



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Fakultät Life Sciences

Visualisierung von physiologischen Bewegungsabläufen und Kräften des Kniegelenks mittels eines Blender-3D-Modells

Bachelorthesis
im Studiengang Medizintechnik - Biomechanik
vorgelegt von

Gerwin Reimers
Mat-Nr.:1728099

Hamburg
am
27.04.2016

Betreuender Erstgutachter: Prof. Nicholas Bishop HAW Hamburg
Betreuender Zweitgutachter: Prof. Dr. Boris Tolg HAW Hamburg

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	1
1.1 Zielsetzung der Arbeit und leitende Fragestellung	1
1.2 Aufbau der Arbeit und Vorgehensweise	2
2 Lage und funktionelle Anatomie des Kniegelenks	3
2.1. Knöcherner Anteile	4
2.2 Passiver und aktiver Bewegungsapparat.....	5
3 Physiologische Kinematik des Kniegelenks.....	12
3.1 Rotationsbewegungen und Achsen des femorotibialen Gelenks	12
3.2 Translation und das Roll-Gleit-Prinzip des femorotibialen Gelenks.....	14
3.3 Sonstige Bewegungsmöglichkeiten des femorotibialen Kniegelenks	18
3.4 Bewegungsmöglichkeiten der Patella	19
3.5 Initialrotation (Standphase).....	20
4 Statik und Kinetik des Kniegelenks	21
4.1 Resultierende Kräfte in Abhängigkeit von Gelenkarten.....	22
4.1.1 Das femoropatellare Gelenk.....	23
4.1.2 Das femorotibiale Gelenk	24
4.2 Wirkende Kräfte in Bezug auf den Gangzyklus (Gangphasen)	25
4.2.1 Relation des Gangzyklus zu den wirkenden Kräften und Momenten	28
4.2.2 Anwendung von Messdaten des Kniegelenks	28
4.3 Wirkende Kräfte während der Kniebeuge	30
4.4 Wirkende Kräfte in der Standphase	31
4.5 Wirkende Kräfte beim Einbeinstand.....	32
5 Einführung in die Praxisumsetzung	33
6 Auswahlkriterien der Software	33
7 Die Software Blender	34
7.1 Das Objekt / Skelett.....	35
7.2 Die Armature-Erstellung	36
7.3 Kinematische Ketten und die Kreuzbänder.....	37
7.4 Umsetzung der Bewegungen	39
7.4.1 Animieren des Stands und des Kraftsäulendiagramms	40
7.4.2 Animieren der Gangphasen und des Kraftsäulendiagramms	40
7.4.3 Animieren der Hocke und des Kraftsäulendiagramms.....	43
7.4.4 Animieren des Einbeinstands und des Kraftsäulendiagramms.....	43
7.5 Bestimmung des Knieflexionswinkels	44

8 Ergebnisse der Fragestellung und der Softwareumsetzung	45
9 Diskussion	46
10 Fazit und Ausblick	49
Literaturverzeichnis	51
Abbildungsverzeichnis.....	53
Tabellenverzeichnis.....	54
Internetquellen.....	55
Abkürzungsverzeichnis	56
Anhang.....	57

1 Einleitung

Ein gesunder Körper ist ständig in Bewegung. Sich in unterschiedlichen Geschwindigkeiten fortzubewegen sowie Beuge- oder Streckbewegungen durchzuführen, ist für uns selbstverständlich. Wie komplex die so scheinbar mühelosen und automatisierten Bewegungsabläufe jedoch sind, wird in den meisten Fällen erst bewusst, wenn körperliche Einschränkungen vorliegen oder versucht wird, das Zusammenspiel sämtlicher für Bewegung des menschlichen Körpers relevanten Faktoren nachzuvollziehen. Ebenso beeindruckend wie die Komplexität der für den Bewegungsablauf relevanten Faktoren ist die sequentielle Kraftbelastung bei einzelnen Bewegungen auf die (Knie-) Gelenke. Bereits bei vielen alltäglichen Bewegungen wirken Kompressionskräfte von ca. dem dreifachen des Körpergewichts auf einzelne Gelenke. Je nach Bewegungsablauf und Bewegungsart kann die Kraftbelastung sogar bis zu dem Vierundzwanzigfachen auf das femorotibiale Gelenk ansteigen(→Kap.4.1) (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.14).

Umfangreiche Kenntnisse über die Bewegung und Belastung des Kniegelenks sind elementarer Bestandteil medizintechnischer Praxis. Um diese zu erlangen, bedarf es einem grundsätzlichen biomechanischen Verständnis des Kniegelenks, dessen Aufbau und Funktion sowie Kenntnisse über die wirkenden Kräfte bei Bewegungsabläufen. Gespräche mit Lehrenden der Gewerbeschule 15 in Hamburg (Fachrichtung Orthopädietechnik) ergaben, dass sich das nachvollziehbare Erklären der biomechanischen Funktion der unteren Extremitäten und Gelenke bei Bewegungsabläufen als wiederkehrende Herausforderung darstellt. Insbesondere das Visualisieren der einzelnen Phasen beim menschlichen Gang sowie das Zusammenspiel der nötigen Winkelstellungen der unteren Extremitäten, um eine Aufrechthaltung zu ermöglichen, erweist sich in der Praxis offensichtlich als schwierig.

Um die physiologischen Bewegungsabläufe und Kräfte, die auf das Kniegelenk bei alltäglichen Bewegungen wirken, für Lernende, Patienten etc. nachvollziehbar darzustellen, bietet es sich an, diese dreidimensional zu visualisieren. Zur transparenten und interaktiven Gestaltung wird daher der Einsatz einer 3D- Grafiksoftware benötigt.

1.1 Zielsetzung der Arbeit und leitende Fragestellung

Ziel dieser Arbeit ist es, im Allgemeinen eine 3D-Software zu erstellen, welche anhand eines menschlichen Skeletts (Objekt) die Simulation von alltäglichen Bewegungen (Stehen, Gehen, Hocken, auf einem Bein stehen) darstellt und die daraus auf die Kniegelenke wirkenden Kräfte aufzeigt. Auf diese Weise kann der Bewegungsablauf des Knies bei unterschiedlichen Bewegungen „Schritt für Schritt“ nachvollzogen werden.

Im Konkreten werden in diesem Rahmen folgende Ziele verfolgt: Dem Anwender der 3D-Software soll die Möglichkeit gegeben werden, zu jedem Zeitpunkt innerhalb der einzelnen Bewegungsphasen durch Vergrößerung oder Verkleinerung den Betrachtungsfokus zu verändern. Hierdurch kann eine Betrachtung vom einen (stark) vergrößerten Ausschnitt des jeweils angewählten Gelenks bis hin zur Betrachtung des gesamten Skeletts erfolgen. Darüber hinaus ist die Vornahme eines Perspektivenwechsels, die Betrachtung des Objekts aus verschiedenen Blickwinkeln, elementar. Eine Veränderung der Bewegungsgeschwindigkeit des Objektes sowie ein Pausieren innerhalb des Bewegungsablaufes sind zudem wünschenswerte Eigenschaften der Anwendungssoftware.

Bei allen Bewegungen sollen die auf die beiden Kniegelenke wirkenden Kompressionskräfte in Abhängigkeit vom eigenen Körpergewicht in einer separaten Leiste angezeigt werden, da das individuelle Körpergewicht einen wesentlichen Einfluss auf die Belastung des Kniegelenks besitzt.

Der Rahmen dieser Arbeit ist auf die Visualisierung des Kniegelenks beschränkt. Um das Programm bei Bedarf fortführen zu können, ist es erstrebenswert, das Programm so zu konstruieren, dass eine stetige Weiterentwicklung möglich ist. Um für nachfolgende Projekte, die sich mit der Weiterentwicklung des Programms auseinandersetzen, eine Arbeitserleichterung zu ermöglichen, soll zusätzlich eine Deskription zur Erstellung der Software in Form einer „Arbeitsanleitung“ konzipiert werden. Im Folgenden wird beschrieben, wie sich der genannten Zielsetzung genähert wird.

In dieser Arbeit wird, ausgehend von der eingangs genannten Problemstellung und der sich daraus abgeleiteten Zielsetzung, folgender Fragestellung nachgegangen: Inwieweit lässt sich eine 3D-Software realisieren, welche über die Visualisierung alltäglicher Bewegungsabläufe hinaus die Implementierung biomechanischer Aspekte des Kniegelenks in Bezug auf die Kompressionskräfte berücksichtigt? Diese Fragestellung soll für die praktische Umsetzung der Software tragend sein und wird am Abschluss dieser Arbeit, in Kapitel 9 kritisch gewürdigt.

1.2 Aufbau der Arbeit und Vorgehensweise

Um sich der tragenden Fragestellung dieser Arbeit systematisch anzunähern, folgt im ersten Abschnitt dieser Arbeit eine theoretische Betrachtung aller hierfür relevanten Aspekte, z.B. Anatomie und Bewegungsumfang des Kniegelenks sowie die vorkommenden Belastungskräfte auf die wesentlichen Gelenke des Knies, primär auf das femorotibiale Gelenk. Der zweite Abschnitt stellt die praktische Umsetzung der theoretischen Grundlagen dar.

Der letzte Abschnitt dient der kritischen Beurteilung und Stellungnahme. In diesem wird die Beantwortung der Fragestellung mit der damit verbundenen Zielerreichung evaluiert. In diesem Kontext wird auf die Eignung des Softwareeinsatzes generell, auf mögliche aufgetretene Hindernisse und die praktische Eignung eingegangen. Zum Abschluss erfolgen eine Schlussbetrachtung sowie ein Ausblick.

In dieser Arbeit findet der Konstruktionsplan zur Erstellung der Software keine weitere Erwähnung, da das prinzipielle Vorgehen in dieser Arbeit erörtert wird.

Die Umsetzung der Software, die Erstellung des Konstruktionsplans sowie die Erstellung der Tabelle 9 (Phasenwinkel) erfolgten in Zusammenarbeit mit Fr. Krzywik-Groß.

2 Lage und funktionelle Anatomie des Kniegelenks

Das menschliche Kniegelenk gehört zu den unteren Extremitäten und sorgt für die Beweglichkeit zwischen Oberschenkel und Unterschenkel. Es ist das größte und gilt als eines der komplexesten Gelenke im Körper. Bei Bewegungsvorgängen, wie das Gehen, Laufen usw. stabilisiert und führt das Kniegelenk den Bewegungsablauf des Beins. Es setzt sich aus dem distalen Oberschenkelknochen (Femur), dem proximalen Unterschenkelknochen (Tibia) und der Kniescheibe (Patella) zusammen. Das Wadenbein (Fibula) gehört nicht direkt zum Kniegelenk. Es endet mit seinem Fibulaköpfchen (Caput Fibulae) unterhalb des Tibiakopfes (Caput Tibiae). Dadurch jedoch, dass das äußere Seitenband vom Kniegelenk am Fibulaköpfchen ansetzt, spielt es bei der Anatomie des Kniegelenks eine erhebliche Rolle (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.175; vgl. Schünke 2014, S.293).

Für Lagebeschreibungen und Ausrichtungen des menschlichen Körpers, sowie Körperteilen, wird in der Medizin eine anatomische Nomenklatur verwendet. Die momentane Position, die ein Körper eingenommen hat, ist von der Nomenklatur unabhängig, da bei der Beschreibung immer von einer aufrecht stehenden Person ausgegangen wird. Bei dem Körperschwerpunkt, der kurz über dem Bauchnabel und im Körperinneren liegt, befindet sich in horizontaler Richtung die Transversalebene. Betrachtet man die stehende Person von der Seite, so verläuft von oben nach unten, durch den Körperschwerpunkt die Frontalebene. Die Sagittalebene unterteilt den Menschen in eine linke und rechte Körperhälfte und verläuft ebenfalls durch den Körperschwerpunkt. Insbesondere die Begriffe anterior / ventral (nach vorne), posterior / dorsal (nach hinten), lateral (seitwärts), medial (zur Mitte hin), distal (von der Körperzentrum entfernt), proximal (zum Körperzentrum gelegen), kranial (zum Schädel hin) und tibial (zur Tibia hin) sind im Zuge dieser Arbeit von permanenter Bedeutung (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.1f.)

2.1. Knöcherne Anteile

Das Kniegelenk (Articulatio genus) ist in zwei Teilgelenke differenzierbar, die für sich genommen je ein Einzelgelenk bilden, obwohl sie in einer gemeinsamen Gelenkhöhle liegen:

- Femoropatellargelenk (Articulatio femoropatellaris);
Gelenk zwischen dem Femur und Patella.
- Femorotibialgelenk (Articulatio femorotibialis);
Gelenk zwischen dem Femur und der Tibia (vgl. Schünke, 2014, S.293).

Zum besseren Verständnis sind die beiden Gelenke in Abbildung 1 aus unterschiedlichen Perspektiven dargestellt.

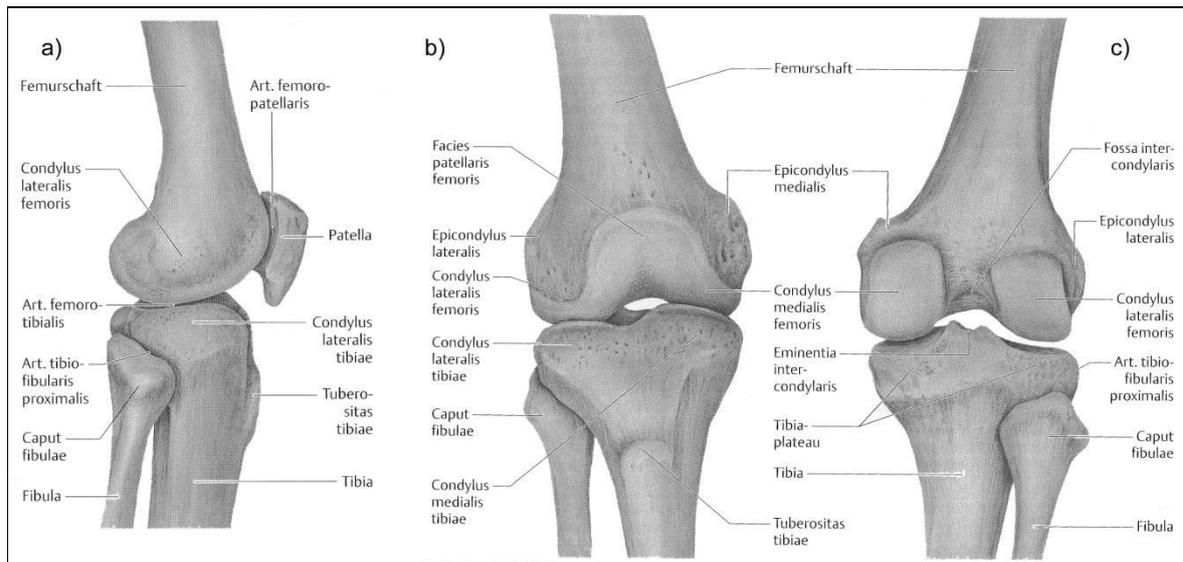


Abbildung 1: Rehtes Kniegelenk: a) Laterale Perspektive. b) Kniegelenk ohne Patella, Ansicht anterior. c) Kniegelenk ohne Patella, Ansicht posterior (vgl. Schünke, 2000, S.348f.)

Die beiden Femoropatellargelenkflächen, die Facies articulares patellae und die Facies patellaris femoris befinden sich zwischen der Patella und der Furche (Condylus) des Femur. Die Facies patellaris femoris weist eine mediane Vertiefung auf, während die Patella eine mediale Erhebung mit einem Winkel von ca. 120°-140° besitzt. Die verschiedenen Patellaformen werden je nach Form und Winkel der medialen Erhebung in unterschiedliche Typen unterteilt, die Typen I bis III sind nach Baumgartl die Normalformen. (vgl. Hepp & Debrunner, 1994, S.180ff.). Die Gelenkform von Femur und Patella wird als Schlittengelenk (Femoropatellargelenk, siehe Kapitel 3) bezeichnet. Es ermöglicht der Patella, sich in der Führungsrinne des Femur ca. 7cm zu bewegen (vgl. Schünke, 2014, S.295; vgl. Dölken, 2005, S.268). Das Femorotibialgelenk wird aus den Kondylen des Femur (Condylus lateralis et. medialis femoris) und der Tibia (Condylus lateralis et. medialis tibiae) gebildet (→ Abb. 2). Der zur Körpermitte orientierte Femorotibialabschnitt wird als mediales Kompartiment (medialer Gelenkabschnitt) und der an der Außenseite gelegene Anteil laterales Kompartiment (lateraler Gelenkabschnitt) bezeichnet (vgl. Wirtz, 2011, S.59).

Die laterale und in sich gerade Femurkondyle weist eine größere Abflachung und stärkere Ausprägung auf als die mediale Femurkondyle.

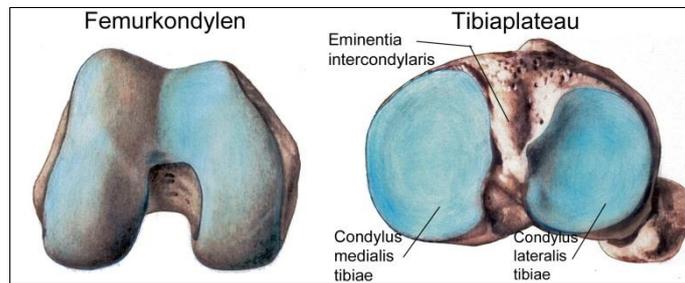


Abbildung 2: Rechtes Kniegelenk: Femurkondylen und Tibiaplateau (vgl. Kummer, 2005, S.294f. & vgl. Schünke, 2000, S.349)

Die proximale und die ventrale Femurkondylenfläche gehen beide in die Femoropatellargelenkfläche (Facies patellaris femoris) über. Dieser Femurkondylen stehen die konkaven Kondylen der Tibia (Tibiaplateau) gegenüber (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.8). In der Mitte des Tibiaplateaus befindet sich die Erhebung Eminentia intercondylaris. Sie verhindert eine seitliche Verschiebung der Femurkondylen und unterteilt das Plateau in eine laterale und mediale Seite. Die laterale Kondyle vom Tibiaplateau besitzt einen schräg abfallenden Verlauf und ist nicht so stark konkav gewölbt, wie die mediale Seite (vgl. Kummer, 2005, S.295). Während die lateralen Kondylen geradeaus verlaufen, divergieren die medialen Kondylen dorsal mit einem Winkel von ca. 20° (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.8).

Diese Inkongruenz zwischen der medialen bzw. lateralen Femurkondylenfläche und der Tibiagelenkflächen machen eine separate Einzelgelenkbetrachtung notwendig. Daraus ergibt sich das zur Körpermitte orientierte mediale Femorotibialgelenk und das an der Außenseite liegende laterale Femorotibialgelenk (vgl. Schünke, 2014, S.295).

2.2 Passiver und aktiver Bewegungsapparat

Die knöchernen Anteile des Kniegelenks werden mittels der Muskeln, Bänder und Gelenkkapseln verstärkt und stabilisiert, so dass ein ausbalanciertes Stehen bzw. Bewegen möglich ist. Unterschieden wird dabei zwischen einem aktiven und einem passiven Bewegungsapparat. Der aktive (dynamische) Bewegungsapparat besteht aus Muskeln mit den dazugehörigen Hilfseinrichtungen, z.B. Sehnen, Sehnenbeutel etc.; diese sind für die Ausführung und Kontrolle der einzelnen Bewegungen zuständig. Im Gegenzug dazu sind die passiven (statischen) Strukturen für die Bewegungseingrenzung und Lastübertragung notwendig (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.46; vgl. Kummer, 2005, S.3f.). Hierbei ist es zweckmäßig, die aktiven und passiven Strukturen nach Regionen zu unterteilen:

Region	Passiv	Aktiv
Ventraler Komplex	Vordere Gelenkkapsel Kniescheibenband Patella Seitlicher Reservestreckapparat Vorderhorn beider Menisken	M. quadriceps
Zentraler Komplex	Kreuzbänder	
Dorsaler Komplex	Dorsale Gelenkkapsel (mit Lig. Popliteum obliquum und Lig. arcatum) Hinteres Kreuzband Hinterhorn beider Menisken	M. popliteus M. gastrocnemius mit Caput mediale und laterae M. plantaris M. semimembranosus
Medialer Komplex	Mediales Seitenband Mediales Kapselband Mediales und hinteres Schrägband Mediale und dorsale Gelenkkapsel Innenmeniskus	M. vastus medialis M. semimembranosus M. gastrocnemius Muskelgruppe des Pes Anserinus
Lateraler Komplex	Faserzug zum Oberschenkel Laterales Seitenband Laterales Kapselband Dorsale Gelenkkapsel Außenmeniskus	M. biceps femoris M. popliteus M. vastus lateralis

Tabelle 1: Regionen der aktiven und passiven Elemente am Kniegelenk
(vgl. Hepp & Debrunner, 1994, S.168; vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.6; vgl. Burri & Mutschler, 1982, S.11f.)

Auf die aktiven Strukturen wird auf den folgenden Seiten nur bedingt eingegangen, da die Kräfte und Momente, welche die Muskeln erzeugen, auf indirektem Weg ermittelt werden. Die von den Muskeln erzeugten Kräfte werden lediglich in Form von Kraftvektoren bzw. deren Beträge berücksichtigt. Die medizinischen Begriffe der passiven Strukturen der Tabelle 1 sind der Tabelle 2 (auf S. 9) zu entnehmen. Da das Femur und die Tibia an jedem passiven Komplex der Tabelle 1 involviert sind, werden sie auf der passiven Seite der Tabelle 1 nicht weiter erwähnt (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.6). In diesem Kontext ist zu erwähnen, dass ausschließlich diejenigen Tabellen Bestandteil der schriftlichen Thesis sind, welche eine Ergänzung der dargelegten theoretischen Inhalte darstellen. Sämtliche weiterführende Tabellen dienen der Eruierung von Winkeln und Quellen. Diese befinden sich aufgrund des Umfangs im Anhang auf der beigefügten CD.

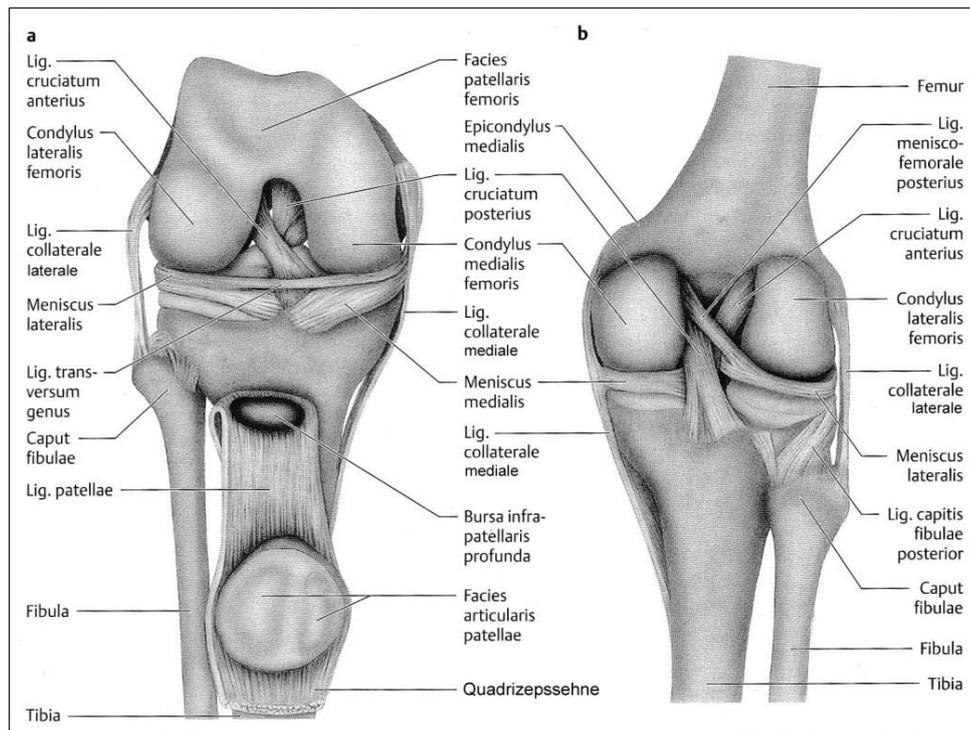


Abbildung 3: Stabilisierende Bänder am rechten Kniegelenk

a) 90° Beugung des Femur, Ansicht anterior & Patella wurde auf die Tibia gelegt

b) Ansicht posterior (vgl. Schünke, 2000, S.355; vgl. Wirtz, 2011, S.8; vgl. Burri & Mutschler, 1982, S.11f.)

Der ventrale Komplex

Die Gelenkkapsel umschließt, mit Ausnahme einer Lücke für die Patella, die beweglichen Strukturen des Kniegelenks und umhüllt so den Gelenkspalt (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.19). Sie besteht aus einer äußeren faserreichen Schicht (Membrana fibrosa) und der inneren Gelenkhaut (Membrana synovialis). Beide Schichten werden durch eine dünne Fettschicht voneinander getrennt. Die äußere Schicht reicht in die Kortikalis (äußere Knochenschicht) hinein und dient, mit ihrer hohen Zugsteifigkeit, der Führung und der Stabilität des Kniegelenks (vgl. Schünke, 2014, S.47).

Die Synovialhaut (Membrana synovialis) besteht aus einem lockerem Gewebe und produziert / absorbiert die Synovia, eine eiweißhaltige Gelenkschmiere. Die Funktion der Synovia ist die Herabsetzung der Reibung und eine gleichmäßigere Druckverteilung zwischen den Gelenkpartnern (vgl. ebd.: S.48).

Vergleichbar mit der Membrana synovialis funktioniert auch der größte Schleimbeutel (Bursa suprapatellaris) im Kniegelenk. Dieser befindet sich zwischen dem Femur und dem großen Oberschenkelmuskel (M. quadriceps femoris), um mit seiner Synovialflüssigkeit einen annähernd reibungsfreien Zustand zu ermöglichen (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.159f.). Die Patella vergrößert den Abstand zwischen dem Drehpunkt des Kniegelenks und der Zugkraftrichtung des M. quadriceps femoris. Daraus ergibt sich eine Vergrößerung des Hebelarms, womit bei Bewegungsvorgängen Energie eingespart werden kann.

Die Patellasehne führt vom M. quadriceps femoris über die Patella zur Tibia (Tuberositas tibiae). Dabei umschließt die Sehne die Patella und macht diese zum größten Sesambein im Körper (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.175f; vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.11). Der kräftige vierköpfige Oberschenkelmuskel M. quadriceps femoris ist an allen Streckbewegungen des Knies beteiligt. Diese Zugbewegung übt er über die Quadrizepssehne bzw. über das Lig. patellae (→Abb. 3) aus. Alle vier funktionell verschiedenen Muskelbestandteile, aus welchen er besteht (M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. vastus intermedius und M. rectus femoris (→ Tab.1)) ziehen gemeinsam in die Richtung proximal, zum Körper hin (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.6; vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.25). Der Reservestreckapparat (Retinaculum patellae mediale et laterale) sorgt dafür, dass im Falle einer Patellafraktur das Strecken des Knies nicht völlig ausfällt (vgl. Buchholtz & Wirtz, 2013, S.502) und stabilisiert die Patella zu den Außenseiten vor Verschiebungen. Er besteht aus dem lateralen und dem medialen Haltebändern. Diese Haltebänder führen vom M. quadriceps femoris seitlich an der Patella vorbei, direkt zur Tibia (vgl. Wirtz, 2011, S.8).

Die beiden Menisken (Meniscus lateralis et medialis) sind zwei halbmondförmige Faserknorpelscheiben (→ Abb. 4 & Tab. 2), die nach ihrer Position weiter unterteilt werden können in Vorder- und Hinterhorn. Über das Lig. transversum genus sind die beiden Vorderhörner miteinander verbunden. Beide Menisken sind an der Tibia verankert und gleichen die Inkongruenz zwischen dem Femurkopf und dem Tibiaplateau aus. Mit ihrer Form, welche sich unter axialem Druck ändert, unterstützen sie die Führung der Femurkondylen. Darüber hinaus besitzen sie eine Pufferfunktion und ermöglichen so eine gleichmäßigere Druckverteilung auf das Tibiaplateau (vgl. ebd.: S.13f.). Eine ähnliche Funktion wie die Menisken üben auch die hyalinen Knorpel aus. Diese bedecken die Artikulationsflächen vom femorotibialen Gelenk und reduzieren ebenfalls die Inkongruenz der Kondylenflächen und des Tibiaplateaus (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.18).

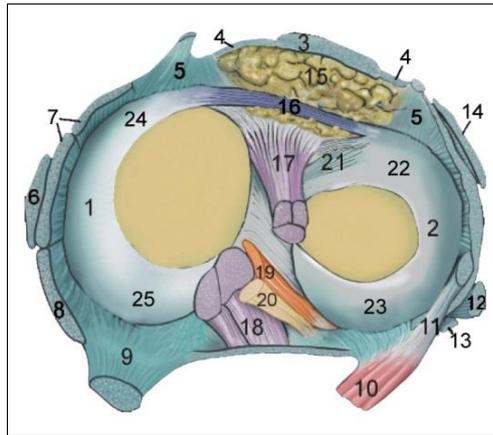


Abbildung 4: Aufsicht auf das rechte Kniegelenk bzw. Bandapparat und Meniskus (vgl. Wirtz, 2011, S.12)

	Medizinischer Begriff	Deutsche Übersetzung
1	Meniscus medialis	Innenmeniskus
2	Meniscus lateralis	Außenmeniskus
3	Lig. patellae	Kniescheibenband
4	Retinaculum patellae longitudinale, mediale et laterale	Laterales und mediales Kniescheibenhalteband
5	Lig. Patellomeniscalia	Patella-Meniskus-Band
6	Lig. collaterale mediale	Inneres Seitenband
7	Lig. meniscotibiale mediale	Mediales Kapselband
8	Lig. popliteum obliquum	Hinteres Schrägband
9	Tendo m. semimembranosi	Muskelsehne des Oberschenkels
10	M. popliteus	Kniekehlenmuskel
11	Tendo m. poplitei	Sehne des popliteus mit Kapseldurchtritt
12	Lig. collaterale laterale	Äußeres Seitenband
13	Lig. popliteofibulare	Kniekehlenband
14	Tractus iliotibialis	Faserzug zum Oberschenkel
15	Corpus adiposum infrapatellare	Fettkörper
16	Lig. transversum genus	Vorderhornband
17	Lig. cruciatum anterius	Vorderes Kreuzband
18	Lig. cruciatum posterius	Hinteres Kreuzband
19	Lig. menisiofemorale anterius	Vorderes Meniskus-Femur-Band
20	Lig. menisiofemorale posterius	Hinteres Meniskus-Femur-Band
21	Lig. meniscotibiale anterius	Vorderes Meniskusband
22	Cornu anterius menisci lateralis	Vorderhorn vom lateralen Meniskus
23	Cornu posterius menisci lateralis	Hinterhorn vom lateralen Meniskus
24	Cornu anterius menisci medialis	Vorderhorn vom medialen Meniskus
25	Cornu posterius menisci medialis	Hinterhorn vom medialen Meniskus

Tabelle 2: Bänder, Sehnen, Muskeln, und Menisken des Kniegelenks
(vgl. Wirtz, 2011, S.12; vgl. Jerosch, 2015, S.18ff., vgl. Hepp & Debrunner, 1994, S.13)

Der zentrale Komplex

Der zentrale Komplex besteht aus dem vorderem Kreuzband (Lig. cruciatum anterius) und dem hinteren Kreuzband (Lig. cruciatum posterius). Sie kreuzen sich im Zentrum des Kniegelenks, in einem Winkel von ca. 90°. Beide Kreuzbänder werden für die Stabilisie-

rung sowie die Streckungsbegrenzung des Kniegelenks benötigt (vgl. Schünke, 2014, S.300f.). Das vordere Kreuzband ist vom Tibiaplateau (anterior und medial) zum Zentrum der Femurkondyle (posterior und lateral) fixiert.

Über seine Lage wird eine Luxation (Verlagerung / Weggleiten des Kniegelenks aus seiner physiologischen Position) des Tibiakopfes nach anterior verhindert. Das hintere und stärkere Kreuzband verläuft entgegengesetzt zum vorderen Kreuzband. Es ist vom Tibiakopf (medial und außerhalb des Zentrums) zum Zentrum der Femurkondyle (anterior und medial) fixiert. Mit dieser Anordnung wird eine Luxation des Tibiakopfes gegenüber dem Femur nach posterior verhindert (vgl. Burri & Mutschler, 1982, S.14). Die Fixation beider Kreuzbänder am Femur und an der Tibia bildet eine Vierergelenkkette, welche ausschlaggebend für das Roll-Gleitprinzip des Kniegelenks ist (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.7f.). Da die Strukturen z.T. kapitelübergreifend sind und nicht mehrfach erörtert werden sollen, erfolgen Verweise an den jeweiligen Textpassagen. So werden bspw. die Vierergelenkkette sowie das Roll-Gleitprinzip im Kapitel 3.2 erläutert.

Der dorsale Komplex

Die hintere Gelenkkapsel ist nur während der Extension angespannt (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.204).

- Erörterungen zum Hinterhorn und hintere Gelenkkapsel → siehe ventraler Komplex,
- Erörterungen über das hintere Kreuzband → siehe zentraler Komplex.

Der mediale Komplex

Die Seitenbänder gehören neben den Kreuzbändern zu den wichtigsten passiven Hauptstabilisatoren des Kniegelenks. Im Gegensatz zu den Kreuzbändern und den Menisken befinden sich die beiden Seitenbänder außerhalb der Gelenkkapsel. Unterteilt werden die Seitenbänder in das mediale (Lig. collaterale mediale) und in das laterale (Lig. collaterale laterale) Seitenband (→ Abb.3 & 4). Häufig wird das äußere (laterale) Seitenband als Ligamentum collaterale fibulare und das innere (mediale) Seitenband als Ligamentum collaterale tibiale bezeichnet. Aufgrund der einfacheren Zuordnung bzw. Orientierung, ist in dieser Arbeit eine lagebezogene Namensverwendung gegenüber einer Strukturnamensbezeichnung vorzuziehen. Daher wurden die Abbildungen 3 und 4 angepasst. Das mediale Seitenband verbindet die Außenseite des Femurkopfes (Epicondylus medialis) mit der Innenseite der Tibia (Condylus medialis tibiae) und ist mit der Gelenkkapsel und dem Meniscus medialis verwachsen (vgl. Burri & Mutschler, 1982, S.11f.). In der Extensionsphase (Streckung des Kniegelenks) sind die Seitenbänder gespannt und verhindern eine Verdrehung und Überstreckung des Kniegelenks. Während der Flexionsphase (Beugung des Kniegelenks) erschlaffen die Seitenbänder und ermöglichen der Tibia einen Rotationspielraum. Bei einem Beugewinkel von ca. 90° zwischen Tibia und Femur sind eine Innen-

rotation von ca. 15° und eine Außenrotation von ca. 40° möglich (\rightarrow Abb. 6). Bedingt durch die Seitenbänder ist der Rotationsspielraum begrenzt (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.177f.). Das mediale Kapselband schützt das Kniegelenk vor einer Außenrotation bei Flexionsbewegungen. Darüber hinaus wirkt dieses Band unterstützend auf die Funktion der Gelenkkapsel, z.B. gegen Valgusstress (Winkeländerung des Kniegelenks nach lateral [sog. „X-Beine“]) sowie gegen eine Außenrotation bei Flexionsbewegungen (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.10 & S.20). Ausführliche Informationen über die Gelenkkapsel und den Innenmeniskus sind im Abschnitt „ventraler Komplex“ zu finden. Das hintere Schrägband wird funktionell zum Innenband (Lig. collaterale mediale) gezählt und schützt den Meniskus bei der Flexion des Kniegelenks (vgl. Wirtz, 2011, S.10).

Der laterale Komplex

Das laterale Seitenband (Lig. collaterale laterale) führt vom Fibulaköpfchen zur Außenwand des Femurkopfes (\rightarrow Abb. 3). Ebenso wie das mediale Seitenband dient es dem Schutz vor Überstreckung und der Stabilisierung (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.204). Weitere Erläuterungen der Seitenbänder sind im Abschnitt „medialer Komplex“ zu finden.

Die Sehne Tractus iliotibialis läuft lateral von der Beckenschaufel zur Tibia. Sie reduziert über das Zuggurtungsprinzip (\rightarrow Abb. 5) die Biegebeanspruchung des Femur nach lateral. Ohne diese Sehne gäbe es einen erhöhten Varusstress, sog. „O-Beine“ (vgl. Schünke, 2014, S.82). Die Notwendigkeit des Zuggurtungsprinzips im Alltag wird im Kap. 4.5 (\rightarrow Einbeinstand) ersichtlich.

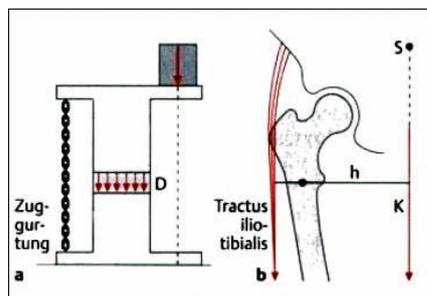


Abbildung 5: Zuggurtungsprinzip (vgl. Schünke, 2000, S.97)

- Die Box verursacht ein Biegemoment auf den Träger. Die Kette bewirkt eine Zugkraft entgegen der Biegebeanspruchung $\rightarrow D =$ Druckkraft.
- Übertragen auf das Bein: Die Kiste symbolisiert die Körpergewichtskraft und der Tractus iliotibialis übernimmt die Funktion der Kette ($S =$ Schwerpunkt, $h =$ Hebelarm, $K =$ Teil-Körpergewicht).

Auf dem Tibiaplateau bedeckt der Meniscus lateralis eine größere Fläche als der Meniscus medialis. Daher wird durch den Meniscus lateralis eine größere Fläche zur Druckübertragung ermöglicht (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.19). Weiterführende Ergänzungen zum Meniskus sind im Abschnitt „ventraler Komplex“ zu finden.

Während die dorsale Gelenkkapsel nur bei der Hyperextension das Knie stabilisiert, stabilisiert die laterale Gelenkkapsel, die mit dem Kapselband verwachsen ist, gegen Varusstress sowie Innen- und Außenrotation (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.19f.).

3 Physiologische Kinematik des Kniegelenks

Die Mechanik des Kniegelenks beschreibt den Bewegungsablauf / Positionsbeibehaltung mit den dazugehörigen Kräften, die das Knie beanspruchen (vgl. Kohn, 2015, S.41). In biomechanischen Publikationen werden häufig die Begriffe Mechanik, Dynamik, Kinematik, Kinetik und Statik unterschiedlich ausgelegt. Für die Vereinheitlichung wird in dieser Arbeit auf die Definition von Gottfried Falk von 1965 zurückgegriffen. Nach seiner Definition gliedert sich die Mechanik auf in: Kinematik (Bewegungsgesetze ohne Kräfte) und Dynamik (Wirkung von Kräften). Die Dynamik wird ebenfalls unterteilt in: Statik (Kräfte ruhender Körper im Gleichgewicht) und Kinetik (Kräfte, die einen Bewegungszustand bewirken). Die allgemeinen Bewegungsfreiheiten des Kniegelenks werden in Rotation (Bewegung innerhalb einer Kreisbahn) und Translation (lineare / gradförmige Bewegung) unterteilt. In Kapitel 3.1 und 3.2 werden die Rotation und die Translation zur Vereinfachung nur unter kinematischen Aspekten betrachtet.

3.1 Rotationsbewegungen und Achsen des femorotibialen Gelenks

Rotationsfreiheiten und Translationsfreiheiten sind von der Kniestellung und damit von den aktiven und passiven Elementen abhängig (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.10). Begründet dadurch, dass das femorotibiale Gelenk eine Komposition aus einem Scharnier- und einem Radgelenk (→Trochoginglymus) ist, ermöglicht es eine Abroll-Dreh-Gleitbewegung zwischen den beteiligten Gelenkpartnern (vgl. Wirtz, 2011, S.1).

Die drei Rotationsachsen des Kniegelenks befinden sich in der Sagittal-, Transversal- und Frontalebene. Die zwei Hauptbewegungen des Kniegelenks, Beugung (Flexion) und Streckung (Extension), finden in der Sagittalebene statt (vgl. Kohn, 2015, S.38). In einem dreidimensionalen Raum (3D-Raum) entspricht das der Y-Achse und der Z-Achse. Die Hauptrotationsachse der Extensions-/ Flexionsbewegung befindet sich in der X-Richtung (→Frontalachse) (vgl. Hüter-Becker & Dölken, 2011, S.46). Wie aus Abbildung 6 zu entnehmen ist, verlaufen die Rotationsachsen der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau in Abhängigkeit vom Flexionswinkel. Bei steigendem Flexionswinkel erfolgt eine Achsenverschiebung in Richtung posterior. Die mediale Femurkondyle erfährt dabei eine geringere posteriore Verschiebung gegenüber der lateralen Femurkondyle.

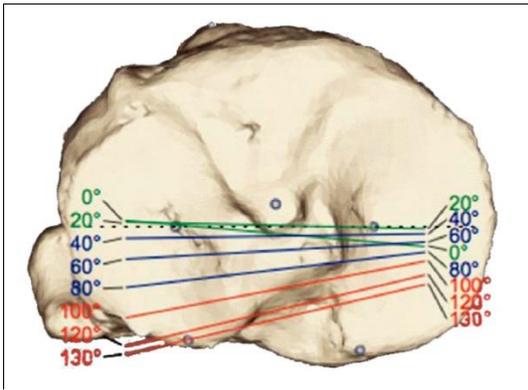


Abbildung 6: Linkes Bein, Blick auf das proximale Tibiaplateau:

Rotationsachsen der Femurkondylen in Abhängigkeit vom Flexionswinkel (vgl. Scuderi & Tria, 2010, S.49)

Üblich ist bei einem physiologischen Gangbild ein Flexionswinkel von ca. 0° bis 64° (vgl. Jerosch, 2015, S.18). In der Standphase mit einem vollständig extrudierten Kniegelenk beträgt der Flexionswinkel 0° (vgl. Kohn, 2015, S.38).

Die Hüfte besitzt einen großen Einfluss auf das Bewegungsausmaß des Kniegelenks. Dieses Ausmaß ist abhängig von der Bewegung und von der Gelenkstellung der Hüfte. Solange das Hüftgelenk sich in gestreckter Position befindet, kann sich das Kniegelenk nur bis ca. 120° beugen. Erst bei einer Beugung des Hüftgelenks kann sich die aktive Knieflexion auf 140° erhöhen. Passiv, z.B. in der Hockstellung, sind bis zu 160° möglich. In Abhängigkeit des Flexionsgrades bzw. der Extension stabilisieren die passiven und aktiven Strukturen das Kniegelenk (vgl. Jerosch, 2015, S.17f.).

Das Kniegelenk besitzt neben den Extensions- und Flexionsbewegungen noch weitere Rotationsfreiheiten: Eine Rotation der anatomischen bzw. mechanischen Tibiaachse um die Längsachse ist nur mit einem flexierten Kniegelenk möglich. In Abbildung 7a ist das rechte, leicht gebeugte Bein mit seinen Femur- und Tibiaachsen und die Innen- und Außenrotation abgebildet. Ist das Knie um 90° gebeugt, so sind eine aktive Innenrotation von 30° und eine Außenrotation von ca. 45° möglich. Eine von außen hervorgerufene (passive) Rotation kann die Innenrotation um ca. 5° und die Außenrotation um ca. 15° steigern (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.301). Allgemein kann die Aussage getroffen werden, dass die aktiven und damit willentlichen Bewegungen einen kleineren Bewegungsumfang besitzen als die passiven „äußerlich“ herbeigeführten Bewegungen (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.298f.). Eine Adduktion (Bewegung in Richtung Körperzentrum) und Abduktion (Bewegung vom Körperzentrum weg) ist im gesunden Kniegelenk ebenfalls nur während einer Flexion möglich (vgl. Jakob & Stäubli, 1990, S.30). Während der Hockstellung ist eine Adduktion und Abduktion bis zu 11° möglich (vgl. Jerosch, 2015, S.17f.). Die passiv stabilisierenden Elemente der Innen- und Außenrotation sowie der Adduktion und Abduktion sind der Tabelle 3 zu entnehmen. Das Referenzbein ist in der gesamten Arbeit das rechte Bein. Daher sind die Begrifflichkeiten Adduktion, Abduktion, Außenrotation und Innenrotation sind ggf. entsprechend für das linke Bein zu transformieren.

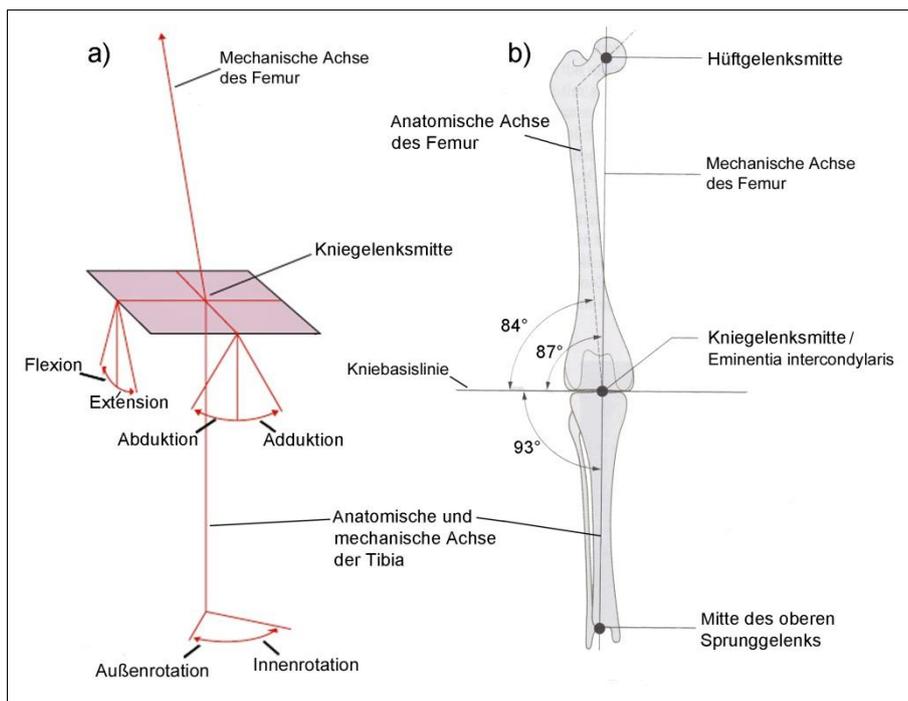


Abbildung 7: a) Rotationsfreiheitsgrade des leicht flexiertem rechten Kniegelenks. b) Anatomische und mechanische Achsen des extrudiertem rechten Kniegelenks (vgl. Jerosch, 2015, S.7; vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.280; vgl. Schünke, 2014, S.272)

Die Traglinie (Mikulicz-Linie / mechanische Längsachse) des Beins verläuft von der Mitte des oberen Sprunggelenks zum Hüftkopfmittelpunkt. Im physiologischen Fall verfehlt diese gedachte Linie in der Frontalansicht das Zentrum des Kniegelenks (Kniegelenksmitte) um 4 ± 2 mm in medialer Richtung (vgl. Kohn, 2015, S.296f.). Die Kniebasislinie wird von der Tangente (Berührungsgerechten) der distalen Femurkondylen gebildet. Während die anatomische und mechanische Längsachse der Tibia identisch sind, divergiert die anatomische Längsachse des Femur, in einem Valguswinkel (Ausrichtung nach lateral), um ca. 3° (\rightarrow Abb. 7). Ursache dieser Abweichung ist die Variationsvielfalt des Femurhalses in Länge und Winkel zur mechanischen Femurlängsachse (vgl. Wirtz, 2011, S.97). Während der physiologische anatomische Femur-Tibia Winkel bei etwa 177° liegt, beträgt der mechanische Femur-Tibia Winkel ca. 180° . Befindet sich der Winkel der anatomischen Tibiaachse zur mechanischen Beinachse in der Standphase deutlich unter 180° , so liegt ein X-Bein (Genu valgum) vor. Bei erheblicher Überschreitung der 180° handelt es sich um ein „O-Bein“ (Genu varum) (vgl. Kohn, 2015, S.296f.; vgl. Wirtz, 2011, S.97).

3.2 Translation und das Roll-Gleit-Prinzip des femorotibialen Gelenks

Die Roll- Gleitbewegung ist differenzierbar in eine Translations- und Rotationsbewegung (vgl. Schünke, 2014, S.54). Kinematisch betrachtet, besitzt das Kniegelenk sechs Freiheitsgrade mit jeweils zwei Bewegungsgrenzen. Damit kann es sich in allen drei Dimensionen bewegen. Neben den drei Rotationsfreiheitsgraden aus Kapitel 3.1 (Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Innen- & Außenrotation) besitzt das Kniegelenk drei translatorische Freiheitsgrade (anterior-posterior, medial-lateral, proximal-distal). Die Translation

beschreibt eine Verschiebung eines Körpers / Knochens in eine Richtung innerhalb einer Ebene. Wie in Abb.6 zu erkennen ist, sind die Translations- und Rotationsbewegungen bei physiologischen Gelenkbewegungen abhängig vom Flexionswinkel (vgl. Jakob & Stäubli, 1990, S.2ff.; vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.13f.). Bei einer Flexion bis zu 10° dominiert bei der medialen Kondyle die Rollbewegung. Ab 10° dominiert das Gleitverhalten. Die Gleitbewegung der lateralen Kondyle beginnt dagegen erst bei ca. 30° (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.21). Bei einer translatorischen Verschiebung der Tibia gegenüber dem Femur wird häufig von einem vorderen und hinteren Schubladenphänomen gesprochen. Die vordere Schublade wird als Weggleiten der Tibia in Richtung ventral und die hintere Schublade in Richtung dorsal bezeichnet (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.289). Eine proximale / distale Translation ergibt sich in Abhängigkeit von Kräften, z.B. der Gewichtskraft oder Zentrifugalkraft, die beim Gehen auf ein Gelenksegment einwirken (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.6).

Würde das Femorotibialgelenk nur Rollbewegungen ausführen (\rightarrow Abb. 8a), käme es zu einer Luxation des Femurs gegenüber dem Tibiaplateau. Bei einem Blick auf die Anatomie (Kapitel 2) ist jedoch erkennbar, dass diese nicht erfolgt. Das ist dadurch begründet, dass die Abrollstrecke des Tibiaplateaus (Länge Tibia = l_T) in anterior-posterior Richtung deutlich kürzer ausfällt als die dazugehörige Abrollstrecke der entsprechenden Femurkondyle (Länge Femur = l_F). Ebenfalls wäre eine reine Gleitbewegung zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau nicht zielführend (\rightarrow Abb. 8b). Der Flexionsumfang mit max. 130° wäre in diesem Fall deutlich eingeschränkt. Aus diesem Grund ist eine Kombination aus Roll- und Gleitbewegungen der beteiligten Gelenkkörper notwendig (\rightarrow Abb. 8c) (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.238ff.; vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.7).

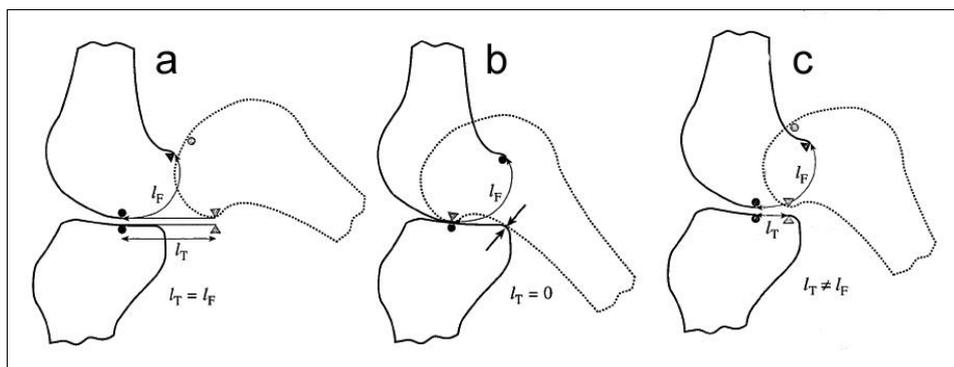


Abbildung 8: Sagittale Betrachtung des Femorotibialgelenks a) Reine Rollbewegung b) Reine Rotation c) Kopplung von Roll- und Gleitbewegung (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.239f.)

Die Kreuzbänder sind für das Roll- und Gleitverhalten des Kniegelenks von elementarer Bedeutung. Anhand des Viergelenkkettenmodells wird das Bauprinzip der wichtigsten Kinematik des Kniegelenks deutlich. Aus dem Viergelenkkettenmodell ist ersichtlich, dass die Funktion der Kreuzbänder und die Kondylenform im engen Zusammenhang stehen. Zur Vereinfachung und zur besseren Darstellbarkeit wird nur die sagittale Ebene verwen-

det, was den Wegfall von Rotationsfreiheiten bedeutet. Das Resultat des Viergelenk- kettenmodells entspricht dem theoretischen Roll-Gleitmechanismus der dorsalen Femur- kondyle auf dem Tibiplateau. Mittels einer Zeichenunterlage wird in einem rechten Win- kel zu einem Balken eine Gerade gezogen, die der Längsachse des Femurs entspricht. Ausgehend von dieser Geraden werden in einem Winkel von 40° zwei Stäbe, wie auf Ab- bildung 9a zu sehen ist, auf der Unterlage (A_1 & B_1) fixiert. Das Lig. cruciatum posterius, welches etwas länger als das Lig. cruciatum anterius ist, wird mit dem Stab 2 simuliert. Der etwas kürzere Stab 1 simuliert das Verhalten vom Lig. cruciatum anterius. Der Ver- bindungsbalken, an dessen Enden die beiden Stäbe ebenfalls fixiert sein müssen (A & B), entspricht dem Tibiplateau. In regelmäßigen Abständen werden vom Balken, der so ge- nannten Koppel aus, auf den Untergrund Linien gezogen. Bei stetiger Drehung des Un- tergrundes entsteht so eine Koppelhüllkurve, die den dorsalen Teil der Femurkondyle wi- derspiegelt.

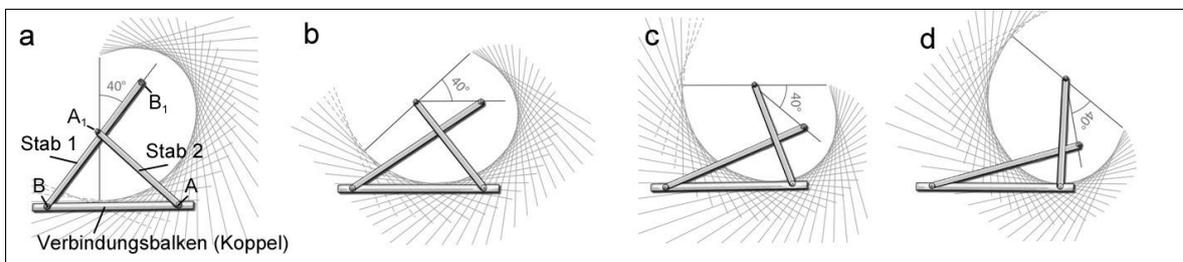


Abbildung 9: Phasenmodell der Viergelenkkette und der entstehenden Koppelhüllkurve (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.7)

Die Gesetzmäßigkeit der Vierergelenkkette beginnt mit dem dorsalen Anteil der Femur- kondylen und endet mit dem Beginn der femoropatellaren Gelenkfläche. Aus dem Verlauf der Abbildungen 9a – 9d ist zu erkennen, dass der Bewegungsverlauf der Femurkondylen auf dem Tibiplateau eine Kombination aus einem Roll- und Gleitverhalten ist. Um dieses Verhalten ersichtlicher zu machen, werden die Auflagepunkte auf dem Femur und auf der Tibia zueinander markiert (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.7ff.).

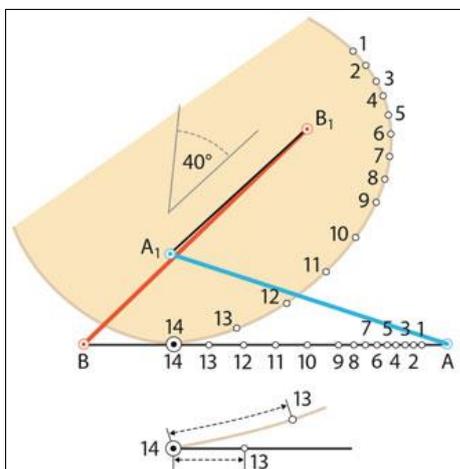


Abbildung 10: Viergelenkkettenmodell mit Roll-Gleit-Distanz vom Femur zur Tibia (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.10)

Die in Abb. 10 aufgeführte Teilzeichnung lässt die Relation vom Gleitanteil zum Rollanteil vom Aufla- gepunkt 14 im Verhältnis zum Auflagepunkt 13 deutlicher werden. Während das Roll-Gleit- Verhältnis zu Beginn der Flexion ca. $\frac{1}{2}$ beträgt, ändert es sich zum Ende hin (Streckphase; Punkt 2 zu Punkt 1) um ein Verhältnis von ca. $\frac{1}{4}$. Die Folge ist, dass bei steigender Flexion die Gleitbewegung gegenüber dem Rollen stetig zunimmt (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.10).

Während sich üblicherweise bei einem Rad bzw. Kreis die Drehachse im Zentrum befindet, verlagert sich bei den Femurkondylen die Drehachse. Ursächlich hierfür sind die Variationen des Durchmessers und die Verlagerung des Drehzentrums der Kondyle in Abhängigkeit von der Momentanposition. Mit dem Kreuzungspunkt der Kreuzbänder, welches das Drehzentrum bzw. das Momentanzentrum darstellen, verschieben sich bei einer Flexion die Drehachsen von ventral nach dorsal. Diese Drehachse ist vom besonderen biomechanischen Interesse, da die Wirklinie der Gelenkresultierenden bei Gleichgewicht am Kniegelenk hindurchläuft (vgl. Kummer, 2005, S.312). Die so genannten Polkurven stellen die Summe der augenblicklichen Drehpunkte des Kniegelenks dar. Bei starrer Tibia und beweglichem Femur, wie es bisher im Kapitel 3.2 betrachtet wurde, entsteht die Gangpolkurve. Im Umkehrschluss, bei starrem Femur und beweglicher Tibia entsteht eine Rastpolkurve. Hierbei ist es üblich, das bewegende System als „Gangsystem“ und das ruhende System als „Rastsystem“ zu betiteln (vgl. Strobel, Stedtfeld & Eichhorn, 1995, S.45). Beide Polkurven, die die gleiche Länge besitzen aber unterschiedliche Formen aufweisen, können bei entsprechender Verzahnung aufeinander abgerollt werden (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.37).

Die Verlagerung der Drehachse und somit der Gelenkresultierenden führt zu einer Veränderung des Hebelarms. Das hat den Vorteil, dass bei fast gleichbleibender Muskelkraft eine Positionsänderung, z.B. aus der Hocke zum Stand, erreicht werden kann. Aus technischer Sicht entspricht das dem Verhalten eines stufenlosen Getriebes (vgl. Strobel, Stedtfeld & Eichhorn, 1995, S.47). Eine weitere Orientierung gibt die sog. Evolute. Sie ist eine Mittelpunktskurve, die von Kreisradien der dorsalen Kondylengelenkflächen gebildet wird. Sie besitzt lediglich einen Veranschaulichungsaspekt zur vereinfachten Visualisierung (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.37).

Bei der bisher minimalisierten Betrachtungsweise mittels der Vierergelenkkette bleiben viele biomechanische Faktoren unberücksichtigt: Neben der Elastizität und dem geforderten isometrischen Spannungsverhalten der Kreuzbänder sowie deren Versatz von der um 15° weg von der Sagittalebene, werden nicht alle Fasern der Kreuzbänder berücksichtigt (→Abb. 4). Es wird lediglich der gemittelte Bandzug auf einer idealisierten Linie betrachtet. Darüber hinaus ist zu berücksichtigen, dass das femoropatellare Gelenk ganz anderen Gesetzmäßigkeiten unterliegt (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.22ff.; vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.38).

Eine bessere Annäherung beschrieb 1974 Menschik erstmals mit der Burmester-Kurve. Diese berücksichtigt sowohl die kinetischen Zusammenhänge der Kreuzbänder als auch der Seitenbänder (Kollateralbänder). Das Ergebnis von Menschik zeigt, dass die Seiten-

bänder in einer Näherung durch den Kreuzungspunkt der Kreuzbänder und somit durch die momentane Drehachse des Kniegelenks verlaufen. Hierbei werden die Hauptansatzpunkte der Bänder an der Tibia und dem Femur sowie die Bandstrukturen selbst überwiegend berücksichtigt (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.25f.).

3.3 Sonstige Bewegungsmöglichkeiten des femorotibialen Kniegelenks

Für einen Bewegungsablauf (z.B. das Gehen) ist ein Zusammenspiel der aktiven und passiven Stabilisatoren (→ Kapitel 2.2) notwendig. Bei einer Beanspruchung vom Kniegelenk sind immer mindestens zwei passive Elemente zur Stabilisierung involviert. Die vom Bewegungsablauf und somit zeitpunktabhängigen am meisten beanspruchten passiven Stabilisatoren werden als primäre Stabilisatoren bezeichnet; der bzw. die anderen sind sekundäre Stabilisatoren. Den größten Einfluss auf die Bewegungseinschränkung besitzen die Bänder, die nur im geringen Ausmaß dehnbar sind (vgl. Kohn, 2015, S.44). Bei einem physiologischen Gangbild wechseln sich die primären und sekundären Stabilisatoren in Abhängigkeit des Flexionswinkels ab. Je nach Flexionswinkel kommen noch Rotations- und Translationsbewegungen hinzu. Die Tabelle 3 bietet einen Überblick der Stabilisatoren in Abhängigkeit von der Kniebewegung.

Kniebewegung	Flexionswinkel des Kniegelenks	Passive Stabilisatoren	
		Primäre Stabilisatoren	Sekundäre Stabilisatoren
Luxation nach anterior (vordere Schublade)	0° bis 120°	Vorderes Kreuzband	Vorderes Kreuzband, Menisken, mediales / laterales Seitenband, Tractus iliotibialis
Luxation nach posterior (hintere Schublade)	0° bis 40°	Posteromediale & posterolaterale Gelenkecke	Hinteres & laterales Kreuzband, Hinteres und vorderes Meniskus-Femur-Band
	40° bis 140°	Hinteres Kreuzband	Hinteres Kreuzband, Hinteres und vorderes Meniskus-Femur-Band
Außenrotation	0° bis 90°	Laterales Seitenband und posterolaterale Gelenkecke	Menisken, mediales Seitenband, hinteres Kreuzband
Innenrotation	0° bis 60°	Mediales Seitenband, posteromediale Gelenkecke	Vorderes Kreuzband, Menisken, mediales Seitenband
Abduktion (Valgusstress)	0° bis 60°	Mittleres Seitenband, posteromediale Gelenkecke	Vorderes Kreuzband

Adduktion (Varusstress)	0° bis 60°	Laterales Seitenband	Posteromediale Gelenkecke, Faserzug zum Oberschenkel
Hyper-Extension	-10° bis 0°		Vorderes & hinteres Kreuzband, posteromediale & posterolaterale Gelenkecke

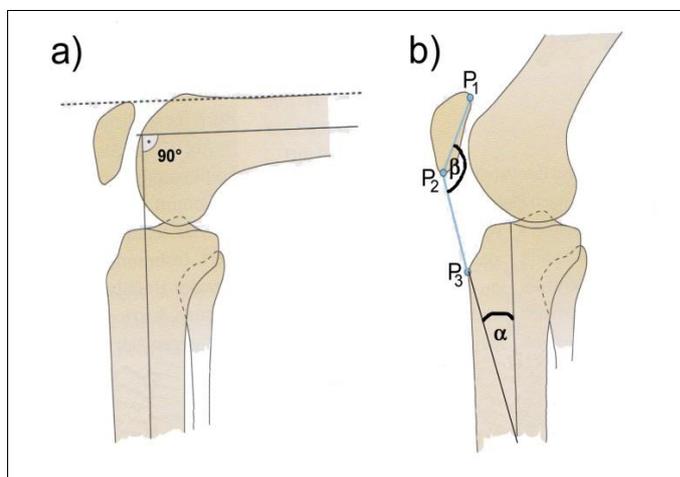
Tabelle 3: Stabilisatoren in Abhängigkeit von Winkel und Bewegung (vgl. Kohn, 2015, S.46)

In der Praxis werden die Begriffe posteromediale- und posterolaterale Gelenkecke für einen Zusammenschluss von mehreren Strukturen verwendet. Die posteromediale Gelenkecke besitzt folgende Komponenten: Hinteres Schrägband, mediales Kollateralband und dorsale-mediale Gelenkkapsel. Ein Äquivalent zur posteromedialen Gelenkecke ist die posterolaterale Gelenkecke in Bezug auf die laterale Seite (vgl. Petersen & Achtnich, 2014, S.213f.).

3.4 Bewegungsmöglichkeiten der Patella

Die Patella bewegt sich innerhalb der Führungsrinne Facies patellaris femoris um ca. 7cm. Im Verlauf einer Flexion, behält das Lig. Patellae seine Länge, so dass die Patella auf der Facies patellaris femoris gleiten kann. Die Gelenkform zwischen Femur und Tibia wird daher als Schlittengelenk bezeichnet (→Kap. 2.1).

Der Winkel β in Abb. 11b zwischen dem Lig. Patellae und der Längsachse der Patella ändert sich bei Flexionsvorgängen nur in einem sehr geringen Ausmaß. Daher wird er in dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt. Der Winkel α aus Abb. 11b zwischen der Tibialängsachse und dem Lig. Patellae beträgt während der Standphase (vollendete Extension) ca. 22°. Wird er zu null, so liegt eine Flexion zwischen Femur und Tibia von ca. 75° vor. Wird das Kniegelenk auf 140° weiter flexiert, so sinkt der Winkel α auf ca. -22° (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.290f).



$P_1 \rightarrow P_2$: Größter diagonaler Durchmesser der Patella

$P_2 \rightarrow P_3$: Länge vom Lig. Patellae

α : Winkel zwischen der Längsachse der Tibia und dem Lig. Patellae

β : Winkel zwischen dem Lig. Patellae und der diagonalen Patellaachse (vgl. Kohn, 2015, S.77; vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.291)

Abbildung 11: Patellaposition (vgl. Kohn, 2015, S.77; vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.290f.)

Im praktischen Klinikalltag werden häufig optische Lokalisationsbestimmungen angewendet. Zwei von den häufigsten Methoden sind die nach Insall & Salvati und von Laurin und werden im Folgenden kurz erläutert: Insall & Salvati orientieren sich an der Länge des Lig. Patellae, welches am Dach der tuberositas tibiae (\rightarrow Abb. 1a & 1b & Abb. 11b; P_3) fixiert ist. Das Verhältnis zwischen der größtmöglichen Diagonalen der Patella ($P_1 \rightarrow P_2$) und der Bandlänge ($P_2 \rightarrow P_3$) soll im physiologischen Rahmen 0,8-1,2 betragen. Gemessen wird bei der Patella von der proximalen – kaudalen Seite zu der terminalen Spitze (Abb. 11b; $P_1 \rightarrow P_2$).

Die Methode nach Laurin zeigt, dass bei einem um 90° flexierten Kniegelenk der proximale Patellarand bündig mit einer Tangente die auf dem Femur liegt, abschließt. Diese optische Methode wird bei Operationen häufig angewendet (vgl. Kohn, 2015, S.76ff.).

Des Weiteren besitzt die Patella noch Rotationsfreiheiten und Translationsfreiheiten in der Frontalebene. Die Rotationsfreiheiten und Translationsfreiheiten sind abhängig von dem Kniewinkel und von der Innen- bzw. Außenrotation. Aus Sicht der Frontalebene beträgt die maximale Rotation ca. 6° bei einem Flexionswinkel von 80° . Bei gleichem Flexionswinkel beträgt die mögliche translatorische Bewegung ca. 6mm (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.294f.).

3.5 Initialrotation (Standphase)

Eine Besonderheit beim Stehen ist, dass die Kniegelenke bei den letzten 20° bei der Extensionsphase einrasten und dabei eine so genannte Schlussrotation (Initialrotation) vollführen (\rightarrow Abb. 6). Es handelt sich dabei um eine automatisch ablaufende Bewegung. Dieser Bewegungsablauf lässt die Tibia gegenüber der medialen Femurkondyle um ca. 13° - 15° nach posterior rotieren. Dabei ist die Rotationsachse während der Schlussrotation unabhängig von der Rotationsachse, die bei willkürlichen Bewegungen ihre Gültigkeit besitzt.

Faktoren, die für die Schlussrotation ausschlaggebend sind:

- Bei der Streckung des Kniegelenks halten die bereits angespannten medialen Seitenbänder die Femurkondyle an der Position des Tibiaplateaus, während die lateralen Seitenbänder noch einen gewissen Gelenkspielraum erlauben (vgl. Jerosch, Heisel, & Tibesku, 2015, S.10).
- Das posteriore Kreuzband wird bei Extension angespannt und zwingt die Tibia zur Rotation (vgl. ebd.: S.10).
- Anspannung der Muskelgruppe Pes Anserinus und des M. popliteus (\rightarrow Tab. 1) (vgl. ebd.: S.10).

- Bedingt aus den unterschiedlich geformten lateralen und medialen Femurkondylen (→ Abb. 2) existieren zwei unterschiedliche Koppellängen (Abrolllänge) (vgl. Müller, 1982, S.57f.).

Vorteil dieser Schlussrotation ist, dass das Kniegelenk einrastet und so einen Bremseffekt hervorruft, der es vor einer Hyperextension bewahrt. Zudem werden durch die Vergrößerung der Belastungsfläche eine maximale Stabilität und eine optimale Kraftübertragung erreicht. Damit eine Beugung des Kniegelenks wieder stattfinden kann, muss der M. popliteus und die Innenrotatoren (Muskelgruppe des Pes Anserinus) der Tibia entspannt werden (→Tab. 1). Die medialen Femurkondylen haben dann wieder die Möglichkeit in Richtung anterior zu gleiten (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.10; vgl. Müller, Niklaus, & Jagodzinski, 2016, S.38f. & S.70). Beim schnellen Gehen bzw. Laufen erfolgt keine Schlussrotation, da das Kniegelenk eine permanente Flexion besitzt. Dieser Umstand ermöglicht eine schnellere Fortbewegung (Zeitgewinnung) und ein besseres Abfedern der Stoßenergie (vgl. Müller, 1982, S.62).

4 Statik und Kinetik des Kniegelenks

Unter Kap. 3.1 bis 3.5 wurde bisher das Bewegungsverhalten des Kniegelenks unter kinematischen Aspekten erörtert. Neben dem Halten des Körperschwerpunktes beim Gehen ist Kraftübertragung eine der wichtigsten Hauptfunktionen des Kniegelenks. Die Kräfte werden in innere und äußere Kräfte unterteilt. Während die inneren Kräfte primär muskulären Ursprungs sind, resultieren die äußeren Kräfte von Schwer-/ Gewicht- und Fremdkräften. Einen Großteil der auf das Kniegelenk wirkenden Kräfte entstehen durch Muskeln verursachte aktive, innere Kräfte. Diese sind sehr nahe am Gelenk verlaufend und benötigen aufgrund des kleinen Hebelarms große Kräfte. Die maximale muskuläre Belastung übernimmt der M. quadriceps beim Gehen, wenn der Fuß auf den Boden aufgesetzt wird und das Körpergewicht gehalten werden muss. Dem gegenüber stehen die Tibia und das Femur mit ihren langen Hebelarmen (vgl. Kohn, 2015, S.37 & S.40).

Die Gesamtheit der inneren und äußeren Kräfte wird von den Femurkondylen bzw. dem Tibiaplateau übertragen. Hinsichtlich der unterschiedlichen Form und Größe der Kondylen kann man auf eine ungleiche Verteilung der Kräfte zwischen dem medialen und lateralen Kompartimenten schließen. Die mediale Seite übernimmt ungefähr 75% der zu übertragenden Kräfte und besitzt eine größere Ausbildung der Knochen und der Knorpel (→Abb. 1, 2, 4 & 6) (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.27).

Das Kniegelenk besitzt dank der vorhandenen Synovialflüssigkeit einen extrem geringen dynamischen Reibungskoeffizienten (μ) von $0,009\mu$ (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.26). Der dynamische Reibungskoeffizient (Gleitreibwert) beschreibt ein Verhältnis zwischen einer bewegten Masse und einer Kraft, die nötig ist, um die Masse in Bewegung zu

halten. Als Vergleich dazu beträgt der dynamische Reibungskoeffizient von Stahl auf Stahl $0,5\mu$. Bei anschließenden Berechnungen wird die Reibung in dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt und das Kniegelenk wird als reibungsfrei angesehen (vgl. Epple, 2003, S.83; vgl. Brinckmann, Frobin, Leivseth & Drerup, 2012, S.287). Bei Berechnungen werden meistens diese ungleichen Verteilungen der Kondylenform nicht berücksichtigt, da das Kniegelenk nur aus Sicht der Sagittalebene betrachtet wird. Diese sagitale Betrachtungsweise beruht auf statischen Gleichgewichtsgründen. Die resultierende Gesamtkraft, die auf das Kniegelenk wirkt, steht senkrecht zu dem Kontaktbereich der Gelenkfläche und führt durch die momentane Drehachse. Der senkrechte Winkel der Gelenkresultierenden findet nur dann statt, wenn das Gelenk als reibungsfrei angesehen wird. Die Gelenkresultierende bildet ein Maß für Druckspannungen, die über die Knorpel an das Knochengewebe weitergegeben werden. Vorteil dieser Betrachtungsart ist, dass die Lage bei jeder Gelenkstellung eindeutig definiert ist. Aus diesem Grund kann die Sagittalebene bei Berechnungen als Betrachtungsebene festgelegt werden (vgl. Kummer, 2005, S.314f.; vgl. Schünke, 2014, S.55). Die in der Literatur angegebenen Gelenkkräfte wurden auf verschiedene Art experimentell oder mithilfe mathematischer Modelle bestimmt. Bei mathematischen Gedankenmodellen bestehen immer Ungenauigkeiten bis hin zu unberücksichtigter oder unterschiedlich erachteter Faktoren, wie z.B. die Lage des Rotationszentrums. Diese Diskrepanzen veranlassen, dass nach Möglichkeit die in vivo Methoden (Messungen von Implantatbelastungen) vorzuziehen sind (vgl. Wirtz, 2011, S.23; vgl. Jerosch, Heisel, & Tibesku, 2015, S.26).

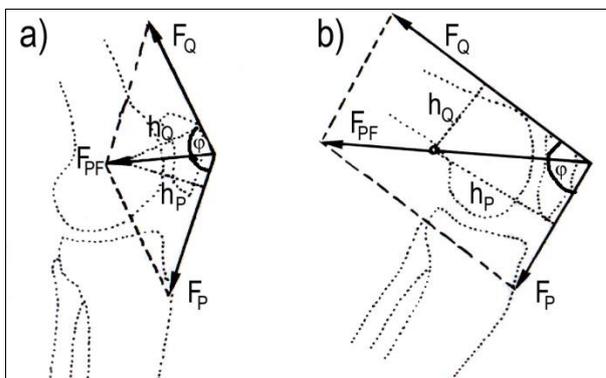
4.1 Resultierende Kräfte in Abhängigkeit von Gelenkarten

Um die vorhandenen bzw. entstehenden Kräfte im Kniegelenk nachzuvollziehen, bietet sich die im Kap.2.1 beschriebene differenzierte Betrachtung an. Beim normalen Bewegungsumfang kann das ca. 5-fache des eigenen Körpergewichts (Bodyweight) auf das Femorotibialgelenk einwirken. Unter den gleichen Belastungsbedingungen wird das femoropatellare Gelenk nur mit ca. der Hälfte der Belastung konfrontiert. Diese beiden Gelenkarten werden im nächsten Abschnitt weiter erläutert. Darüber hinaus sind Ganggeschwindigkeit, Bewegungsart, Umgebung mit entsprechendem Bodenbelag und Steigung bzw. Gefälle für den Belastungsverlauf des Kniegelenks relevante Faktoren. Beispielsweise beim Springen ist das femorotibiale Gelenk Kraftauswirkungen bis zum 24-fachen des eigenen Körpergewichtes ausgesetzt, während gleichzeitig auf das Femoropatellargelenk Kräfte in Höhe von ca. dem 20-fachen des Körpergewichtes wirken (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.303).

4.1.1 Das femoropatellare Gelenk

Das femoropatellare Gelenk hat nur einen sekundären Rang in dieser Arbeit, da bei gesundheitlichen Problemen, z.B. Arthrose, zu 80%-90% aller Fälle das femorotibiale Gelenk betroffen ist bzw. behandelt werden muss (vgl. Kohn, 2015, S.354). Das Hauptaugenmerk liegt auf dem femorotibialen Gelenk und den entsprechenden Kräften. Da aber beide Gelenke in einem engen Zusammenhang stehen, ist es notwendig, beide zu thematisieren. Um die reellen und tatsächlichen Kompressionskräfte und Momente bei den dynamischen Vorgängen vom femorotibialen und -patellaren Kniegelenk berechnen zu können, müssten u.a. folgende Daten erhoben werden: Trägheitsmomente, Gewichte, Geschwindigkeiten, Schwerpunkte, Beschleunigung sowie die Bodenreaktionskraft. Dies bedeutet, um die Gelenkbelastung ermitteln zu können, bräuchte man alle Hebelarme und Kräfteinflüsse der Muskeln, Bänder und Sehnen. Die Komplexität und die Menge an Daten liefern mehr unbekannte Größen als Gleichungen. Um dennoch Werte zu erhalten bzw. berechnen zu können, ist eine Vereinfachung und Zusammenfassung von Elementen unverzichtbar (vgl. Brinckmann, Frobin, Leivseth, & Drerup, 2012, S.299). Diese Werte liefern eine Einschätzungsmöglichkeit, um die reellen Kräfte, die von in vivo Messungen am Patienten erhoben wurden, zu bestätigen.

Die Patella liegt je nach Flexionswinkel (\rightarrow Kap. 3.2) und Anpresskraft unterschiedlich stark am Femur an. Der Auflagedruck (P_{PF}) (\rightarrow Abb. 12), der über die Patella auf den Femur erzeugt wird, ist sowohl von der Kontaktfläche (A_{PF}) zwischen Patella und Femur abhängig als auch von der resultierenden Kraft (F_{PF}) vom M. quadriceps und dem Lig. patellae $\rightarrow F_{PF} = A_{PF} * P_{PF}$. In der Sagittalebene entsteht der Winkel (φ), der aus dem Kraftvektor des Lig. patellae und dem Kraftvektor des M. quadriceps gebildet wird. Widerwartend ist der Winkel (φ) nicht gleich dem Flexionswinkel des Kniegelenks. Die Ursache hierfür liegt bspw. in einem ungleichen Achsenverlauf von Tibia und dem Lig. patellae. Beim Flexieren des Gelenks verringert sich der Winkel (φ) und es entsteht eine höhere Kompressionskraft F_{PF} (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.296f.).



F_{PF} = Resultierende Kraft, Patella-Femur

F_P = Zugkraft des Lig. patellae

F_Q = Zugkraft des M. quadriceps

h_Q = Hebelarm des M. quadriceps

h_P = Hebelarm des Lig. patellae

φ = Winkel von F_Q und F_P

Abbildung 12: Laterale Ansicht des Femoropatellargelenkes mit Kräften und Hebelarm (vgl. Kummer, 2005, S.317; vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.297)

Nach dieser vereinfachten sagittalen Betrachtung ist die Resultierende mit dem Kosinussatz zu bestimmen: $F_{PF}^2 = F_Q^2 + F_P^2 + 2 F_Q F_P \cos \varphi$

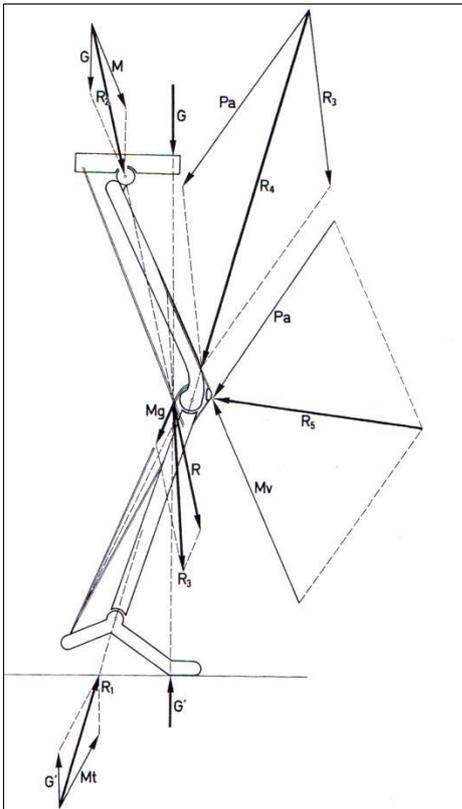
Demnach steigt F_{PF} (→Abb.12 a & b) in Abhängigkeit vom Flexionswinkel, was aber am realen Kniegelenk nur bedingt der Fall ist. Bereits bei einem extrudierten Kniegelenk existiert bereits eine Andruckkraft von ca. $\frac{F_Q}{2}$.

Häufig trifft man in der Literatur auf die Aussage, dass die Patella den Hebelarm h_Q während der gesamten Flexion vergrößert. Diese Aussage trifft jedoch nur bei einem Flexionswinkel von 0° - 70° zu (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.310). Dieser Bereich entspricht ungefähr dem Winkelwertebereich beim Gangzyklus, was wiederum beim Fehlen der Patella eine Zunahme der Muskelspannung um ca. 40% mit sich bringen würde (vgl. Kohn, 2015, S.47). Die Funktion der Patella, bei einem Knieflexionswinkel von über 70° , erfolgt eine Reduzierung der Zugspannung F_P (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.310). Bei alltäglichen Aktivitäten liegen die femoropatellaren Kompressionskräfte zwischen dem 0,5-fachen und dem 3,3-fachen des Körpergewichtes. Bei Bewegungen außerhalb des normalen Bewegungsrahmens, z.B. beim Stolpern, Springen etc. können die Kompressionskräfte auf das ca. 20-fache Körpergewicht ansteigen (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.14).

4.1.2 Das femorotibiale Gelenk

Beim physiologischen Gehen auf ebenen Grund betragen die Druckkräfte auf das femorotibiale Gelenk das ca. 2 bis 4-fache des Körpergewichtes (Palastanga & Soames 2015: 303). Die Kompressionskräfte werden häufig in %Bodyweight (%BW - Prozent des Körpergewichtes) angegeben. So ergibt sich bspw. eine durch Bewegung hervorgerufene Kompressionskraft von 1367N (Newton) auf das Gelenk im Verhältnis zum Körpergewicht (105Kg) $\frac{1367N}{105Kg * 9,81 \frac{m}{s^2}} * 100 = 132,71\%BW$ (eigene Berechnung).

Die Druckkräfte zwischen Femur und Tibia werden über die Menisken auf eine größere Fläche verteilt. Das reduziert den Spitzendruck und gleicht so die Inkongruenz beider Gelenkparteien aus (→Kap. 2.2). Die Fläche wird während der vollständigen Extension auf ca. 20cm² vergrößert. Würden die Menisken fehlen, würde sich der Spitzendruck verdoppeln (Brinckmann, Frobin, Leivseth, & Drerup 2012: 300).



G = Körpergewicht

G' = Gegenkraft zu G

M_g = Kraft des M. gastrocnemius

M_i = Kraft der ischiocruralen Muskeln

M_t = Kraft des M. triceps

M_v = Kraft des M. vasti

P_a = Spannung des Lig. Patellae

R & R_2 = Resultierende des Hüftgelenks

R_1 = Resultierende aus G' und M_t

R_3 = Resultierende aus R und M_g

R_4 = Resultierende aus R_3 und P_a

R_5 = Resultierende aus P_a und M_v

Abbildung 13: Statik des Beins, laterale Ansicht (vgl. Kummer, 2005, S.315)

Die Gewichtskraft G hat in diesem Fallbeispiel eine beugende Wirkung. Die Kompressionskraft R_4 auf das Femorotibialgelenk ist abhängig von der Zugkraft des Lig. patellae (vgl. Kummer, 2005, S.316). Die gegenseitige Beeinflussung von den Kraft- und Druckvektoren auf das Femorotibialgelenk und das femoropatellare Gelenk sind in Abb. 13 deutlich zu erkennen. Bei dem in Abb. 13 statischen Beispiel müssen die Summen aller Kräfte und Momente, die auf die jeweiligen Drehpunkte wirken, gleich Null sein. Hier sind die Resultierenden ebenfalls mit dem Kosinussatz zu errechnen. Da sich der Drehpunkt des Kniegelenks in Abhängigkeit des Flexionswinkels befindet, (\rightarrow Kap. 3.2) entsteht ein großer rechnerischer Aufwand. Eleganter kann man dieses Problem mit Endoprothesen lösen, indem die Daten von den jeweils tibio-femorale Kontaktkräften und Momenten per telemetrische Datenübertragung übermittelt werden. Darüber hinaus hat dieses Vorgehen den Vorteil, dass die statischen Bedingungen verlassen werden können. Dies bedeutet, dass auch die durch Beschleunigungen hervorgerufenen Kräfte abrufbar sind. Bei der Konstruktion, die mit sechs Dehnungsmessstreifen arbeitet, werden folgende sechs Faktoren erfasst: Die Kräfte F_x -, F_y -, und F_z und die drei entsprechenden Momente M_x , M_y und M_z (vgl. Damm & Bergmann, 2015).

4.2 Wirkende Kräfte in Bezug auf den Gangzyklus (Gangphasen)

Das Gehen ist die häufigste Art der Fortbewegung. Es erfordert ein komplexes Zusammenspiel der Aktiv- und der Passivstrukturen (\rightarrow Kap.2.2). Eine Periode des zyklisch ablaufenden Gangprozess wird als Gangzyklus bezeichnet. Der Gangzyklus untergliedert

sich dabei in zwei Phasen: die Standphase und die Schwungphase. Diese beiden Phasen werden wiederum in insgesamt acht Unterphasen die sog. Gangphasen unterteilt (→Abb. 14) (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.12).

Die Standphase

Den Anfang der Standphase bildet der initiale Kontakt. Es ist sinnvoll, einen kompletten Gangzyklus beim initialen Kontakt (IC = Initial Contact) beginnen und enden zu lassen (→0%-Punkt). Dabei berührt nur die Ferse des Referenzbeins (in dieser Arbeit das rechte Bein) und die Zehen des kontralateralen (linken) Beins den Boden. Der Winkel des Kniegelenks beträgt am Anfang ca. 5° Flexion. Der physiologische Bereich darf generell um ca. $\pm 5^\circ$ abweichen (→Abb. 14 gestrichelte Linien) (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.9, S.14 & S.68). Der Kompressionsdruck auf das Kniegelenk steigt nach dem initialen Kontakt rasch an und erreicht beim vollen Bodenkontakt des Fußes, der sog. Stoßdämpfungsphase (LR = Loading Response) sein erstes Maximum. In dieser Phase wird das Kniegelenk von ca. 5° auf 15° flexiert. Die Größe des Kompressionsdrucks hängt von mehreren Faktoren ab. Zum einen wann die komplette Gewichtsübernahme auf das Bein erfolgt und zum anderen die Zugspannungsgröße der Muskeln (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.303; vgl. Götz-Neumann, 2011, S.11 & S.69). Während der Stoßdämpfungsphase, die für die Stoßdämpfung in allen drei Ebenen und dem Erhalt der Vorwärtsbewegung verantwortlich ist, erzeugen die Muskeln ein hohes Adduktionsmoment (→Abb. 14). Innerhalb des Gangzyklus verläuft die LR von 0% - 12% und der rechte Fuß (Referenzbein) befindet sich in der Phase aufliegend auf dem Boden. Nach der LR erfolgt die mittlere Standphase (MSt = Mid Stance). Die MSt befindet sich zwischen 12% - 31% des Gangzyklus und dient einer Gewährleistung der Bein- und Rumpfstabilität. Das Knie streckt sich von ca. 15° auf 5°; aus lateraler Sicht erscheint es in einer neutralen Position zu sein. Das kontralaterale Bein erzeugt mit seiner Vorwärtsschwung eine passive Extensionskraft auf das Referenzbein und sorgt so für Stabilität (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.17 & S.69ff.).

Ein zweiter Belastungsspeak erfolgt nach der MSt in der terminalen Standphase (TSt = Terminal Stance), die von 31% -50% in der Gangphase reicht. In dieser Zeit erfolgt die maximale Kompressionskraft des Femorotibialgelenks. Der Fuß des Referenzbeins wird innerhalb dieser Zeit unter dem Oberkörper hindurch bewegt und der Knieflexionswinkel bleibt bei ca. 5° (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.303; vgl. Götz-Neumann, 2011, S.17 & S.69ff.). Die letzte Phase der Standphase ist eine Vorschwungphase (PSw = Pre-swing) und verläuft von 50% - 62% des Gangzyklus. Das Referenzknie wird ab dieser Phase von der Körpergewichtskraft entbunden und der Fuß des rechten Beins löst den Bodenkontakt. Der Flexionswinkel wird innerhalb kurzer Zeit von ca. 5° auf 40° gesteigert. Nach der Standphase (zu welcher der IC, LR, MSt, TSt und PSw gehören), die 60% des gesamten

Gangzyklus ausmacht, erfolgt die Schwungphase (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.13, S.17 & S.69ff.).

Die Schwungphase

Die erste der drei Schwungphasen ist die initiale Schwungphase (Initial Swing = ISw) und beginnt mit einer Knieflexion von ca. 40° , welche zum Ende der Phase auf 60° gesteigert wird. Die initiale Schwungphase reicht von 62% - 75% des Gangzyklus.

Die zweite Schwungphase, die mittlere Schwungphase (Mid swing = MSw) erzeugt mittels des Schwungs der Tibia ein Extensionsdrehmoment am Kniegelenk und reicht von 75% - 87% der Gangphase. Die passive Extensionsbewegung zwingt das Kniegelenk auf einen Winkel von ca. 60° auf 25° innerhalb dieser Phase. Mit Blick auf die Sagittalebene überkreuzen sich dabei die Tibia des kontralateralen Beins mit der Tibia des Referenzbeins bei ca. 75% des Gangzyklus (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.13 & S.75).

Bei der letzten Gangphase, der terminalen Schwungphase (Terminal swing = TSw), befindet sich die Tibia am Anfang dieser Phase senkrecht zum Boden. Das Kniegelenk des Referenzbeins wird wieder vollständig extrudiert, bevor es beim IC wieder zum Bodenkontakt kommt. Hierbei wird es von ca. 25° auf 5° extrudiert.

Insbesondere in der terminalen Schwungphase wird die Schrittlänge gut erkennbar. Sie ist abhängig von der Körpergröße, Beinlänge und Gehgeschwindigkeit und wird von Ferse zu Ferse vermessen. Das kontralaterale Bein übt die gleichen Gangphasen aus, nur mit dem Unterschied, dass es um einen halben Gangzyklus verschoben ist (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.9, S.19 & S.75).

Innerhalb des Gangzyklus erfolgt noch eine zweite Bewegung der unteren Extremität: Die Innen- bzw. Außenrotation der Tibia. Beim Übergang zur vollständigen Extension erfolgt eine sog. Schlussrotation (\rightarrow Kap. 3.5). Diese ermöglicht eine stabilere Position vor der Übernahme der Gewichtskraft in der Standphase (vgl. Kohn, 2016, S.38).

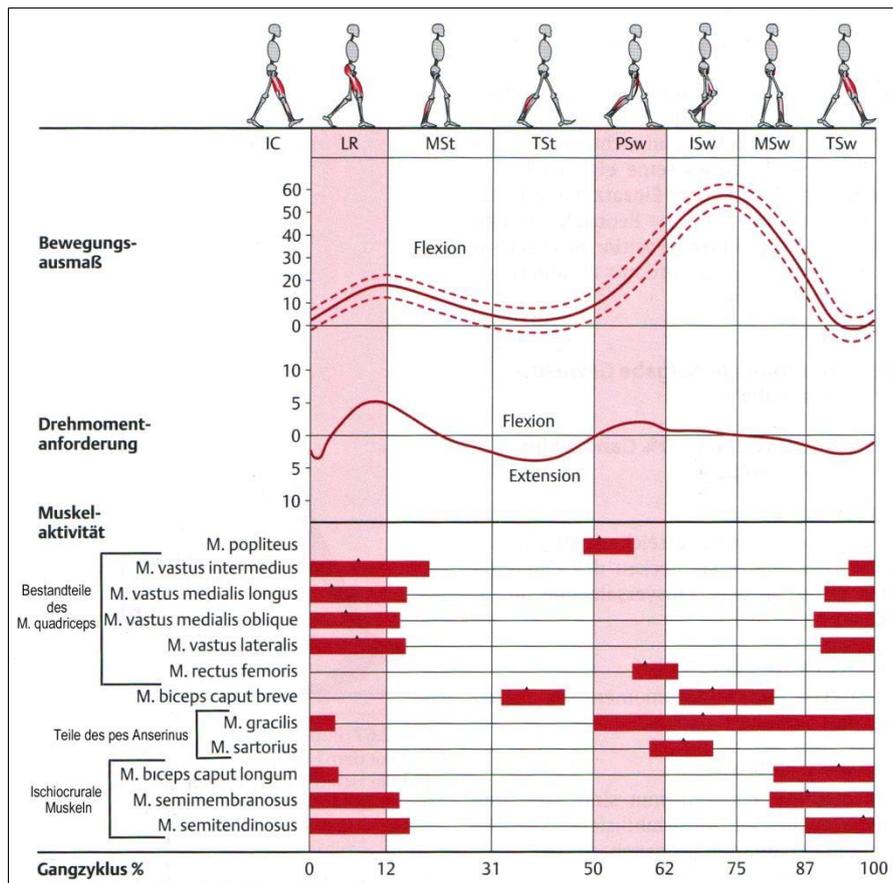


Abbildung 14: Gangphasen mit Flexionswinkel, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivitäten am Kniegelenk (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.77; vgl. Müller, Jagodzinski & Friedrich, 2016, S.2ff.)

4.2.1 Relation des Gangzyklus zu den wirkenden Kräften und Momenten

Damit eine Arbeit mit möglichst realitätsnahen Kräften und Momenten auf Gelenke in den einzelnen Bewegungsphasen erfolgen kann, schlossen sich sowohl mehrere marktführende Firmen der Medizintechnik (z.B. Braun, Link, OHST) als auch das Bundesministerium für Bildung und Forschung zusammen. Sie entwickelten und veröffentlichten ihre Forschungsergebnisse in einer frei zugänglichen Datenbank (OrthoLoad Club) (vgl. Damm & Bergmann, 2015). Die in vivo gemessenen Belastungsdaten wurden im Julius Wolff Institut im Berliner Charité erhoben und auch dort bereitgestellt. Insgesamt fanden ca. 70.000 Datenerhebungen statt. Diese wurden bei diversen körperlichen Aktivitäten und mit unterschiedlichen Endoprothesen protokolliert und mit einer Videokamera aufgezeichnet. Für den späteren Verlauf dieser Arbeit ist das von großem Nutzen, da die entsprechenden Kräfte sehr gut auf die einzelnen Gangphasen extrapoliert werden können.

4.2.2 Anwendung von Messdaten des Kniegelenks

Die in Abbildung 15 dargestellten Messdaten stammen von einem Patienten aus der Datenbank von OrthoLoad. Dieser Patient hat das Kürzel K1I erhalten. Die Wahl auf K1I ist darauf zurückzuführen, dass er die geforderten Bewegungen (Gehen, Einbeinstand und Stehen) ausführt.

Darüber hinaus sind die wirkenden Kräfte während eines physiologischen Gangbilds entstanden, was bei den anderen Patienten größtenteils nicht der Fall war.

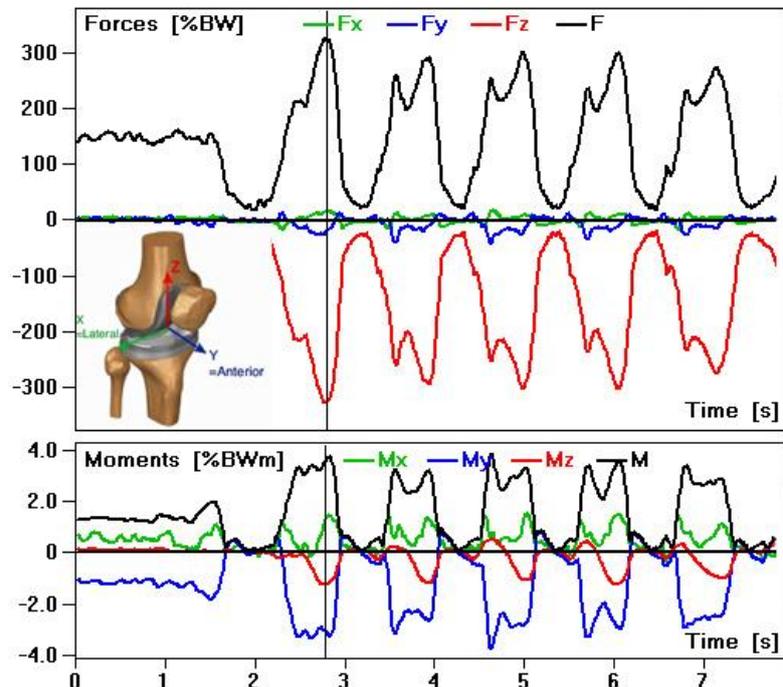


Abbildung 15: Kräfte und Momente beim Stehen und Gehen (vgl. Wirtz 2011: 24; OrthoLoad 2015¹)

Die in Abb. 15 dargestellten zehn Schritte erfolgten nach einer ca. eineinhalb sekündigen anfänglichen Standphase. Das Implantat, welches der Patient K1L erhalten hat, befindet sich im linken Kniegelenk. Die Daten vom Datenblatt (k1l_281008_1_26p) (vgl. Damm & Bergmann, 2015) zeigen, dass die Kraft F beim ersten Schritt beim Zeitpunkt $t = 2,134\text{s}$ auf ca. $329\%BW$ ansteigt, was bei einem Körpergewicht von 105 kg eine Gelenkbelastung von $3182,96\text{ N}$ bedeutet. Bei der Ganganalyse wird meistens der erste Schritt vernachlässigt. Ursächlich hierfür ist der Einschwingvorgang des zuerst verwendeten Beins. Wie bereits erwähnt, ist die Belastung auf die Kniegelenke von unterschiedlichen Faktoren, bspw. Prothesenart und Laufstil (z.B. Geschwindigkeit, Schrittlänge und Oberkörperhaltung) abhängig. Dies hat zur Folge, dass auch die Belastungskurve eines jeweiligen Patienten einen individuellen Charakter besitzt. Insgesamt können diese jedoch zu einem typischen Verlauf und zu einem physiologischen Gangbild verallgemeinert werden (vgl. Wirtz, 2011, S.25). Hierbei ist es irrelevant, ob die Kräfte vom linken oder rechten Kniegelenk gemessen / berechnet werden, da der physiologische Gangzyklus bei beiden Beinen identisch abläuft. Die im physiologischen Sinn gemessenen Kräfte sind daher auf beide Beine anwendbar (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.9).

Die Zeitspanne eines durchschnittlichen Gangzyklus, in Abhängigkeit der zehn erfolgten Schritte von Patient K1L bei der Messung k1l_281008_1_26p dauerten $1,112\text{ s}$. (→Tab. 4). Der vierte Gangzyklus von $t=5,38\text{ s}$ bis $t=6,47\text{ s}$ ist am dichtesten vom Mittelwert ($1,112\text{ s}$) gelegen. Es existiert lediglich ein Zeitversatz von $0,028\text{ s}$. (ca. $2,5\%$). Ebenfalls

bei einer Mittelwertbildung von der Maxima der Kompressionskraft von Femur und Tibia ist die Kurvenauswahl innerhalb der o.g. Zeit zu favorisieren. Die Durchschnittskraft innerhalb der erfolgten zehn Schritte beträgt 3101,63N (→Tab. 4). Das Maximum der Kompressionskraft vom vierten Gangzyklus beträgt 3113,40N. Daraus ergibt sich eine Differenz von 11,77N, was ca. 0,38% entspricht. Die geringen Differenzen zum jeweiligen Mittelwert vom vierten Gangzyklus sind der Grund, weshalb auf diesen einen Gangzyklus zukünftig zurückgegriffen wird.

Dem Video k1l_281008_1_26p_screen von OrthoLoad (vgl. Damm & Bergmann, 2015) kann man entnehmen, dass der erste Belastungsspeak (F) in der frühen Phase der Mid stance stattfindet. Des Weiteren befindet sich ein zweiter Belastungsspeak in der späten Phase der Mid stance. Zwischen den beiden Zeitpunkten der Belastungsspeaks, dies entspricht ca. der mittleren Mid stance, sinkt kurzzeitig die Belastung ab. Erst beim Initial swing wird das Referenzbein maximal entlastet, woraufhin die Belastung zügig wieder ansteigt (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.14f. & S.81; vgl. OrthoLoad, 2015¹).

Bezieht man diese Ergebnisse und die o.g. definierten Belastungsspeaks auf den allgemeinen Gangzyklus, so erhält man die jeweiligen Kräfte sowohl zu den Gangphasen der frühen, der mittleren und der späten Mid Stance als auch von der initialen Schwungphase. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die durchschnittliche Gangzykluszeit ca. 1,11 Sekunden beträgt. Um die jeweiligen Zeiten der einzelnen Gangphasen zu errechnen, werden die 1,11 Sekunden als 100% des Gangzyklus definiert. Da bekannt ist bei wieviel Prozent die jeweiligen Gangphasen stattfinden (→ Abb.14), lassen sich die übrigen Zeiten zu den Gangphasen eruieren. Bei den ermittelten Zeiten wurden die Kompressionskräfte (F) aus dem Datenblatt k1l_281008_1_26p von OrthoLoad entnommen.

Die Daten und Berechnungen, zu welcher Gangphase die entsprechende Kompressionskraft vom femorotibialen Gelenk wirkt, können Tab. 5 und Tab. 6 entnommen werden.

4.3 Wirkende Kräfte während der Kniebeuge

Zum Erhalt des Gleichgewichts bei einer Extensionsbewegung aus einem 100° flexierten Kniegelenk heraus, müssen sich die Füße unter dem Körperschwerpunkt befinden. Die Kompressionskraft beträgt zu diesem Zeitpunkt ca. 350%BW. Vorausgesetzt ist, dass jedes Bein die Hälfte der Belastung übernimmt. Zeitgleich wirken im patellofemorale Gelenk 550%BW (vgl. Kohn, 2016, S.40). Bei einer starken Flexion des Kniegelenks verringert sich der Winkel zwischen der Patellasehne und der Quadrizepssehne (→Abb.12) in der Sagittalebene. Bei steigender Flexion steigt ebenfalls die Gelenkskompressionskraft der Kniescheibe auf das Femur. Der Spannungszustand der Patellasehne ist niedriger als der der Quadrizepssehne. Die Veränderung der Zugspannung resultiert aus der Geometrie der Spannungsvektoren wie in Abb. 12a und 12b zu erkennen ist.

Bei einem 90° flexierten Gelenk beträgt die Zugkraft der Patellasehne ca. 70% der Zugkraft der Quadrizepssehne (vgl. ebd.: S.48f.). Bei zunehmender Flexion steigt auch die Innenrotation und die Zunahme der Rückverlagerung der Kondylen (→Abb. 6). Ursächlich für dieses Phänomen sind die unterschiedlichen Krümmungsprofile der Kondylen, die individuelle Beschaffenheit des Tibiaplateaus und der Seitenbänder (vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.10). Bei einer Kniebeuge mit zunehmendem Winkel steigen die Kompressionskräfte auf das Femorotibialgelenk und auf das patellofemorale Gelenk. Kurz vor der maximal möglichen Beugung (Weichteilhemmung), wenn der Oberschenkel quasi auf dem Unterschenkel aufliegt, besteht ein Flexionswinkel von ca. 140°. In dieser Position wirken ca. 560% BW auf das femorotibiale Gelenk (vgl. Mow & Hayes, 1991, S.47). Die bisher favorisierten Daten von OrthoLoad kommen hier nicht zum Tragen, da der Flexionswinkel in der Messreihe k1l_281008_1_43p nicht angegeben wurde und die Kniebeuge bei der Durchführung nur sehr „schonend“ erfolgte.

4.4 Wirkende Kräfte in der Standphase

Beim aufrechten Zweibeinstand teilt sich die Körpergewichtskraft, die senkrecht zum Boden wirkt, zu gleichen Anteilen auf die Hüftgelenkmitte (→Abb. 7) (vgl. Hüter-Becker & Dölken, 2011, S.52). Von der Hüftgelenkmitte aus wird über die Traglinie (Mikulicz-Linie) die Kraft über das Kniegelenk zum Sprunggelenk übertragen. Die Beinmuskulatur benötigt nur einen geringen Kraftaufwand, um während des Stehens, die Position der Beine und des Oberkörpers beizubehalten (vgl. ebd.: S.55). Ursächlich hierfür sind die Initialrotation und die daraus resultierende Veränderung der Hebelarme. Das Zentrum der momentanen Drehachse der Femurkondyle (→Abb. 16) Punkt P verlagert sich bei der Initialrotation in Richtung ventral, zu P_1 .

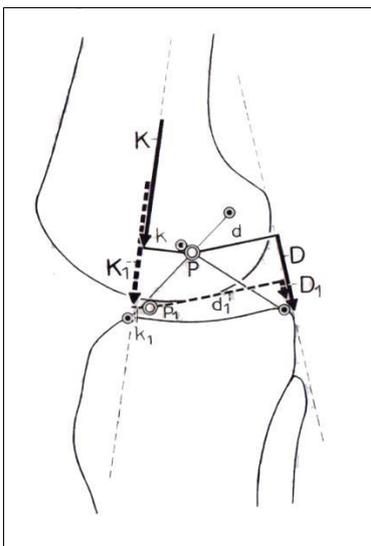


Abbildung 16: Vierergelenkskette, (vgl. Müller, 1982, S.59)

Dies hat zur Folge, dass sich der jeweilige Hebelarm vom Drehpunkt zum Kraftvektor verkürzt. Hieraus folgt wiederum, dass die hinteren (passiven) Kapselstrukturen mit d_1 einen längeren Hebelarm erhalten. Daher wird die Kraft D zu der kleineren Kraft D_1 transformiert und es entsteht ein Verhältnis von $\frac{D_1}{D} = \frac{1}{6,2}$ (vgl. Müller, 1982, S. 59). Schon bei einer leichten Flexion des Kniegelenks ändert der vertikale Gewichtsvektor seine Position hinter dem Rotationszentrum und es erfordert eine permanente Anspannung des M. quadriceps (vgl. Kohn, 2015, S.38).

Femur, Tibia, momentane Drehachse und Hebelarme

Eine in vivo Messung am Patienten K1L ergab eine durchschnittliche Standkompressionskraft des femorotibialen Gelenks von ca. 101%BW. Dazu wurde innerhalb der Messung k1L_110108_1_95p in der Zeit von 0s – 0,43s ein Mittelwert gebildet (→Tab. 7) (vgl. Damm & Bergmann, 2015). Bei einem aufrechten Stand wird von einem Knieflexionswinkel von 0° ausgegangen (Neutralposition). Die Neutralposition wird mittels der Neutral-Null-Methode erfasst. Dazu befindet sich die Person in einem aufrechten Stand, die Arme hängen herunter, die Füße stehen parallel zueinander und das Kniegelenk wird durchgestreckt. Sollte ein kleiner Flexions-/Hyperextensionswinkel des Kniegelenks trotzdem bestehen, so wird er dennoch als 0° angegeben (vgl. Kohn, 2015, S.38 & S.66).

4.5 Wirkende Kräfte beim Einbeinstand

Beim Stand auf einem Bein befindet sich der Körperschwerpunkt über dem Zentrum des Sprunggelenks. Damit sich der Schwerpunkt von der Standposition zur Einbeinstandposition verlagert, muss die mechanische Beinachse in der Frontalebene in Richtung lateral geneigt werden. Ein Kniegelenk, wahlweise das rechte Referenzbein, muss das Körpergewicht abzüglich des Unterschenkels und des Fußes tragen (→Teilkörpergewicht) (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.179). Zur Vereinfachung wird wieder auf eine statische Betrachtung auf die Frontalebene zurückgegriffen.

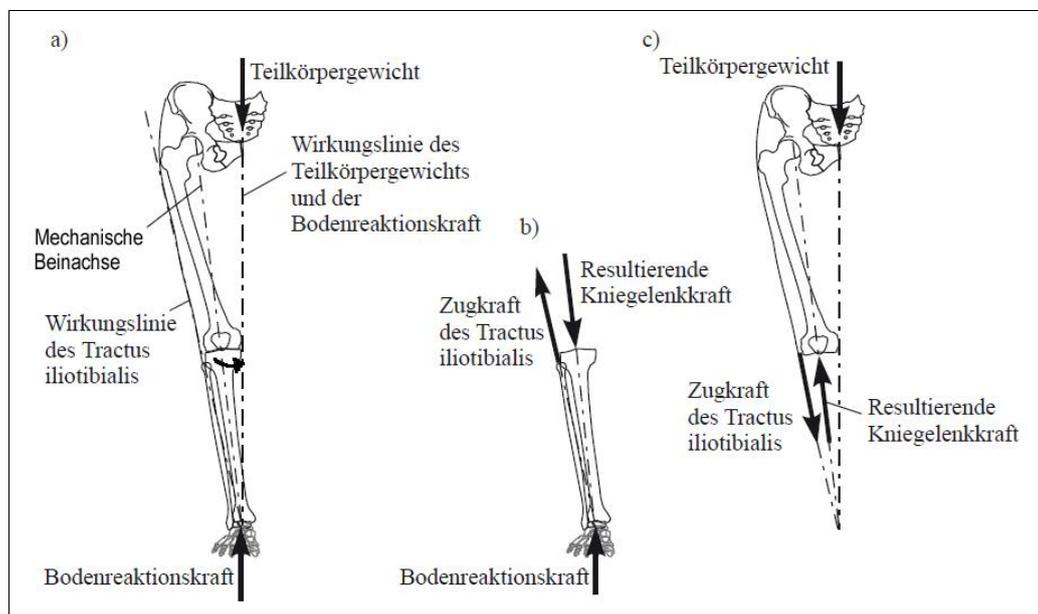


Abbildung 17: Kräfte beim Einbeinstand und Zuggurtprinzip des Oberschenkels (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.180)

Abbildung 17: Kräfte, die beim Einbeinstand auf das Kniegelenk wirken.

- a) Gesamtdarstellung des Referenzbeins mit Kraftwirkungslinien
- b) Freischnitt von Tibia und Fuß
- c) Freischnitt von der Hüfte und Femur

Gerade beim Einbeinstand kommt das Zuggurtungsprinzip wie in Kap. 2.2 (→ lateraler Komplex) erwähnt, zum Tragen. Die Kraftresultierende des Teilkörpergewichtes verläuft medial des Kniegelenks (→Abb. 17a). Das führt zu einem Adduktionsmoment der Tibia und zu einer Erhöhung der Kompressionskraft auf die mediale Kniegelenksseite. Die Spannungen des M. quadriceps, im Tractus iliotibialis und der posterolateralen Strukturen (→Tab. 1 & 3) sind für die Aufrechterhaltung der Stabilität beim Stehen erforderlich (vgl. Kohn, 2015, S.41). Im physiologischen Kniegelenk wirken durch den Ausgleich der passiven und aktiven Strukturen annähernd gleichgroße Kompressionskräfte auf die lateralen und medialen Kondylen (vgl. Brinckmann, Frobin, Leivseth, & Drerup, 2012, S.298). Die Patella erfährt während des Einbeinstands keine bzw. nur eine vernachlässigbar geringe Andruckkraft auf den Femur (→Abb. 13) (vgl. ebd.: S.301).

Bei Patient K1L zeigte während einer in vivo Messung (k1l_110108_1_95p), bei $t=1,75s$ bis $t=3,8s$, eine durchschnittliche Kompressionsbelastung des femorotibialen Gelenks von ca. 285,05%BW (→Tab. 8).

5 Einführung in die Praxisumsetzung

In den vorangegangenen Kapiteln wurden der Aufbau und die Funktion der Kniegelenke theoretisch erläutert. Darüber hinaus wurden die benötigten Komponenten, welche für eine physiologische Funktion des Kniegelenks verantwortlich sind im Einzelnen beschrieben. Aus den theoretisch dargelegten und gewonnenen Daten und Erkenntnissen wird in den folgenden Kapiteln die praktische Umsetzung in eine 3D-Software erläutert. Um eine möglichst detailgenaue Umsetzung der physiologischen Bewegungsabläufe mit den femorotibialen Kompressionskräften zu realisieren, ist es erforderlich, den natürlichen Bewegungsablauf mit dem in der Software zu erstellenden Bewegungsablauf zu synchronisieren. Dazu ist sowohl ein Kontrollmechanismus zur Überwachung des Knieflexionswinkes in den einzelnen Gangphasen als auch der anderen Bewegungsausführungen notwendig. Bevor die praktische Umsetzung erfolgen kann, muss in einem ersten Schritt eine geeignete Software gefunden und ausgewählt werden.

6 Auswahlkriterien der Software

Auf dem Softwaremarkt existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Programme mit diversen Möglichkeiten, Eigenschaften und Komplexitätsgraden. In diesem Fall wird eine Software benötigt, welche beide Kniegelenke während unterschiedlicher Bewegungsabläufe aus diversen Perspektiven sowohl im Gesamtkontext des ganzen Körpers als auch als stark vergrößerter Detailausschnitt visualisierbar macht sowie die jeweils wirkenden Kräfte anzeigt. Da es sich mit der Erstellung der Software, wie bereits in der Einleitung erwähnt, nicht um ein finales Konstrukt handelt, sondern darüber hinaus die Möglichkeit der steti-

gen Weiterentwicklung gegeben sein soll, ergeben sich folgende Kriterien an die Auswahl der Software:

- Eine umfangreiche und detaillierte Benutzeroberfläche, die der Vielzahl der benötigten Parameter gerecht wird;
- plattform- bzw. betriebssystemübergreifend,
- beanspruchen einer möglichst geringen Rechnerleistung und
- ein geringer Kostenfaktor.

Insbesondere die drei letzten Kriterien sind notwendig, um den Aspekt der stetigen Weiterentwicklung der Software ohne erheblichen organisatorischen und finanziellen Aufwand realisieren zu können. Nach einem umfangreichen Vergleich von Anbietern und deren Programmen fiel die Wahl auf die Software „Blender“, da diese Software die oben genannten Kriterien erfüllt. Im nächsten Kapitel erfolgt eine ausführliche Begründung der Wahl dieser Software

7 Die Software Blender

Blender ist ein kostenloses open source 3D-Grafikprogramm, welches hauptsächlich für das Erstellen von computergenerierten Bildern, Videosequenzen, Animationsfilmen, PC-Spielen (oder Kombinationen daraus) vorgesehen ist (vgl. Wartmann, 2011, S.1f.). Blender enthält die Funktionen beliebige Objekte, z.B. ein Skelett oder Gelenke, zu modellieren bzw. zu erschaffen, die Bewegungen von Objekten zu animieren und optische Materialeigenschaften abzubilden (zu rendern) (vgl. ebd.: S.91ff. & S.217ff.). Hierbei werden durch gezielte Oberflächenstrukturen, Schatten und Lichtreflexionen den Betrachtern der Eindruck von Material, Form und Größen vermittelt (vgl. ebd.: S.151ff.). Im Defaultmodus (der Standartoberfläche) können durch den Blender-Anwender Objekte erstellt und modelliert werden. Die Objekte werden aus Polygonen (Vielecken) zusammengesetzt. Ein Polygon entsteht in einem 3D-Raum, indem drei oder mehr Punkte zusammen verbunden werden. Die Punkte dürfen dabei nicht kollinear sein, um eine Dreidimensionalität gewährleisten zu können. Es entsteht so ein Objekt, dessen Oberfläche meist aus Dreiecken oder Vierecken zusammengesetzt ist (vgl. Mahintorabi, 2008, S.156).

Mithilfe der so genannten Game-Engine ist es möglich, Figuren und Objekte mit diversen Funktionen zu versehen; in diesem Fall ist eine benötigte Funktion, die Bewegungssteuerungen von Objekten, z.B. über den Nummernblock (Numberpad), sowie diverse andere Ereignissteuerungen. Die Game-Engine wurde ursprünglich als ein Werkzeug für Spieleentwicklungen konzipiert, sie kann daher problemlos für die Darstellung sämtlicher interaktiver 3D-Architekturen genutzt werden. Sie wurde in der Programmiersprache C++ geschrieben, besitzt aber zusätzlich noch eine Python- Schnittstelle. Die Game-Engine ist sowohl innerhalb von Blender ausführbar als auch unabhängig von Blender als sog. exe-

Datei. Lauffähig sind die exportierten Dateien unter Windows, Linux und MacOS (vgl. Wartmann, 2011, S.336ff.).

Zur Aufzeichnung von Bewegungen der erstellten Objekte verfügt Blender über eine eingebaute Videoschnittstelle und diverse Kameratypen mit den entsprechenden Optionen bzw. Funktionen (vgl. ebd.: S.112ff.). Diese können wiederum in Bilder und / oder Videofilme integriert und bearbeitet werden. Es existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Zusatzprogramme, anhand welcher bspw. ganze virtuelle Personen inkl. Kleidung importiert werden können (z.B. über das Programm MakeHuman). Diese Erweiterungen werden ebenfalls größtenteils kostenlos angeboten. Die aktuelle Version von Blender ist 2.77a, dies ist eine General Public License (GPL) Software. Mit dieser Lizenz ist es möglich, die Software auszuführen, zu kopieren und nach eigenem Ermessen zu verändern.

Um neue Funktionen bei Blender zu erstellen, wird lediglich ein selbst geschriebenes Python Skript benötigt, welches ohne größeren Aufwand integriert werden kann. Als Hauptprogrammiersprache wird Python verwendet, teilweise kommt auch C++ zum Einsatz (vgl. ebd.: S.311ff.). Blender ist grundsätzlich ohne tiefere Programmierkenntnisse anwendbar. Durch den öffentlichen Quelltext der Software kann diese nach Bedarf auch für andere Plattformen transformiert werden. Beim Speichern aus der Blendersoftware heraus entstehen so genannte .blend Dateien. Das Dateiformat .blend ist eigens für die Blendersoftware und nur bedingt mit anderen Programmen kompatibel. Bilder können z.B. als Materialoberflächen und Buttons verwendet werden (vgl. ebd.: S.5).

7.1 Das Objekt / Skelett

Um die Visualisierung der Kniegelenke beim Bewegungsablauf im gesamten Kontext zu betrachten, wird als Objekt ein gesamtes menschliches Skelett benötigt. Die eigene Erstellung, unter Berücksichtigung der anatomischen Korrektheit, wäre mit Blender zwar möglich, jedoch extrem zeitaufwendig. Aus diesem Grund wurde ein komplettes virtuelles menschliches Skelett bei der Firma SC-Computer-Graphics-Studio für zehn US-Dollar erworben und in Blender im Defaultmodus importiert. Dieses Skelett besteht aus insgesamt 102788 Polygonen. Die hohe Anzahl der Polygone sorgt für runde Strukturen und eine hohe Detailgenauigkeit.

Der Patellaform von dem importierten Skelett, in das Blenderprogramm, entspricht dem sog. Typ I. Der Winkel der medialen Erhebung beträgt ca. $120^\circ - 140^\circ$ (→Kap. 2.1)(vgl. Hepp & Debrunner, 1994, S.180ff.).

Das Geschlecht des Skeletts lässt sich nicht eindeutig zuordnen. Es existieren sowohl weibliche als auch männliche anatomische Merkmale. Exemplarisch kann angeführt werden, dass die Hüfte in der Gesamtproportion breiter ist als die Schultern.

Dies würde für das weibliche Geschlecht sprechen. Die Form der Beckeneingangsebene als auch der 70° Winkel des Angulus subpubicus (gebildeter Winkel der unteren Schambeinästen) lässt hingegen eine Zuordnung zum männlichen Geschlecht vermuten (vgl. Schünke, 2014, S252f.; vgl. Lippert, 1989, S.8). Trotz des grundsätzlichen Einflusses der geschlechtsspezifische Beckenform und -breite auf die auswirkenden Kräfte auf das Kniegelenk (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.278), wird aufgrund des begrenzten Umfang dieser Arbeit sowie des enormen Zeitaufwandes zur Differenzierung auf eine weitergehende inhaltliche Vertiefung dieses Sachverhaltes verzichtet.

7.2 Die Armature-Erstellung

Damit Objekte, in diesem Fall das Skelett, animiert werden können, bedarf es einer Armature. Die Armature ist sinnbildlich mit den Verbindungseinheiten einer Gliederpuppe, die aus dem Kunstunterricht bekannt ist, vergleichbar. Aufgrund der aneinandergereihten Stäbe wird eine Beweglichkeit der Gliederpuppe ermöglicht. Bei einem Objekt wie das Skelett und einer integrierten Armature verhält sich das ähnlich. Auf diese Weise erhält der Anwender der Blendersoftware so die Möglichkeit, die Objekte über die Armature zu bewegen und entsprechend zu positionieren. Die Verbindungseinheiten werden bei Blender als Bones (Knochen) bezeichnet, was bei herkömmlichen Objekten (nicht skelettartige Figuren) bzw. Wesen sinnvoll ist (vgl. Wartmann, 2011, S.121; vgl. Freese & Wolters, 1986, S.50). Importierte Objekte erhalten so eine Art „Knochenstruktur“. In diesem Fall können die Begriffsgebungen „Knochen“ und „Bone“ zu Irritationen führen, da das Skelett selbst auch nur aus Knochenstrukturen besteht. Um Missverständnisse auszuschließen, wird zukünftig bei der Begriffsverwendung „Bones oder Bone“ von einem Teil der Armature ausgegangen und bei „Knochen“ von einer Teilstruktur des menschlichen Skeletts.

Das Verbinden der Armature mit dem Skelett wird als Skinning bezeichnet. Das Skinning ist ein Teil des Prozesses des sog. „Rigging“ oder umgangssprachlich das Rigggen. Das Rigggen wird anhand folgender Schritte durchgeführt: Einfügen der Armature in das Skelett → Ausrichten der Bones → Skinning → Bones mit kinematischen Eigenschaften versehen (vgl. Wartmann, 2011, S.228).

Vor der Erstellung der Bones wurden Vereinfachungen in den oberen Extremitäten, der Füße und des Unterschenkels vorgenommen. Die Vereinfachung bezieht sich darauf, dass verschiedene Knochenanordnungen zusammengefasst wurden. So wurden beispielsweise die Rippen und die Brustwirbelsäule zu einem Objekt zusammengefasst, damit sie zukünftig mit einem Bone positioniert werden können. Ebenfalls wurden die Halswirbelsäule und die Lendenwirbelsäule zusammengefasst und mit je einem Bone verbunden. Die Zuordnung der Bones zu der Wirbelsäule erfolgte nach der Höhenlokalisierung der Wirbelsäule (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.372).

Wegen des minimalen Bewegungsspielraums zwischen Hüfte und dem Steißbein wurden diese ebenfalls zu einem Objekt deklariert und mit einem Bone versehen (vgl. ebd.: S.259). Dieser „Hüft-Bone“ entspringt aus dem Mittelpunkt, der von den beiden Hüftgelenkmittelpunkten (→Abb. 7b) gebildet wird. Dieser Bone führt in Richtung kranial, zum direkten Anschluss zum Lendenwirbelsäulen-Bone. Die Oberarme, Unterarme und der Schädel erhalten je ein Bone für sich.

Des Weiteren wurden die Hände in ihrer Funktion durch Zusammenfassen der Finger, der Mittelhand, der Handwurzel und des Daumens eingeschränkt (vgl. ebd.:S.47ff.). Um realitätsgetreu eine Greifbewegung imitieren zu können, bedürfte es einer Integration von erheblich mehr als fünf Bones pro Hand. Die daraus eingeschränkten Handbewegungen sind für diese Arbeit nicht weiter von Belangen, da keine Greifbewegungen vorgenommen werden.

Eine weitere Vereinfachung betrifft den Unterschenkel und in eingeschränkter Form das Kniegelenk. Die Tibia und die Fibula wurden als ein Objekt zusammengefügt, da das Bewegungsausmaß der Fibula nur minimal ist (vgl. ebd.: S.313). Die minimalistische Konzeption der Füße erfolgte in Anlehnung der Darstellung der Hände, indem nur die Zehen, der Mittelfuß und die Fußwurzel für sich als Objekt zusammengefügt und mit einem Bone zum Steuern bzw. positionieren ausgestattet wurden.

Vorteil dieser Objektreduzierungen ist, dass die Anzahl der Bones vermindert werden und somit der Animationsaufwand geringer ausfällt. Nachteil dieser Minimierung ist, dass sie zu Lasten der individuellen Bewegungsmöglichkeit einzelner Knochen gehen und somit zur Einschränkung realitätsgetreuer Bewegungssimulation führen. Das Riggen des Kniegelenks mit seinen knöchernen Strukturen wird im kommenden Kapitel (→Kap. 7.3) autark betrachtet, da ein Sonderfall der kinematischen Ketten zum Tragen kommt.

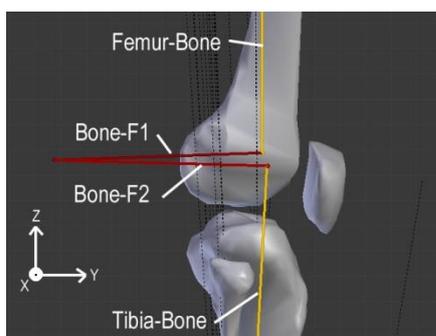
7.3 Kinematische Ketten und die Kreuzbänder

Eine kinematische Kette ist eine Aneinanderreihung von beweglichen Hebelebsystemen, die mit Gelenken in Verbindung stehen. So eine kinematische Kette bilden die Bones in der Software Blender. Jeder Bone, der ein Segment in einer solchen Kette darstellt, besitzt maximal eine Gelenkverbindung pro Ende. Verbindet man die Bones miteinander, so erhält man ein Kettensystem. Ein einzelner Bone kann Translationsbewegungen und Rotationsbewegungen in einem 3D-Raum ausführen, was zu maximal sechs Freiheitsgraden führt (→Kap. 3.2). Eingeschränkt werden die Freiheitsgrade der Bones in einer Kette mit deren Eigenschaften als Kugelgelenk, d.h. die Freiheitsgrade der Translation der Bones in einer kinematischen Kette entfallen. Ein einfaches Kugelgelenk, was das jeweilige Ende eines Bones darstellen kann, ermöglicht so maximal drei Freiheitsgrade. Pro Freiheits-

grad gibt es zwei Bewegungen, was bei einem Kugelgelenk zu höchstens sechs Bewegungen in einem 3D-Raum bedeutet.

Dabei werden bestimmte Verbindungsmöglichkeiten (wie z.B. die Keep Offset-Verbindung) bei Blender außen vor gelassen (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.24). Die Bewegungen des Skeletts werden mit offenen kinematischen Ketten in Blender umgesetzt. Bei einer offenen kinematischen Kette wird der erste Bone, geht man vom Bein aus, am Rumpf befestigt. Anschließend erfolgt eine Aneinanderreihung von weiteren Bones. Das hat den Vorteil, mit steigender Anzahl der Kettenglieder, dass das Gesamtsystem mehr Freiheitsgrade erlangen kann. (vgl. Wappelhorst, Kittelmann & Röbbelen, 2006, S.21f.). Um die Bewegungen des Kniegelenks im physiologischen Sinn mit den Bones zu simulieren, bedarf es eines Umweges. Wünschenswert wäre eine direkte Simulation der Kreuzbänder unter Verwendung der Bones. Wie in Kap. 3.2 beschrieben, würden idealerweise die Bones mit den Stangen eins und zwei und die Fixationspunkte vom Tibiaplateau zum Zentrum der Femurkondylen zueinander die Rollgleitbewegung imitieren (→Abb.9). Die Struktur der vier Bones zueinander entspräche einer geschlossenen kinematischen Kette. Bei einer geschlossenen kinematischen Kette besäßen alle Verbindungseinheiten genau zwei Gelenke. Da die Realisierung einer geschlossenen kinematischen Kette mit Blender nicht umzusetzen ist, muss stattdessen auf eine offene kinematische Kette zurückgegriffen werden. Um die Roll-Gleitbewegung dennoch simulieren zu können, wurden zwei zusätzliche Funktions-Bones (→Abb. 18, Bone F1 & F2) innerhalb des Zentrums der Femurkondylen erstellt. Über die Winklereinstellung von Bone-F1 und Bone-F2 zueinander sowie über die Rotation auf der X-Achse lässt sich bei der Bewegungsanimation eine Roll-Gleitbewegung simulieren.

Neben der Roll-Gleitbewegung muss noch die Rotation der anatomischen- bzw. mechanischen Tibiaachse um die Z-Achse realisierbar gemacht werden (→Kap 3.1 & Abb. 6 & 7). Für diese Problematik bietet die Software Blender, neben dem globalen Koordinatensystem, ein zweites lokales Koordinatensystem an. Mit diesem lokalen Koordinatensystem ermöglicht Blender die Objekte / Knochenstrukturen um die Bone-Längsachse rotieren zu lassen



Das Resultat ist, dass die Funktions-Bones F1 und F2 mit einer Winkeländerung zueinander und deren Rotation um die globale X-Achse, die notwendigen Freiheitsgrade, wie sie in Kap. 3.2 beschrieben wurden, erhöhen.

Abbildung 18: Rechtes Kniegelenk aus der Blendersoftware mit offener kinematischer Kette, globales Koordinatensystem, mediale Ansicht (eigene Erstellung)

Bei Blender stehen diverse Ketteneinstellungen für offene kinematische Ketten zur Verfügung. Diese Einstellungen machen die Animation und die Positionierung realistischer und besser handhabbar (vgl. Wartmann, 2011, S.228f.). Die Einstellungsmöglichkeiten finden hier keine weitere Erwähnung, da sie im Konstruktionsplan (siehe Anhang) erläutert werden.

7.4 Umsetzung der Bewegungen

Die Bewegungsabläufe des Skeletts / der Gelenke werden bei Blender in einer Animationsoberfläche umgesetzt. Dazu werden in einem Animationseditor mit Zeitleiste die Körperhaltungen positioniert (→Abb. 19). Die ersten groben Positionierungseinstellungen der Extremitäten erfolgen über sog. Steuerungs-Bones (Control-Bones / CTRL-Bones). Mit der Verwendung der CTRL-Bones entsteht häufig ein Ineinandergleiten der Knochenstrukturen, so dass bspw. das distale Ende des Femur und das proximale Ende der Tibia nicht mehr voneinander differenziert werden können. Um sowohl das Ineinandergleiten zu vermeiden, als auch die gewünschte physiologische Gelenksstellung zu erreichen, erfolgen Feinabstimmungen über die Funktions-Bones F1 und F2. Die verschiedenen Gelenkeinstellungen und Körperpositionen, die innerhalb eines Bewegungszyklus eingenommen werden, sind auf diese Weise zu den verschiedenen Zeitpunkten korrigierbar bzw. erstellbar.

Bei Blender ist es üblich, eine einzelne Körperposition innerhalb einer Zeiteinheit als „Frame“ (Einzelbild) zu bezeichnen (vgl. Wartmann, 2011, S.27). Auf der Zeitleiste des Animationseditors macht ein „Frame“ nur einen kleinen Teil einer Sekunde aus. Erst eine Aneinanderreihung von mehreren Einzelbildern lässt einen Bewegungsablauf entstehen. Mit der verwendeten Standarteinstellung bei Blender beträgt die Bildrate 24 Einzelbilder pro Sekunde (→24fps / 24 Frames per second) (vgl. Freese & Wolters, 1986, S.130). Das Festhalten einer Position des Skeletts zu einem bestimmten Zeitpunkt wird mit sog. „Keyframes“ (Schlüsselbilder) gekennzeichnet (vgl. ebd.: S.27ff.; vgl. Freese & Wolters, 1986, S.130 & S.173). Die „Keyframes“ mit der geometrischen Form eines Rhombus (→Abb. 19), lassen sich bei Bedarf auf der Zeitleiste verschieben und definieren den Wert von Daten an einer einzelnen Bildposition.

Um die Ursprungsposition zu wahren, bei der das Skelett erstellt wurde, steht bei Blender ein Positionierungsmodus (Pose Mode) zur Verfügung. Darüber lassen sich die Bones in die gewünschten Positionen bringen. Das Zentrum des 3D-Modells befindet sich zwischen den beiden Hüftgelenksmitten. In der Standanimation besitzt das Zentrum (Z_{Stand}) im Blender-3D-Raum die Werte:

$$Z_{Stand} = \begin{pmatrix} 0 \\ 1,3 \\ 7,9 \end{pmatrix} \text{m.}$$

Lediglich für die Umsetzung einer physiologischen Ganganimation musste das Zentrum geringfügig verschoben werden, da sonst die Winkeleinstellungen und die Variation der Ganghöhe in der Blendersoftware nicht realisiert werden kann. Die neuen Zentrumskoordinaten befinden sich nach der Verschiebung bei

$$Z_{Gang} = \begin{pmatrix} 0 \\ -0,24 \\ 0 \end{pmatrix} \text{m.}$$

Die o.g. Koordinaten beziehen sich auf den Ursprungspunkt, $Z_{Urspr.} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \text{m}$ des 3D-Raums in Blender. Bei dem Skelett befindet sich der Ursprungspunkt zwischen den Füßen, auf dem virtuellen „Fußboden“ (vgl. Wartmann, 2011, S.20).

7.4.1 Animieren des Stands und des Kraftsäulendiagramms

Während des Stehens ist das Kniegelenk extrudiert. Üblich ist es, dass der Winkel zwischen dem Femur und der Tibia in der Sagittalebene als 0° angenommen wird (vgl. Kohn, 2016, S.38). In dieser Standposition wurde beim Skelett ein Knieflexionswinkel von ca. 3° errechnet (\rightarrow Tab.9). Diese 3° müssen bei den Winkeleinstellungen berücksichtigt werden, indem sie nach jeder Bewegungsausrichtung / Gelenkeinstellung von dem errechneten Winkel subtrahiert werden. Die Gelenkwinkel werden in Abhängigkeit der jeweiligen Körperachsen betrachtet (Sagittalebene, Transversalebene und Frontalebene). Aus dieser Ebenenbetrachtung resultieren die Winkelangaben und die Winkelberechnungen in einem 2D-Raum (\rightarrow Tab. 9). Die Keyframes für die Standanimation wurden aus Einheitsgründen zu der Ganganimation bei Frame 1 und 41 gesetzt. Bei der erstellten Software wird die Standanimation solange durchlaufen, bis eine Action, durch das Drücken einer Taste, sie unterbricht. Die Kraftsäulendiagramme, die die Kompressionskraft zwischen Femur und Tibia anzeigen, wurden für diesen Zweck auf die errechnete Mittelwertgröße von ca. 150%BW (\rightarrow Kap. 4.5) eingestellt. Damit die Kraftsäulendiagramme unabhängig von der Kameraperspektive und der Kamerawahl angezeigt werden können, wurde eine Extralebene in Blender erschaffen. In der Software wird so eine Extralebene „Scene“ bzw. „Overlay scene“ genannt. Die „Overlay scene“ wird über den Sichtbereich der Kamera gelegt. Vergleichbar ist das mit einem Overheadprojektor, über welchen gleichzeitig mehrere übereinandergelegte Folien angezeigt werden.

7.4.2 Animieren der Gangphasen und des Kraftsäulendiagramms

Die Ganganimation erfolgt nach der Vorlage des Gangzyklus aus dem Buch von Fr. Götz-Neumann, „Gehen verstehen“ (\rightarrow Kap.4.2). Die Flexionswinkel, wie sie im Kap. 4.2 angegeben wurden, werden bei der Animation in Blender in den jeweiligen Endphasen der einzelnen Gangphasen eingestellt. Um die einzelnen Gangphasen zum Bezug zur Fra-

mezahl zu erhalten, wird ein kompletter Gangzyklus auf 100% definiert. Diese 100% werden auf die Anzahl der Frames, in der ein Gangzyklus stattfindet, umgerechnet. In der erstellten Blendersoftware beginnt der animierte Gangzyklus mit der Gangphase vom Initialen Kontakt (IC), bei Frame 1. Der absolvierte Gangzyklus endet, nach einem kompletten Durchlauf, bei der Gangphase Terminal swing. Daraus folgt, dass die 100% des Gangzyklus sich auf insgesamt 40 Frames aufteilen. Die bei Tab. 9 errechneten und angegebenen Framezahlen ergeben sich nach folgender Formel:

$$\left(\frac{(\text{Ende der Gangphasen in \%}) * 39 \text{ Frames}}{100\%}\right) + 1$$

Die Addition von 1 am Ende der Formel begründet sich durch den gewählten Startpunkt der Animation bei Frame 1. Die Daten vom physiologischen Knieflexionswinkelbereich, den Endzeitpunkten der Gangphasen sowie die Gangphasen selbst wurden dem Kap. 4.2 entnommen. Wie die Knieflexionswinkel bestimmt werden, ist dem Kapitel 7.5 zu entnehmen. Bei Blender ist die Bearbeitung und Positionierung des Skeletts nur bei einer ganzzahligen Framezahl möglich (→Abb. 19).

Gangphase	Ende der Gangphase in [%]	Ende der Gangphase in Frames (berechnet)	Verwendete Framezahl in Blender	Physiologischer Knieflexionswinkelbereich in [°]	Knieflexionswinkel in [°] bei Blender
Initial contact	0	1,00	1	0 bis 10	4,8
Loading response	12	5,68	4	10 bis 20	14,9
Mid stance	31	13,09	16	0 bis 10	5,6
Terminal stance	50	20,50	21	0 bis 10	5,5
Pre swing	62	25,18	25	35 bis 45	34,7
Initial swing	75	30,25	31	55 bis 65	58,2
Mid swing	87	34,93	35	20 bis 30	24,2
Terminal swing	100	40,00	38	-5 bis 5	1,5

Tabelle 10: Knieflexionswinkel in Abhängigkeit von den Gangphasen und der Framezahl (eigene Erstellung)

Üblich ist es bei der Blendersoftware, die Ganganimation bis einschließlich Frame 41 zu erstellen. Hierbei ist zu erwähnen, dass Frame 41 der Gangphase des initialen Kontakts auf Frame 1 entspricht. Diese Handhabung der doppelten Erstellung des IC ist bei der Bewegungsanimierung in Blender üblich. In der Arbeitsausführung ist das von Vorteil, da Blender einen Übergang des Bewegungsverhaltens von Frame 39 bis Frame 41 selbstständig über eine Motion-Interpolation (Bewegungsinterpolation) erstellt (vgl. Wartmann 2011, S.28; Freese & Wolters, 1986, S.200). Ein besonderes Augenmerk bedarf es an dieser Stelle der Mid stance, da dieser lange Zeitintervall bei der Animation z.T. korrigiert werden musste. Die Einführung des Mid-mid stance (mMSt) war bei ca. 25% des Gangzyklus, bei Frame 10 notwendig (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.81).

Die größere Abweichung des Terminal swing zwischen dem errechneten Wert und des gewählten Wertes der Framezahl beruht auf visuellen Gegebenheiten bei der Erstellung der Animation. Die allg. Divergenz der Framezahl zwischen der errechneten und der tatsächlichen (visuellen) Darstellung des Gangzyklus beruht auf mehreren Gründen. In der Software Blender wurde die Einstellung „Dynamik“ (→Interpolation Mode → Bezier) verwendet, um einen realitätsgetreuen Bewegungsablauf zu erhalten. Diese Vorgehensweise ist insofern sinnvoll, da am Anfang eine Bewegungsbeschleunigung erfolgt und zum Ende hin eine Verlangsamung (Simulation von Trägheit). Andernfalls würden die Bewegungen eher roboterartig /abrupt ausgeführt werden (vgl. Wartmann, 2011, S.28).

Weitere Orientierungspunkte liefert die Ganganalystin Kirsten Götz-Neumann mit dem Buch „Gehen verstehen“, in dem sie bestimmte Körperhaltungen und Winkel zu den einzelnen Gangphasen definiert. Es erfolgte ein zusätzlich visueller Abgleich zwischen der Walkanimation „Walk“ der Software, dem Buch „Gehen Verstehen“ und dem Video (k1l_281008_1_26p_screen) von OrthoLoad, dass bei einer Messdatenerhebung erstellt wurde. Des Weiteren ist bei der Blendersoftware am Ende der Terminalen-Schwungphase ein zeitlicher Übergang zum Initialen Kontakt notwendig, da sonst die Phase des Initialen Kontakts nicht klar abzugrenzen ginge. In Abbildung 19 sind sowohl die animierten Gangphasen zu erkennen als auch die Punkte der Hüftgelenksmitte (F_p → proximales Ende des Femur-Bone), das distale Ende des Femur-Bone (F_d), das proximale Ende des Tibia Bone (T_p) und das distale Ende des Tibia-Bone (T_d).

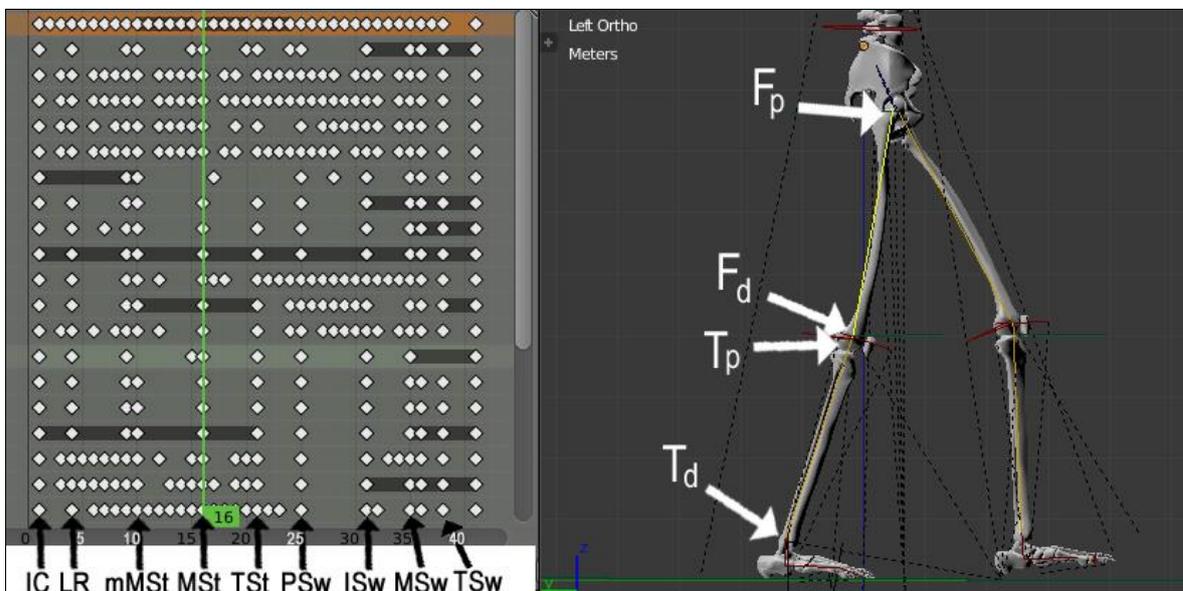


Abbildung 19: Gangphase: Mid Stance, Vektorenbildung über F_p & F_d und T_p & T_d beim Referenzbein (eigene Erstellung)

Die femorotibialen Kompressionskräfte, die zu den einzelnen Gangphasen wirken, wurden aus den Tabellen 5 und 9 zu einer übersichtlicheren Tabelle (→Tab.6) zusammengefasst. Anschließend erfolgte die Animierung der Kräfte säulendiagramme entsprechend der in der Tabelle 6 zusammengefassten Daten.

7.4.3 Animieren der Hocke und des Kraftsäulendiagramms

Das Animieren der Hockposition erfolgt auf eine ähnliche Weise wie die Ganganimation (→Kap. 7.4.1 & Kap. 7.4.2), in dem blenderintegrierten Animationseditor.

Die bei OrthoLoad angebotenen Daten für eine absolvierte Kniehocke kommen in dieser Arbeit nicht zum Tragen, da die Durchführung der Hockbewegung nur geringfügig bzw. unzureichend erfolgte und der Knieflexionswinkel nicht angegeben bzw. nicht rekonstruierbar ist. Die Auswahl der Daten erfolgte aus dem Buch von (vgl. Mow & Hayes, 1991, S.47). In diesem Buch folgt eine Erörterung der femorotibialen Kompressionskräfte und des Knieflexionswinkels. Die Umsetzung des im Buch erwähnten Winkels von 140° , erfolgte in der Software mit $143,55^\circ$ (→Tab. 9). Die Winkelabweichungen resultieren daraus, dass der Flexionswinkel in der Blendersoftware per „Hand“ eingestellt wurde. Die entsprechenden maximalen Kompressionskräfte von $560\%BW$ (→Kap. 4.3) wurden in der Säulenanimation berücksichtigt.

Die Positionierung der Patella erfolgt nach der Methode nach Laurin. Diese legt dar, dass bei einem um 90° flexierten Kniegelenk der proximale Patellarand bündig mit einer Tangente, die auf dem Femur liegt, abschließt (→Abb. 11a). Diese optische Methode wird bei Operationen am Kniegelenk häufig angewendet, wie es artverwandt an dem erstellten Blender-3D-Modell eingestellt wurde (vgl. Kohn, 2015, S.76ff).

7.4.4 Animieren des Einbeinstands und des Kraftsäulendiagramms

Zur Animation des Einbeinstands mit Blender musste als erster Schritt der Körperschwerpunkt visuell über das Sprunggelenk gelegt werden (→Abb. 17a). Als zweiter Schritt erfolgte eine Einstellung des Hüftwinkels. Um zu überprüfen, ob der Körperschwerpunkt über dem Sprunggelenk liegt, erfolgte als dritter Schritt im Blender-Knieprogramm, die X-Koordinaten vom Sprunggelenk mit den X-Koordinaten des Zentrums beider Hüftgelenksmitten (distaler Sacrum-Bone) zu vergleichen. Daraus ergab sich lediglich ein Versatz von $0,39\text{cm}$.

Die Zeitspanne des Einbeinstandes von Patient K1I wurde dem Datenblatt (k1I_110108_1_95p) bzw. dem Video (k1I_110108_1_95p_screen) entnommen. Daraus geht hervor, dass der Beginn des Einbeinstands bei $t=1,75\text{s}$ und dass das Ende des Einbeinstands sich bei $t=3,8\text{s}$ befindet. Innerhalb dieser Zeit ergab die Mittelwertbildung (→Tab. 8) eine durchschnittliche Kompressionskraft des femorotibialen Gelenks von ca. $\bar{F}=2657,97\text{N}$ bzw. $258,05\%BW$.

In der Software Blender wird beim Starten der Einbeinstand-Animation das Kraftdiagramm des kontralateralen Beins ausgeblendet. Das Ausblenden ist darin begründet, dass die

wirkenden Kräfte des kontralateralen Beins irrelevant klein sind, so dass sie in keiner Literatur Erwähnung finden.

7.5 Bestimmung des Knieflexionswinkels

Der Flexionswinkel des Kniegelenks wird über Vektoren, die über die Bones gebildet werden, bestimmt. Dazu werden lediglich die Daten von der Sagittalebene, also die jeweiligen y- und z-Koordinaten verwendet. Die Reduzierung auf eine 2D-Betrachtung ist der Literatur geschuldet, da die dort angegebenen und verwendeten Daten / Winkel auf einer lateralen Ansicht des Gelenks beruhen $\rightarrow F_x=T_x=0$ (vgl. Sanal, 2015, S.201). Aus diesem Grund wird der Vektor des Femur-Bone wie folgt gebildet (vgl. ebd.: S.201):

$$\vec{F}_B = \begin{bmatrix} F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{y_{distal}} - F_{y_{proximal}} \\ F_{z_{distal}} - F_{z_{proximal}} \end{bmatrix}$$

Der gebildete Vektor des Femur zeigt bei der neutral-Null-Stellung des Skeletts in Richtung inferior (zu den Füßen hin). Dasselbe Prinzip gilt auch für die Tibia, dessen Vektor ebenfalls in Richtung inferior zeigt (vgl. ebd.: S.201):

$$\vec{T}_B = \begin{bmatrix} T_y \\ T_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{y_{distal}} - T_{y_{proximal}} \\ T_{z_{distal}} - T_{z_{proximal}} \end{bmatrix}$$

Nach der Bildung der zwei Vektoren wird der einschließende Winkel α der beiden Vektoren zueinander gebildet (vgl. ebd.: S.209f):

$$\alpha = \arccos \frac{\vec{F}_B \cdot \vec{T}_B}{|\vec{F}_B| \cdot |\vec{T}_B|} = \arccos \frac{(F_y \cdot T_y) + (F_z \cdot T_z)}{(\sqrt{F_y^2 + F_z^2}) \cdot (\sqrt{T_y^2 + T_z^2})}$$

Da bei der Statik und Dynamik meistens von einem Gradmaß ausgegangen wird, erfolgt der vorletzte rechnerische Schritt (vgl. ebd.: S.12):

$$\alpha^\circ = \frac{360^\circ}{2 \cdot \pi} \cdot \alpha = \frac{180^\circ}{\pi} \cdot \alpha$$

Bei der finalen Berechnung, um den Flexionswinkel des Kniegelenks des Referenzbeins zu erhalten, muss abschließend der Flexionswinkel, den das Kniegelenk in der Standposition einnimmt (ca. 3°), abgezogen werden (\rightarrow Kap. 7.4.1).

$$\alpha_{Ref}^\circ = \alpha^\circ - 2,92^\circ$$

Die so gebildeten Winkel der Vektoren der Bones repräsentieren den Knieflexionswinkel. Aus der Tabelle 9 sind die einzelnen Knieflexionswinkel innerhalb der einzelnen Gangphasen zu entnehmen. Für den Flexionswinkel in der Kniebeuge muss auf Tabelle 11 zurückgegriffen werden. Beim Einbeinstand wurde auf eine Winkelbestimmung beim Re-

ferenzbein bzw. des Kniegelenks verzichtet, da von einem Erhalt des durchgestreckten Beins ausgegangen wird.

8 Ergebnisse der Fragestellung und der Softwareumsetzung

Nach der erfolgten Softwareauswahl und einer möglichst realitätsgetreuen Umsetzung der theoretischen Aspekte sowie der Animation des Skeletts folgt die Beantwortung der für die Realisierung der Software tragenden Fragestellung: Zur Beantwortung werden die Ergebnisse der Softwareumsetzung herangezogen. Die geschaffene Software mit der interaktiven Steuerungsmöglichkeit des Skeletts bildet ein stabiles und ohne tiefere PC-Kenntnisse anwendbares Grundprogramm, welches die physiologischen Bewegungsabläufe realitätsnah nachvollziehen lässt und die auf Hüfte und Knie wirkenden Kompressionskräfte anschaulich darstellt.

Die Anzeige der Kräfte erfolgt mittels zwei Säulendiagramme (in Prozent vom Körpergewicht), welche sich, auf der linken und rechten Bildschirmseite des jeweiligen Kniegelenks befinden. Selbst fachfremde Anwender der Software sind in der Lage diese Werte nachvollziehen zu können. Lediglich, aus den im Kap 7.4.4 genannten Gründen wird bei dem Einbeinstand der Kraftsäulen des jeweils nicht belasteten Kniegelenks ausgeblendet. Um die Kompressionskräfte beim Bewegungsablauf in Bezug auf die aktuelle Gangphase besser einschätzen zu können, hat der Anwender die Möglichkeit zwischen zwei Bewegungsgeschwindigkeiten sowie einer Pausenfunktion zu wählen. In der Pausenfunktion werden der Bewegungsablauf und das Kraftsäulendiagramm „eingefroren“.

Zur Änderung der Betrachtungsperspektive hat der Anwender zum einen die Möglichkeit, das Skelett um 360° rotieren zu lassen, so dass die Software eine variable Komplettansicht des Skeletts ermöglicht. Zum anderen verfügt die Blendersoftware über zwei Kameras. Die eine dient der Gesamtansicht, die andere zeigt einen selektierten vergrößerten Detailausschnitt an. Der Anwender hat zu jedem Zeitpunkt innerhalb der einzelnen Bewegungsphasen die Option, die Kameraeinstellung zu wechseln; also entweder das gesamte Skelett zu betrachten oder einen detaillierten bzw. vergrößerten Ausschnitt des jeweils angewählten Gelenkes zu fokussieren. Die Kameraeinstellung des vergrößerten Ausschnitts wurde auf das Femur fixiert und so konzipiert, dass der Anwender während der Betrachtung des Gangzyklus einen Eindruck der Rastpolkurve erhält (→Kap. 3.2).

Darüber hinaus hat der Anwender die Möglichkeit, den auf das Kniegelenk gerichteten Fokus zu verlassen und kann sich die Kompressionskräfte anzeigen lassen, welche bei denselben Bewegungsabläufen auf die Hüfte wirken. Dieser Teil der praktischen Umsetzung wurde schwerpunktmäßig von Fr. Krzywik-Groß bearbeitet. Mit ihrer Zusammenarbeit wurde ein 3D-Programm erstellt, welches alltägliche Bewegungen des menschlichen

Körpers darstellt und die daraus wirkenden Kompressionskräfte sowohl auf das Knie- als auch auf das Hüftgelenk aufzeigt. Aus diesem Grund wird das Programm als „Motion and force display“ betitelt. Betrachtet man die erfolgte Umsetzung der Software, kann behauptet werden, dass die in der Fragestellung genannten Anforderungen mit einer 3D-Software im Wesentlichen realisiert werden konnten. Im Folgenden werden die Eignung sowie die aufgetretene Schwierigkeiten der ausgewählten Blendersoftware im Hinblick auf die Fragestellung kritisch gewürdigt.

9 Diskussion

Der Einsatz der Software Blender bei der Erstellung des Programms „Motion and force display“ bietet eine Vielzahl an Vorteilen sowie Möglichkeiten, birgt aber auch einige Herausforderungen und Schwierigkeiten. Im Folgenden werden die im Rahmen dieser Arbeit mit der Software Blender relevantesten aufgetretenen Vor- und Nachteile erläutert.

Bedingt durch den ursprünglichen Einsatz der Software für die Entwicklung von PC-Spielen und Animationsfilmen verfügt die Blendersoftware über eminente graphische Darstellungsmöglichkeiten mit einer sehr hohen Detailgenauigkeit. Nach eigenem Ermessen kann neben der Oberflächenbeschaffenheit die Auflösung des jeweiligen Programms selbst bestimmt werden. In Bezug auf die erstellte Software hat dies den erheblichen Vorteil, dass der Aufbau und die Funktion der Gelenke während der Gangphase auch im Detailausschnitt stark vergrößert visualisiert werden können. Lernende und Interessierte haben auf diese Weise die Möglichkeit, die Bewegungsabläufe und die damit verbundene Position sowie Winkelstellungen der Gelenke detailliert nachzuvollziehen.

Blender verfügt neben einer Vielzahl unterschiedlicher Funktionen über die Option, eine eigenständige Weiterentwicklung des Programms vornehmen zu können, wenngleich die Anzahl der im Programm vorhandenen Funktionen schon sehr umfangreich und vielseitig einsetzbar sind. Es scheint, dass die Software Blender fast unbegrenzte Umsetzungsmöglichkeiten von Funktionen offen hält. Mit der Software kann sowohl eine realitätsnahe Animationen des Skeletts als auch eine interaktive 3D-Simulation erstellt werden. Durch die Nutzung des Konzepts von kinematischen Ketten wurde die Anwendung von Animationen ermöglicht. Auf diese Weise konnte ermöglicht werden, dass das Skelett realitätsnahe Bewegungsabläufe durchführt, bei welchen der Anwender aus einem 360° Winkel die Perspektive frei wählen kann. Wenngleich die Vielfalt an Möglichkeiten dieses Programms und die damit einhergehenden Chancen eminent sind, sind bei der Konzeption und Erprobung der Software auch einige Herausforderungen anzuführen. Zu Beginn der Bearbeitung wurden die Komplexität und Tiefe der Blendersoftware gänzlich unterschätzt. Folglich bedurfte die Einarbeitung in die Softwarenutzung eines enormen zeitlichen Aufwands. Zwar ist diese grundsätzlich abhängig von vorhanden Vorkenntnissen sowie dem

allgemeinen Verständnis von Softwareanwendungen, dennoch kann die Aneignung der Grundkenntnisse, um das gewünschte Resultat zu erzielen, insgesamt als langwierig bezeichnet werden. Darüber hinaus ist ein mangelnder Bestand an Fachliteratur über Blender anzuführen. Das benötigte Wissen ist somit primär über Online-Tutorials und Internetforen zu erwerben. Aus diesem Grund ist im Anhang bei den Internetquellen ein Extraabschnitt über die relevanten Tutorials und deren Verwendungszweck mit angegeben worden.

Ungeachtet der nahezu scheinbar unbegrenzten Möglichkeiten dieser Software ergaben sich bei der inhaltlichen Realisierung mehrere Schwachstellen, sowohl von Seiten der Software als auch von der Programmumsetzung. Diese werden im Folgenden aufgezählt:

- Beim Umsetzen der femorotibialen Kompressionskräfte auf die Diagrammanzeige in Blender ergaben sich Ungenauigkeiten innerhalb der Nachkommastellen. So wurden die Diagrammsäulen beim Skalierungsvorgang maximal vergrößert und auf optische Weise eingestellt. Als Unterstützung zeigt Blender im Hintergrund kleine Kästchen an (sog. Blender-Einheiten). Bei maximaler Vergrößerung entspricht ein Kästchen gleich 1%BW. So wurde beispielsweise bei der Gangphase Loading Response, die u.a. die Kompressionskraft von 233,49%BW aufweist, bei dem letzten Kästchen auf die halbe Höhe skaliert.
- Bei der Erstellung der Marker der Diagrammanzeige am linken und rechten Bildschirmrand, die sich in einem alternierenden Abstand von 50%BW befinden, ist z.T. die Strichbreite unterschiedlich, obwohl sie identisch erstellt worden sind (→Copy-Paste-Methode). Die Variation der Strichbreite tritt temporär während der Bearbeitungsphasen mit der Blendersoftware auf.
- Die Winkeleinstellungen bzw. die Gangphasen des kontralateralen Beins erfolgten ohne genaue Berechnungen. Sie wurden optisch entsprechend dem zeitlichen Versatz zwischen dem Referenzbein und dem kontralateralen Bein vorgenommen. Befindet sich beispielsweise das Referenzbein in der Phase des initialen Kontakts, so befindet sich das kontralaterale Bein in der Vorschwungphase (Götz-Neumann 2011: 18).
- Bei der Erstellung der Armature wurden die Bones nach optischen Gesichtspunkten mit dem jeweils entsprechenden Körperteil verbunden. Dies bedeutet, dass ebenfalls die Bones an den Beinen, die der Mikulicz-Linie entsprechen (→Kap 3.1), nach optischen Maßstäben erstellt wurden. Aus diesem Grund ist bei der Winkelberechnung mit geringen Toleranzen zu rechnen.
- Die Umsetzung einer Simulation der Kreuzbänder mittels einer geschlossenen kinematischen Kette war nicht durchführbar (→Kap.7.3). Diese Vorgehensweise hätte die Knieflexionsbewegung, im Gegensatz zur Imitierung mit Hilfe der Funktions-Bones F1 und F2, exakt simuliert.

- Die Einstellung der Keyframes lässt sich bei dem Blenderprogramm ausschließlich im ganzzahligen Bereich einstellen, was zu einer Abweichung zu den berechneten Prozentzahlen des Gangzyklus führt.
- Nach mehrfacher Benutzung der Pausenfunktion erfolgt eine zeitliche Abweichung zwischen dem Säulendiagramm und dem Bewegungsablauf des Skeletts. Dieser Umstand konstituiert sich mutmaßlich durch ein softwareinternes verwendetes Messenger-System. Das hat zur Folge, dass das Säulendiagramm nicht mehr mit der Bewegungsanimation des Skeletts übereinstimmt.
- Die Kompressionskräfte, die mittels der Säulendiagramme angezeigt werden, sind ein ungefährender Richtwert von physiologischen Messgrößen. Das liegt u.a. darin begründet, dass eine Endoprothese stets eine Kompromisslösung zum körpereigenen Kniegelenk darstellt. Dies hat die Folge, dass die ermittelten Daten, die darüber hinaus von der Gangart und Ganggeschwindigkeit des Patienten abhängig sind, als relativ zu betrachten sind (vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.303).

Abschließend ist zu resümieren, dass ungeachtet der anfänglichen langwierigen Einarbeitungszeit und den o.g. Schwierigkeiten bei der Realisierung der Animation das Programm zweifellos als geeignet und empfehlenswert für nahezu alle Visualisierungen, Animationen etc. bezeichnet werden kann. Der unentgeltliche Gebrauch ermöglicht es auch einkommensschwächeren Gruppen, z.B. Studenten, eine Visualisierung und interaktive Umsetzung theoretischer Grundlagen zu nutzen. Andere Programme sind i.d.R. im Umfang und „Handling“ mit erheblichen Kosten verbunden. Exemplarisch ist in diesem Kontext die alternative Programmsoftware „3DS Max von Autodesk“ anzuführen, deren Nutzung Kosten von ca. 200,- € monatlich betragen.

Sollten, z.B. für folgende Projekte, einige gewünschte Funktionen nicht direkt mit der vorhandenen Oberflächenkonsole umzusetzen sein, so besteht, dank der integrierten Python-Konsole, die Möglichkeit, die gewünschten Funktionen selbst zu programmieren und die Python-Skripte zu integrieren. Viele dieser Features sind ohne tiefere Programmierkenntnisse von C++ und Python umsetzbar.

Der Rahmen dieser Arbeit ist auf die Visualisierung des Kniegelenks (und der Hüfte) beschränkt. Unschwer zu erkennen ist, dass eine Vielzahl an Möglichkeiten für eine kontinuierliche Programmerweiterung existiert. Zur Verkürzung der Einarbeitungszeit in die Blendersoftware befindet sich im Anhang ein übersichtlicher Konstruktionsplan, der in Form einer „Arbeitsanweisung“ gestaltet ist. Im Folgenden sollen mögliche Weiterentwicklungsoptionen des Programms konkretisiert und abschließend ein resümierendes Fazit über die gesamte Arbeit gezogen werden.

10 Fazit und Ausblick

Mit der Software „Motion and force display“ wurde eine wesentliche Grundlage geschaffen, Bewegungsabläufe visuell darzustellen und für Präsentationen adäquat aufzubereiten. Wobei selbst fachfremde Anwender die Möglichkeit haben, die Bewegungen und einwirkenden Kräfte auf das Kniegelenk nachzuvollziehen. Durch den zeitlich begrenzten Rahmen dieser Arbeit existieren zukünftig noch potenzielle Weiterentwicklungsmöglichkeiten sowie Anschlussprojekte. Eine Optimierung der Kamera, insbesondere eine stufenlose Zoomfunktion, stellt eine direkt angrenzende Entwicklungsoption dar. Im Arbeitsumfang vergleichbar wäre eine Erweiterung der Pausenfunktion um eine zusätzliche Einblendung der aktuellen Gangphase. Dem Anwender würde dann, bei der Betätigung der Pausenfunktion, die jeweilige Gangphase des Skeletts angezeigt werden. Analog verhält sich der Arbeitsumfang bezüglich der Anzeige der Kraftvektoren und Momente sowie der Patella-Kräfte. Zum Verständnis und Nachvollziehen wäre es vorteilhaft, wenn die Patella-Kräfte in Abhängigkeit von den jeweiligen Patella-Typen / Formen differenziert werden könnten. Diese Differenzierung ist insofern relevant, da auf diese Weise die Auflageflächen zwischen der Patella und dem Femur und somit die daraus resultierenden Kompressionskräfte variieren können (vgl. Kohn, 2015, S.422).

Neben diesen genannten kleineren Veränderungen der Software sind auch größere Projekte möglich. Seit der Blenderversion 2.61 ist eine sog. Motion-Tracking-Funktion integriert. Mittels der Motion-Tracking-Funktion ist es möglich, Punkte in Filmen zu verfolgen und daraus ihre Positionen in einem 3D-Raum zu berechnen. Über diese Funktion wäre es möglich, dass das Skelett die Bewegungen von der Person im Video imitiert.

Ein zweites, größeres Projekt wäre die Umsetzung der Knochenstruktur über Finite-Elemente (→FE-Methode). Das Grundgerüst der FE-Methode steht in Blender mit der Wireframe-Ansicht (Drahtgitter-Ansicht) bereits zur Verfügung (vgl. Freese & Wolters, 1986, S130 & S.350). Die Wireframe-Ansicht ist bei der Software Blender eine eigene Darstellungsmöglichkeit, um Objekte zu modellieren. Diese Darstellungsansicht müsste in Blender erweitert werden, damit über den Modellierungsmodus hinaus die Wireframe-Eigenschaft genutzt werden kann. Darüber hinaus bestände für Entwickler mit einer ausgeprägten Programmieraffinität die Option, eine differenzierte Darstellung der Kraftauswirkungen über unter unterschiedliche farbliche Verläufe darzustellen.

Abschließend lässt sich in Bezug auf die Leitfrage „Inwieweit lässt sich eine 3D-Software realisieren, welche über die Visualisierung alltäglicher Bewegungsabläufe hinaus die Implementierung biomechanischer Aspekte des Kniegelenks in Bezug auf die Kompressionskräfte berücksichtigt?“ festhalten, dass die Erstellung der Software einen Beitrag dazu geleistet hat physiologische Bewegungsabläufe und Kräfte, die auf das Kniegelenk bei

alltäglichen Bewegungen wirken, für Lernende, Patienten etc. nachvollziehbar darzustellen. Aus der Vielzahl der unterschiedlichen Entwicklungsmöglichkeiten des Programms, von welchen nur eine geringe Auswahl genannt wurde, wird deutlich, dass die Entwicklung der Software noch nicht abgeschlossen ist.

Literaturverzeichnis

- Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G., & Drerup, B. (2012). *Orthopädische Biomechanik*. Münster: MV-Verlag.
- Burri, C., & Mutschler, W. (1982). *Das Knie; Verletzungen, Verletzungsfolgen, Erkrankungen*. Stuttgart: Hippokrates Verlag.
- Damm, P., & Bergmann, G. (2015). *Orthoload, Loading of Orthopaedic Implants*. Abgerufen am 20. 03 2016 von <http://www.orthoload.com/>
- Dölken, M. (2005). *Physiotherapie in der Orthopädie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Epple, M. (2003). *Biomaterialien und Biomineralisation: Eine Einführung für Naturwissenschaftler, Mediziner und Ingenieure*. Wiesbaden: Teubner Verlag.
- Freese, H., & Wolters, B. (1986). *Langenscheidts Schulwörterbuch Englisch-Deutsch*. Berlin, New York: Langenscheidt Verlag.
- Götz-Neumann, K. (2003). *Gehen verstehen, Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen, Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen, Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Hepp, W. R., & Debrunner, H. U. (1994). *Orthopädisches Diagnostikum*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Hüter-Becker, A., & Dölken, M. (2011). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Hüter-Becker, A., Betz, U., & Heel, C. (2002). *Das neue Denkmodell in der Physiotherapie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Jakob, R. P., & Stäubli, H. U. (1990). *Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Jerosch, J., Heisel, J., & Tibesku, C. (2015). *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. Heidelberg: Springer Verlag.
- Klein, P., & Sommerfeld, P. (2012). *Biomechanik der menschlichen Gelenke, Biomechanik der Wirbelsäule*. München: Urban & Fischer Verlag.
- Kohn, D. (2015). *Knie; Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Kummer, B. (2005). *Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Köln: Ärzte-Verlag.
- Lippert, H. (1989). *Anatomie am Lebenden: Ein Übungsprogramm für Medizinstudenten*. Heidelberg, Berlin: Springer Verlag.

- Mahintorabi, K. (2008). *Maya 2008, 3D-Grafik und 3D-Animation*. Heidelberg: mitp Verlag.
- Mow, V. ., & Hayes, W. C. (1991). *Basic Orthopaedic Biomechanics*. New York: Lippincott - Raven Verlag.
- Müller, W. (1982). *Das Knie; Form Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*. Berlin, Heidelberg & New York: Springer Verlag.
- Müller, W., Niklaus, F., & Jagodzinski, M. (2016). *Das Knie; Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Orthoload. (2015). Abgerufen am 25. 03 2016 von Orthoload, Loading of Orthopaedic Implants: <http://www.orthoload.com/>
- Palastanga, N., & Soames, R. (2015). *Anatomie und menschliche Bewegung, Strukturen und Funktionen*. München: Urban & Fischer Verlag.
- Petersen, W., & Achtnich, A. (17. Juli 2014). Rekonstruktion des medialen Kollateralbandkomplexes. *Arthroskopie, Springer Verlag, Ausgabe 27*, S. 213-219.
- Richard, H. A., & Kullmer, G. (2013). *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*. Wiesbaden: Springer Vieweg Verlag.
- Roland, P. J., & Stäubli, H. U. (1990). *Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Ruchholtz, S., & Wirtz, D. C. (2013). *Orthopädie und Unfallchirurgie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Sanal, Z. (2015). *Mathematik für Ingenieure: Grundlagen - Anwendungen in Maple*. Wiesbaden: Springer Vieweg Verlag.
- Schünke, M. (2000). *Funktionelle Anatomie: Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Schünke, M. (2014). *Funktionelle Anatomie: Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Scuderi, G. R., & Tria, A. J. (2010). *The knee: A Comprehensive Review*. USA u.a.: World Scientific Publishing Co Pte Ltd Verlag.
- Strobel, M., & Stedtfeld, H. W. (1988). *Diagnostik des verletzten Kniegelenkes*. München: Marseille Verlag.
- Strobel, M., Stedtfeld, H.-W., & Eichhorn, H. J. (1995). *Diagnostik des Kniegelenkes*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.
- Waltd, S., Matthias, E., & Wörtler, K. (2011). *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Wappelhorst, U., Kittelmann, A., & Röbbelen, C. (2006). *Lehr- und Arbeitsbuch funktionelle Anatomie*. München: Urban & Fischer Verlag.

Wartmann, C. (2011). *Das Blender Buch - 3D Grafik und Animation mit Blender 2.5*. Heidelberg: dpunkt Verlag.

Weininger, O. (2014). *Geschlecht und Charakter, eine prinzipielle Untersuchung*. Hamburg: Severus Verlag.

Wintermantel, E., & Ha, S.-W. (2009). *Medizintechnik: Life Science Engineering, Interdisziplinarität, Biokompatibilität, Technologien, Implantate, Diagnostik, Werkstoffe, Zertifizierung, Business*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.

Wirtz, D. C. (2011). *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. Bonn: Springer Verlag.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Rechtes Kniegelenk: a) Laterale Perspektive. b) Kniegelenk ohne Patella, Ansicht anterior. c) Kniegelenk ohne Patella, Ansicht posterior (vgl. Schünke, 2000, S.348f.).....	4
Abbildung 2: Rechtes Kniegelenk: Femurkondylen und Tibiaplateau (vgl. Kummer, 2005, S.294f. & vgl. Schünke, 2000, S.349).....	5
Abbildung 3: Stabilisierende Bänder am rechten Kniegelenk a) 90° Beugung des Femur, Ansicht anterior & Patella wurde auf die Tibia gelegt b) Ansicht posterior (vgl. Schünke, 2000, S.355; vgl. Wirtz, 2011, S.8; vgl. Burri & Mutschler, 1982, S.11f.)	7
Abbildung 4: Aufsicht auf das rechte Kniegelenk bzw. Bandapparat und Meniskus (vgl. Wirtz, 2011, S.12)	9
Abbildung 5: Zuggurtungsprinzip (vgl. Schünke, 2000, S.97)	11
Abbildung 6: Linkes Bein, Blick auf das proximale Tibiaplateau: Rotationsachsen der Femurkondylen in Abhängigkeit vom Flexionswinkel (vgl. Scuderi & Tria, 2010, S.49)	13
Abbildung 7: a) Rotationsfreiheitsgrade des leicht flexiertem rechten Kniegelenks. b) Anatomische und mechanische Achsen des extrudiertem rechten Kniegelenks (vgl. Jerosch, 2015, S.7; vgl. Palastanga & Soames, 2015, S.280; vgl. Schünke, 2014, S.272)	14
Abbildung 8: Sagittale Betrachtung des Femorotibialgelenk a) Reine Rollbewegung b) Reine Rotation c) Kopplung von Roll- und Gleitbewegung (vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.239f.).....	15
Abbildung 9: Phasenmodell der Viergelenkkette und der entstehenden Koppelhüllkurve (vgl. Müller, Jagodzinski & Friederich, 2016, S.7).....	16

Abbildung 10: Viergelenkkettenmodell mit Roll-Gleit-Distanz vom Femur zur Tibia (vgl. Müller, Jagodzinski & Friedrich, 2016, S.10).....	16
Abbildung 11: Patellaposition (vgl. Kohn, 2015, S.77; vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.291)	19
Abbildung 12: Laterale Ansicht des Femoropatellargelenkes mit Kräften und Hebelarm (vgl. Kummer, 2005, S.317; vgl. Klein & Sommerfeld, 2012, S.297)	23
Abbildung 13: Statik des Beins, laterale Ansicht (vgl. Kummer, 2005, S.315)	25
Abbildung 14: Gangphasen mit Flexionswinkel, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivitäten am Kniegelenk (vgl. Götz-Neumann, 2011, S.77; vgl. Müller, Jagodzinski & Friedrich, 2016, S.2ff.).....	28
Abbildung 15: Kräfte und Momente beim Stehen und Gehen (vgl. Wirtz 2011: 24; OrthoLoad 2015 ¹)	29
Abbildung 16: Vierergelenkskette, Femur, Tibia, momentane Drehachse und Hebelarme (vgl. Müller, 1982, S.59)	31
Abbildung 17: Kräfte beim Einbeinstand und Zuggurtprinzip des Oberschenkels (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S.180)	32
Abbildung 18: Rechtes Kniegelenk aus Blendersoftware mit offener kinematischer Kette, globales Koordinatensystem, mediale Ansicht (eigene Erstellung)	38
Abbildung 19: Gangphase: Mid Stance, Vektorenbildung über Fp & Fd und Tp & Td beim Referenzbein (eigene Erstellung)	42

Tabellenverzeichnis

Alle Tabellen befinden sich auf der beigefügten CD.

Tabelle 1: Regionen der aktiven und passiven Elemente am Kniegelenk (vgl. Hepp & Debrunner, 1994, S.168; vgl. Jerosch, Heisel & Tibesku, 2015, S.6; vgl. Burri & Mutschler, 1982, S.11f.)	6
Tabelle 2: Bänder, Sehnen, Muskeln, und Menisken des Kniegelenks (vgl. Wirtz, 2011, S.12; vgl. Jerosch, 2015, S.18ff., vgl. Hepp & Debrunner, 1994, S.13).....	9
Tabelle 3: Stabilisatoren in Abhängigkeit von Winkel und Bewegung (vgl. Kohn, 2015, S.46)	19
Tabelle 4: Extrapolation der durchschnittlichen Gangzykluszeit & Kompressionskraft vom Datenblatt k1l_281008_1_26p.....	CD
Tabelle 5: Extrapolation der Gangzyklus- Phase, t und F bezogen auf K1L.....	CD
Tabelle 6: Umsetzung vom Gangzyklus und Gangphase von F [in %BW] in Blender.....	CD
Tabelle 7: Mittelwertbildung von F im Stand (Zweibeinstand).....	CD
Tabelle 8: Mittelwertbildung von F im Einbeinstand.....	CD

Tabelle 9: Phasenwinkel.....	CD
Tabelle 10: Knieflexionswinkel in Abhängigkeit von den Gangphasen und der Framezahl (eigene Erstellung).....	40
Tabelle 11: Kniebeugewinkel.....	CD

Internetquellen

OrthoLoad.com (2015)¹. Datenbank für In vivo Belastungsmessungen → Implant: Knee Joint → Activity: Level Walking → Parameter: none → Patient: K1L → File Name: k1l_281008_1_26p_screen. Online unter: <http://www.orthoload.com/database/> [gesehen am 26.03.2016 um 15:22].

OrthoLoad.com (2015)². Datenbank für In vivo Belastungsmessungen → Implant: Knee Joint → Activity: One Leg Stance → Parameter: none → Patient: K1L → File Name: k1l_281008_1_26p_screen. Online unter: <http://www.orthoload.com/database/> [gesehen am 26.03.2016 um 15:26].

Orthoload. (2015). Abgerufen am 25. 03 2016 von Orthoload, Loading of Orthopaedic Implants: <http://www.orthoload.com/> [gesehen am 17.04.2016 um 15:22].

<https://www.cgstud.io/3d-model/skeleton-26336> [gesehen am 17.04.2016 um 15:22].

Internetquellen für div. Blenderfunktionen

Riggen:

<https://www.youtube.com/watch?v=jFOERj1y7-Q> [gesehen am 20.04.2016 um 15:45].
<https://www.youtube.com/watch?v=mrcWEGb2gw8> [gesehen am 20.04.2016 um 15:52].
<https://www.youtube.com/watch?v=O1mLUwj-pVk> [gesehen am 20.04.2016 um 16:01].

Animation:

<http://cgi.tutsplus.com/tutorials/create-an-animation-walk-cycle-in-blender-using-rigify--cg-17812> [gesehen am 20.04.2016 um 15:17].
<https://www.youtube.com/watch?v=HPeqFtTQ2BM> [gesehen am 20.04.2016 um 15:18].
<https://www.youtube.com/watch?gl=DE&v=th7phr7p8RU&hl=de> [gesehen am 20.04.2016 um 15:22].

Kamera:

<https://www.youtube.com/watch?gl=DE&v=5bLpPKeztkU&hl=de> [gesehen am 20.04.2016 um 16:07].

Startmenü:

https://www.youtube.com/watch?v=KeUgOPOt_94 [gesehen am 20.04.2016 um 15:06].
<https://www.youtube.com/watch?gl=DE&v=3NWqN2kl9Jc&hl=de> [gesehen am 20.04.2016 um 15:09].

Pausenfunktion:

<https://www.youtube.com/watch?v=clhCwwRBo-8> [gesehen am 20.04.2016 um 15:02].

Kraftsäulendiagramm:

<https://www.youtube.com/watch?v=KDDsg9Wm8-w> [gesehen am 20.04.2016 um 15:12].

Gameengine:

<https://www.youtube.com/watch?v=XkKtVNBXbXk> [gesehen am 20.04.2016 um 15:30].

<https://www.blendpolis.de/viewtopic.php?t=39718&f=44> [gesehen am 20.04.2016 um 15:33].

<https://www.youtube.com/watch?hl=de&v=HPeqFtTQ2BM&gl=DE> [gesehen am 20.04.2016 um 15:41].

Sonstige Quellen für verwendete Blenderfunktionen

Lehrprogramm für verwendete Blenderfunktionen: König, Sebastian (2014). Blender 2.7 - Das umfassende Training. Blender 2.7 - Das umfassende Training, Rheinwerk Verlag.

Beck, Thomas (2014), Blender 2.7: Das umfassende Handbuch, Galileo Design Verlag.

Abkürzungsverzeichnis

A	–	Fläche
Abb.	–	Abbildung
Anh.	–	Anhang
bspw.	–	beispielsweise
BW	–	Bodyweight / Körpergewicht
BWm	–	Bodyweight moment / Körpergewicht-Moment
bzw.	–	beziehungsweise
ebd.	–	ebenda
F	–	Force / Kraft
f.	–	folgende (Seite)
ff.	–	fortfolgende (Seite)
Fd	–	distales Ende des Femur-Bone
Fp	–	proximales Ende des Femur-Bone
F_{PF}	–	Resultierende Kraft Patella – Femur
fps	–	Frames per second
G	–	Gewichtskraft
Hrsg.	–	Herausgeber
IC	–	Initial contact / Initialer Kontakt
i.d.R.	–	in der Regel
ISw	–	Initial swing / Initiale Schwungphase
Kap.	–	Kapitel
M.	–	Musculus / Muskel

MSt	–	Mid stance / Mittlere Standphase
MSw	–	Mid swing / Mittlere Schwungphase
Lig.	–	Ligamentum / Band
LR	–	Loading response / Stoßdämpfungsphase
PSw	–	Pre-swing / Vorschwungphase
S.	–	Seite
s	–	Sekunde
t	–	time / Zeit
Td	–	distales Ende des Tibia-Bone
Tp	–	proximales Ende des Tibia-Bone
TSt	–	Terminal stance / Terminale Standphase
TSw	–	Terminal swing / Terminale Schwungphase
μ	–	Reibungskoeffizienten

Anhang

Da der Anhang auch Videos beinhaltet, befindet sich der komplette Anhang auf der beige-fügten CD.