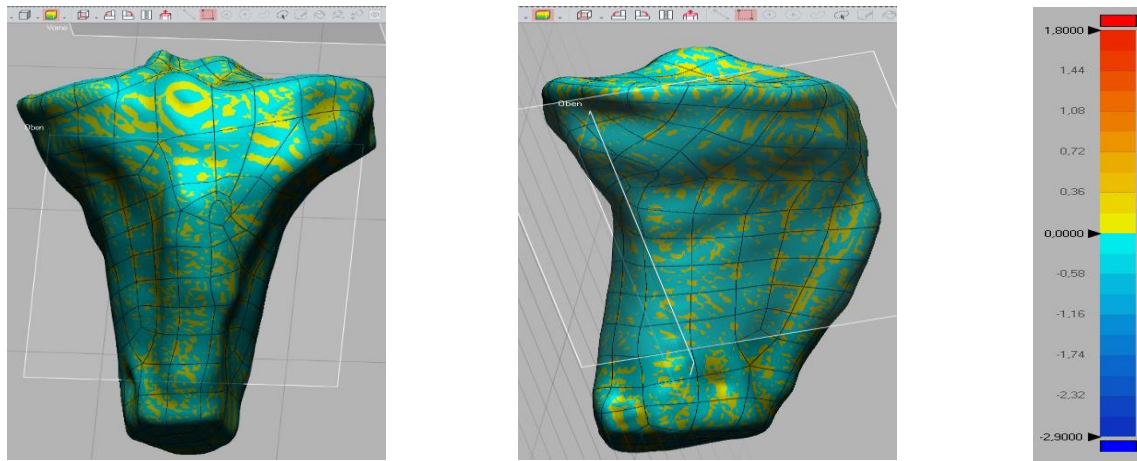


Abbildung 59: Präparat 6, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

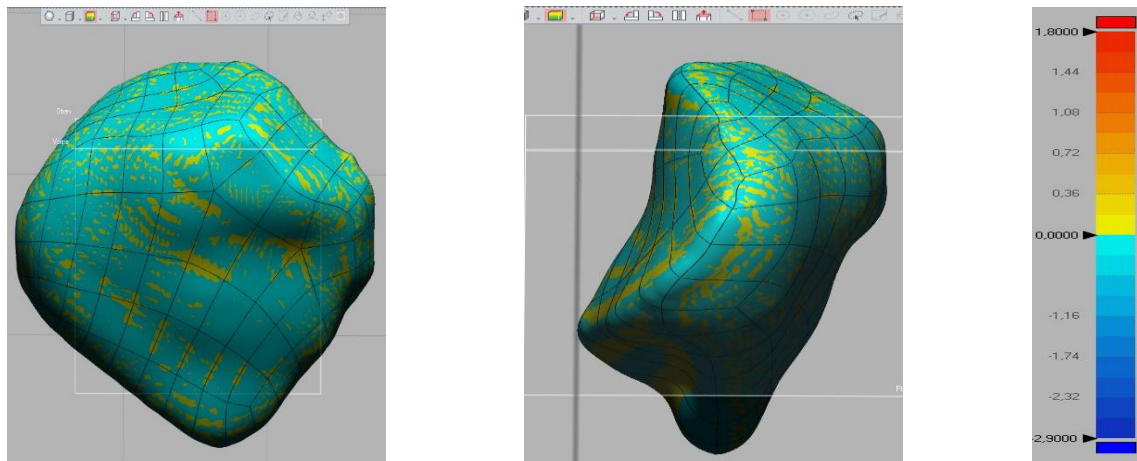


Abbildung 60: Präparat 6, Patella frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

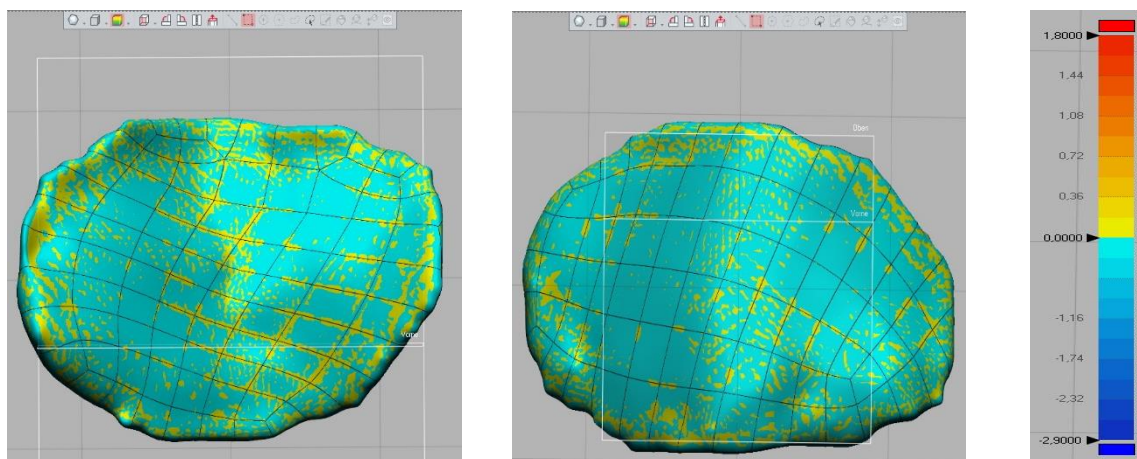


Abbildung 61: Präparat 6, Patellaknorpel ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung

Anhang B

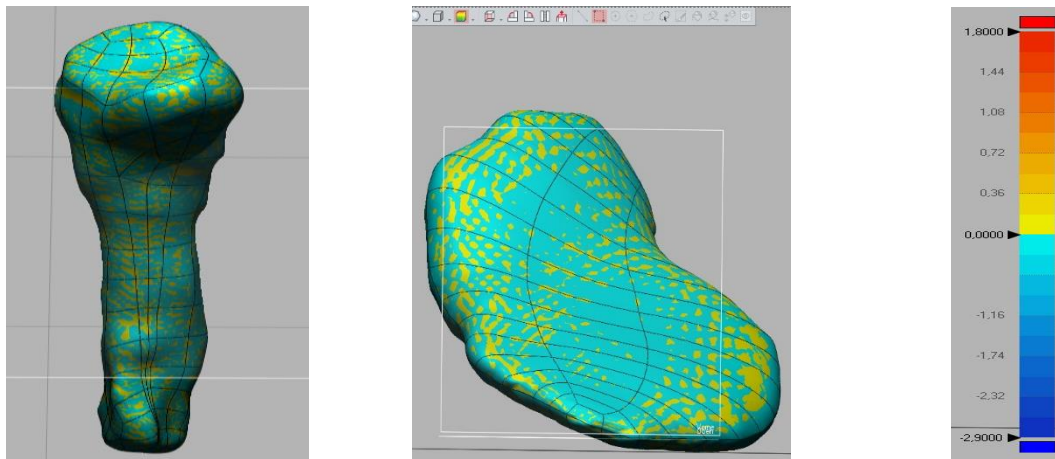


Abbildung 62: Präparat 6, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung

Präparat 7

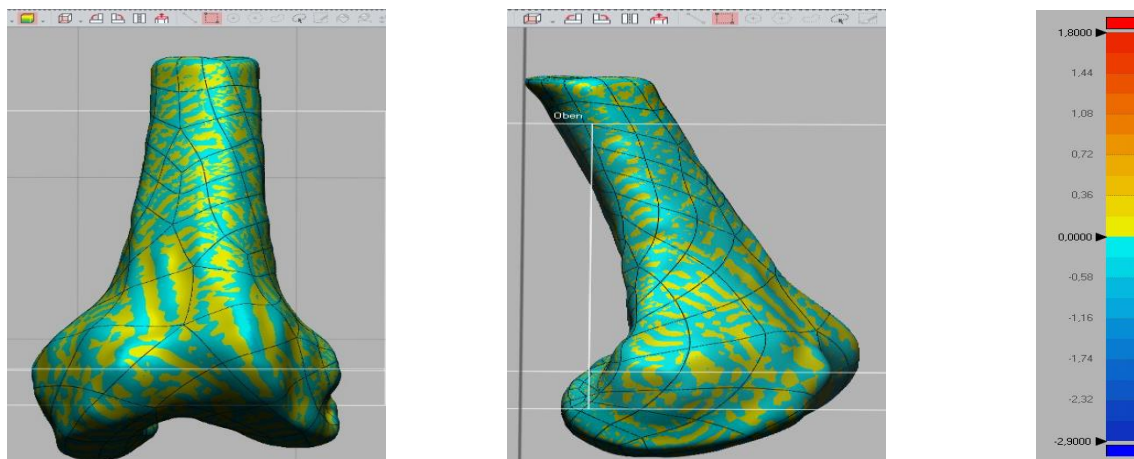


Abbildung 63: Präparat 7, Femur frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

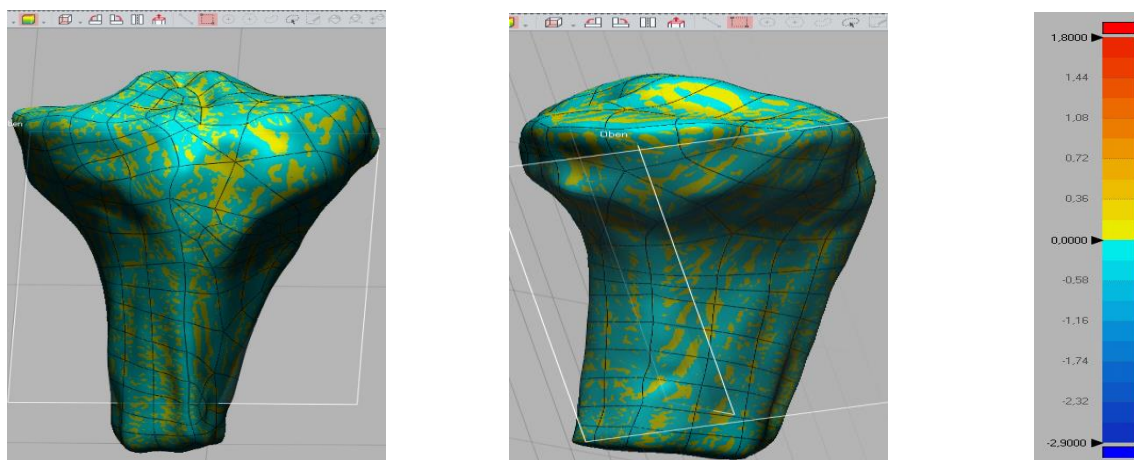


Abbildung 64: Präparat 7, Tibia frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

Anhang B

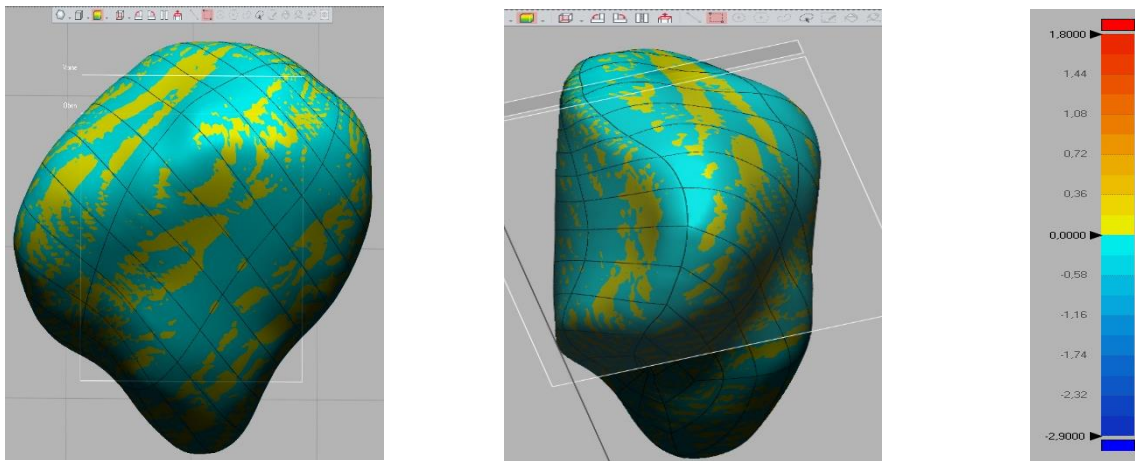


Abbildung 65: Präparat 7, Patella frontal und seitlich, Geomagic, Rückführung

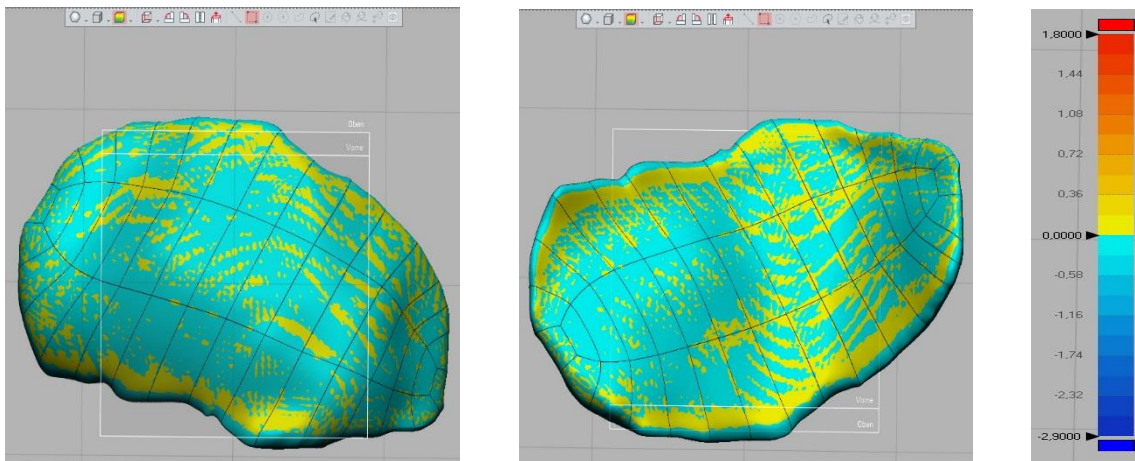


Abbildung 66: Präparat 7, Patellaknorpel, ventral und dorsal, Geomagic, Rückführung

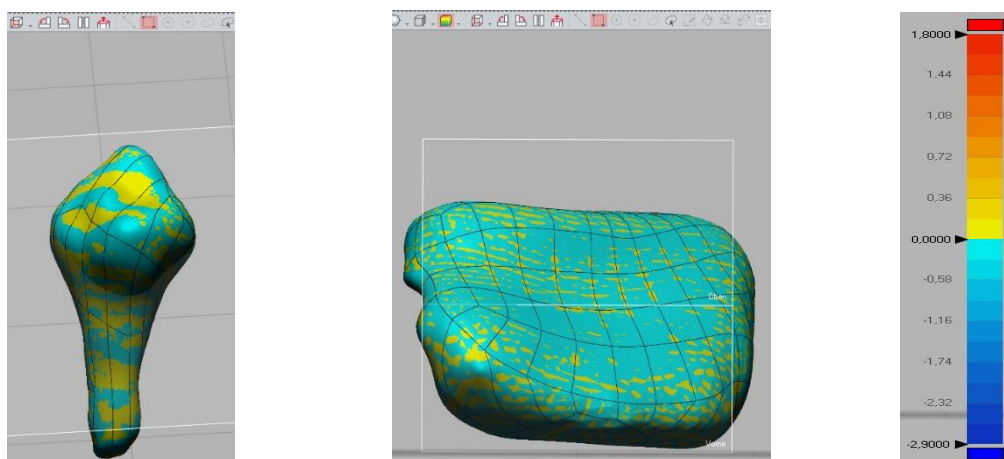


Abbildung 67: Präparat 7, Fibulaknochen und -knorpel, Geomagic, Rückführung

Danksagung

Im Sommersemester 2018 habe ich als Studentin an dem Seminar „Problemorientierte Kommunikation“ teilgenommen und durfte die Herrn PD Woiczinski und Herrn Thorwächter als Tutoren kennenlernen. Durch unglückliche Umstände musste ich das Semester abbrechen. Die darauf folgende telekommunikative Korrespondenz ermöglichte es mir in Kontakt mit Herrn Woiczinski zu bleiben. Aus Interesse wurde ich zu einer Laborbegehung eingeladen und durfte mit meiner Dissertation beginnen. Nach vier Jahren der Zusammenarbeit freue ich mich, dass dieses Werk nun vollbracht ist.

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Steinbrück für das Vertrauen und die Überlassung des Themas. Zudem bedanke ich mich bei Herrn PD Woiczinski und dem gesamten Team für die außergewöhnliche Zeit und die konstruktive Zusammenarbeit. Die Kollegen waren meine geschätzten Ansprechpartner und haben mich durch dieses Projekt geführt. Dafür möchte ich mich herzlich bedanken.

Des Weiteren möchte ich mich bei Aesculap AG für die Bereitstellung der Prothesen als auch deren digitale Nachbildungen und für das entgegengebrachte Vertrauen bedanken.

Ich bedanke mich zudem bei der medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität für das erhaltene Stipendium, was die Arbeit deutlich erleichtert hat.

Zuletzt möchte ich mich bei den wichtigsten Menschen in meinem Leben bedanken, bei meiner Familie. Sie haben viel Zeit ohne mich verbringen müssen, da ich neben dem Studium und Promotionsvorhaben auch noch in meinem vorherigen Job, als Pflegefachkraft, gearbeitet habe. Dabei haben sie mir stets den Rücken freigehalten und mir unendlich Kraft gegeben.

Veröffentlichungen

Veröffentlichungen

13.03.2020

Vortrag

10. Münchener Symposium

Zusammenhang zwischen der AP-Länge der
Femurcondylen und der Quadrizepskraft

Stipendien

2019 Promotionsstipendium der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-

Affidavit

Affidavit



Dekanat Medizinische Fakultät
Promotionsbüro



Eidesstattliche Versicherung

Dinauer, Antje

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema:
Integration präoperativer Computersimulation in die Knieendoprothetik

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

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

Bernried, den 16.10.2024

Ort, Datum

Antje Dinauer

Unterschrift Doktorandin/Doktorand