



**TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
WIEN**
Vienna University of Technology

DIPLOMARBEIT

Osteochondrosis dissecans im Pferdesprunggelenk: eine Finite-Elemente Analyse

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades eines Diplom-Ingenieurs
unter der Leitung von

Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler
E307 - Institut für Konstruktionswissenschaften und Technische Logistik

eingereicht an der Technischen Universität Wien
Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

von

Martin Fuchs

0726075

Stollgasse 6/12

1070 Wien

Wien, am 27. November 2014

Danksagung

Diese Arbeit entstand in Kooperation zwischen der Technischen Universität Wien und der Veterinärmedizinischen Universität Wien.

Seitens der TU-Wien möchte ich mich bei Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler für die Betreuung und Unterstützung dieser Arbeit bedanken.

Desweiteren möchte ich Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Christian Peham für die fachliche Unterstützung im Gebiet der Pferdewissenschaften bedanken.

Ich möchte auch all jenen Freunden danken, die mir während dieser Zeit mit Geduld und Interesse zur Seite standen.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie, die mich während meiner ganzen Studienzzeit unterstützt haben und somit mein Studium und auch diese Arbeit erst ermöglicht haben.

Kurzfassung

Die Osteochondrosis dissecans (OCD) ist eine der am häufigsten auftretenden Gelenkerkrankungen bei Pferden. Durch eine ausbleibende Ossifikation des Knorpels während der Wachstumsphase kann es zur Loslösung von Knorpel- und Knochenanteilen kommen und in Folge zur Lahmheit des Pferdes. Bisher geht man davon aus, dass die Entstehung von mehreren Faktoren abhängt.

In dieser Arbeit wird der Zusammenhang zwischen der Belastungssituation des Knochen- und Knorpelgewebes und dem Auftreten von OCD untersucht. Dafür wird ein Finite Element Modell des Sprunggelenks eines Fohlens erzeugt. Die Geometrie des 3D-Modells wurde aus Computertomographischen Bildern abgeleitet. Strukturen, wie Knorpel, Sehnen, Bänder und Muskeln, die aus den Bildern nicht hervorgehen, wurden soweit wie nötig implementiert. Die Daten für die Belastungsfälle des Gangs, Trabs und Sprungs wurden aus experimentellen Bewegungsanalysen aus der Literatur herangezogen.

Die Ergebnisse zeigen, dass die mit diesem Modell berechneten Belastungen vor allem im Bereich des mittleren Sagittalkamms auftreten. Eine weitere Belastungszone ist am medialen Rollkamm vorzufinden. An der Gelenksfläche der Tibia wirkt an den Seitenflächen des mittleren Kamms die höchste Spannung. Stellen mit hoher Druckspannung korrelieren mit Gebieten in denen OCD häufig auftritt.

Abstract

Osteochondrosis dissecans (OCD) is one of the most frequently occurring degenerative joint diseases in horses. The absence of cartilage ossification during the period of growth can lead to a dissociation of cartilage- and bone-fragments and as a consequence to lameness in the limb of the horse. At present it is believed that the origin of OCD depends on a variety of factors.

This study shows the relation between the load condition of bone and cartilage tissue and its connection to OCD. A subject-specific finite element model of a hock joint of a foal was developed. The geometry of the 3D-model was generated out of computertomographic scans. Tissues, like cartilage, ligaments, tendons and muscles, which are not visible in the CT-Scans, are implemented into the model. Load data from movement experiments out of literature are used for the analysis cases of walk, trot and jumping.

The calculated results with the FE-model show a high load in the area of the intermediate ridge of the tibia. Another area with pressure is the trochea talus medial. The joint surface of the tibia is highly stressed at the lateral and medial faces of the intermediate ridge. Areas with high peak stress correlate with sites of common OCD injury.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	3
2.1	Anatomie des Sprunggelenks	3
2.1.1	Tibiotarsal Gelenk	5
2.1.2	Knochen	5
2.1.3	Muskeln und Bänder	7
2.1.4	Knorpel	8
2.1.5	Osteochondrose	9
2.2	Finite Elemente Methode	12
2.3	Nichtlineare Finite Elemente	13
2.3.1	Allgemeines	13
2.3.2	Nichtlineares Materialverhalten	14
2.3.3	Nichtlineare Randbedingungen - Kontakt und Reibung	18
3	Modellierung	21
3.1	Knochengometrie	21
3.2	Knorpelschicht	25
3.2.1	Wachstumsfuge	26
3.3	Muskeln, Sehnen und Bänder	26
3.4	Kontakt	28
3.4.1	Knorpel-Knochen Kontakt	28
3.4.2	Knorpel-Knorpel Kontakt	29
3.5	Vernetzung	30
3.5.1	Konvergenzstudie	31
3.6	Randbedingungen und Lastfälle	32
3.6.1	Randbedingungen	32
3.6.2	Lastfälle	32
3.6.3	Winkelstellungen	33
3.6.4	Sehnen- und Bänderkräfte	34

4	Ergebnisse	36
4.1	Simulation	36
4.2	Geometrie	36
4.2.1	Abstand der Gelenksflächen	37
4.3	Vergleichsstudie	38
4.3.1	Knorpelmodelle	38
4.4	Ergebnisse der Analysen	40
4.4.1	Gang	40
4.4.2	Trab	41
4.4.3	Sprung	42
4.4.4	Spannungsverlauf am Sagittalkamm	42
5	Diskussion und Ausblick	46

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schräge Ansicht des Sprunggelenks	3
2.2	Gelenke	4
2.3	Gelenkflächen der Tibia und des Talus	5
2.4	Knochenaufbau	6
2.5	Schematische Darstellung von Knorpelgewebe	8
2.6	Schema der Entstehung von OCD sowie der Bildung subchondraler Zysten	10
2.7	Schritte bei der Anwendung der FEM	12
2.8	Penalty-Steifigkeit	19
2.9	Kontakt	20
3.1	Importiertes Oberflächennetz des Talus	22
3.2	Modell des Sprunggelenks mit Knochen(grau), Knorpeln(blau, lila) und Wachstumsfugen(rot)	24
3.3	Schnitt des Talus: Unterteilung in kortikalen (grau) und spongiösen (braun) Knochen	25
3.4	Spannungs-Dehnungsdiagramm einer Sehne	27
3.5	Modell mit Federn als Sehnen und Bänderersatz	29
3.6	Netz des Sprunggelenks	30
3.7	Konvergenzstudie	32
3.8	Gleichgewichtszustand am Beispiel maximaler Flexion ($\alpha = 20$) in der Standphase beim Gang.	35
4.1	Abweichung des erstellten Talus Knochen vom importierten Oberflächennetz	36
4.2	Abstand zwischen der Gelenkflächen der Tibia und des Talus	37
4.3	Knorpelmodelle und Von-Mises-Vergleichspannung am distalen Ende der Tibia	39
4.4	Maximale Deformation des Knorpels und Abduktion/Adduktion der Tibia	41
4.5	Kranial-Kaudal-Verlauf der von-Mises-Vergleichspannung am Sagittalkamm beim Sprung	42
4.6	Ergebnisse für ABK, maximale Flexion in der Standphase und Schwungphase während des Gangs	43
4.7	Ergebnisse für ABK, maximale Flexion in der Standphase und Schwungphase während des Trabs	44
4.8	Ergebnisse für ABK, maximale Flexion in der Standphase und Schwungphase während des Sprungs	45

1 Einleitung

Im Pferderennsport ist es gang und gäbe junge Pferde so schnell wie möglich an den Rennsport heranzuführen. Junge Fohlen werden schon früh in das Training aufgenommen und es wird versucht eine hohe Wachstumsrate durch spezielle Fütterung zu erreichen, um das noch nicht ausgewachsene Pferd leistungsfähig zu machen. Diese Optimierung der Wachstumsgeschwindigkeit führt nicht selten dazu, dass Komplikationen auftreten. Eine der häufigsten Krankheiten, die bei jungen Pferden diagnostiziert wird, ist die Osteochondrose dissecans (OCD). Studien zeigen, dass vor allem bei Warmblutpferden die Rate der Erkrankungen bei etwa 25% liegt [22].

Osteochondrose ist eine degenerative Erkrankung, die während des Wachstums des Knorpelgewebes auftritt. Es kommt zu einer Störung der endochondralen Ossifikation des Knorpels an den Gelenkflächen. Als Folge können sich Knorpel- oder Knochenteile lösen. In diesem Fall spricht man von Osteochondrosis dissecans (OCD). Die abgelösten Teile können in der Gelenkhöhle wandern und umliegendes Gewebe beschädigen und schlussendlich zu Lahmheit führen. Diese Störung kann in verschiedenen Gelenken vorkommen, wobei zu den am häufigsten betroffenen Gelenken, das Fessel-, Sprung-, und Kniegelenk zählen [3]. Die genaue Ursache für die Entstehung von OCD ist noch nicht geklärt. Jeffcot [21] schreibt, dass es sich bei OCD um eine multifaktorielle Krankheit handelt. Es spielen sowohl Genetik, Fütterung, Belastung, Bewegung und Wachstum eine große Rolle.

In dieser Arbeit soll der Zusammenhang zwischen der Belastungssituation der Knochen- und Knorpelstruktur im Sprunggelenk von Fohlen und dem Auftreten von OCD untersucht werden. Besonders an Punkten an denen OCD häufig auftritt, soll die Belastung auf das Gewebe ermittelt und genauer analysiert werden.

Die Finite Elemente Methode(FEM) hat sich als ein hilfreiches Tool für die Ermittlung von Belastungen in biomechanischen Problemstellungen erwiesen [13]. Basierend auf Aufnahmen von bildgebenden Verfahren wie der Computertomographie, ist es möglich ein dreidimensionales Modell zu erstellen, welches in eine FE-Software importiert werden kann. Durch eine möglichst realistische Simulation werden Belastungssituationen im Gelenk erfasst und können Aufschluss über das Verhalten, in Zusammenhang mit OCD geben.

Im ersten Teil der Arbeit wird auf die Grundlagen der Anatomie des Sprunggelenkes und der Entstehung von Osteochondrosis dissecans eingegangen. Des Weiteren werden spezielle Gebiete der Finite-Elemente Methode erläutert. Danach folgt eine Beschreibung der angewendeten Modellierungsschritte für das Modell des Sprunggelenkes. Abschließend werden die Ergebnisse der Analysen präsentiert und diskutiert.

2 Grundlagen

2.1 Anatomie des Sprunggelenks

Das Fußwurzel- oder auch Sprunggelenk ist ein komplexes Gelenk, das zwischen der Tibia (Schienbein) und dem Tarsus (Mittelfuß) liegt. Werden die Tibia und der Talus mitgezählt so besteht das Gelenk aus 10 verschiedenen Knochen (Abb.2.1). Das Gelenk setzt sich proximal aus der Tibia, in der oberen Ebene aus dem Talus (Sprungbein) und dem Calcaneus (Fersenbein), in der mittleren Ebene aus dem Os tarsi centrale, und in der unteren Ebene von medial nach lateral liegend aus dem verwachsenen Os tarsale primum et secundum, dem Os tarsale tertium und dem Os tarsale quartum zusammen. Distal wird das Gelenk durch Os metatarsale II bis IV (Mittelfußknochen) abgegrenzt.

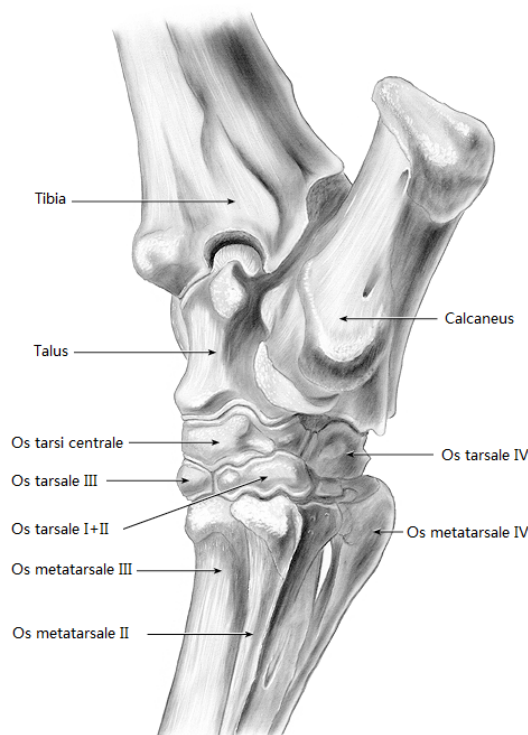


Abbildung 2.1: Schräge Ansicht des Sprunggelenks

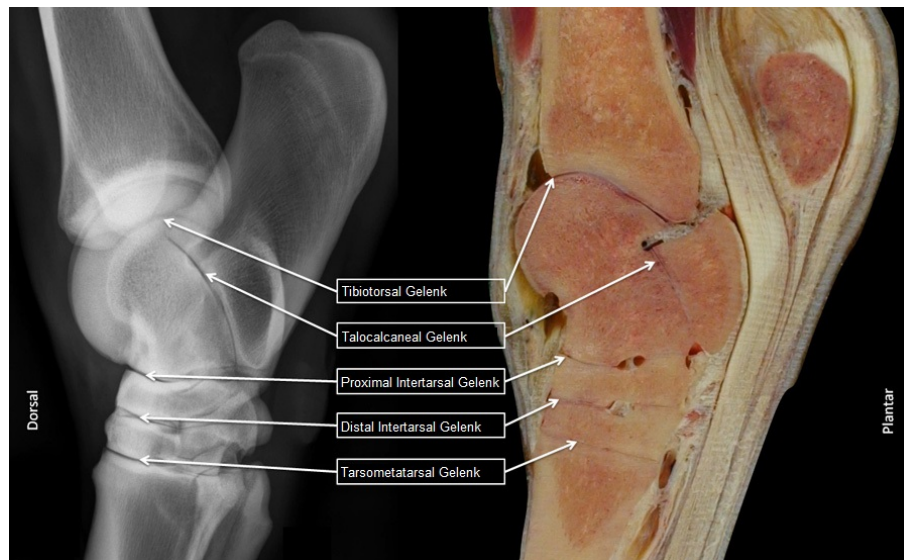


Abbildung 2.2: Gelenke

Die drei Hauptaufgaben des Gelenkes sind Energie am Beginn der Standphase zu absorbieren, den Vortrieb am Ende der Standphase zu liefern und die Höhe des Hufes während der Schwungphase zu regeln. Das Sprunggelenk ist eine sehr komplizierte Gruppe von Gelenken ähnlich wie der menschliche Knöchel. Es handelt sich dabei um Synovial-Gelenke. Synovial-Gelenke bestehen aus zwei Knochenenden, die von einer Knorpelschicht umfasst sind und durch die Gelenkkapsel miteinander verbunden sind. Das Knöchelgelenk setzt sich aus folgenden Gelenken zusammen (Abb. 2.2):

- Tibiotarsal oder tarsocrural Gelenk
- Proximal intertarsal Gelenk oder talocalcanealcentroquartal Gelenk
- Distal intertarsal Gelenk oder centrodistal Gelenk
- Tarsometatarsal Gelenk
- Talocalcaneal Gelenk

Das Tibiotarsal Gelenk zwischen Tibia und Talus ist das Gelenk mit der größten Beweglichkeit. Die Tibia rotiert um die Trochlea des Talus, dies macht circa 90% der gesamten Bewegung des Knöchelgelenks aus. Die Gelenke darunter sind durch Bänder straff verbunden und bieten kaum Bewegung (nur ca. 10%). Diese Gelenkstruktur dient als Puffer für Stöße und Drehbewegungen.

2.1.1 Tibiotarsal Gelenk

Dieser Bereich des Knöchelgelenks ist am häufigsten von Osteochondrosis Dissecans (OCD, siehe Kapitel 2.1.5) betroffen. Bestehend aus der Trochlea des Talus und der gespiegelten Gelenkfläche des distalen Endes der Tibia, funktioniert das Gelenk wie ein typisches Schraubengelenk. Die beiden Rollkämme bzw. die entsprechenden Rinnen, die in einem Winkel von 12 bis 15 Grad dorsolateral zur Sagittalebene der Gliedmaßen laufen, führen das Gelenk. Die Gelenkfläche der Trochlea des Talus ist beinahe doppelt so groß, wie die Gelenkfläche der Cochlea der Tibia [39].

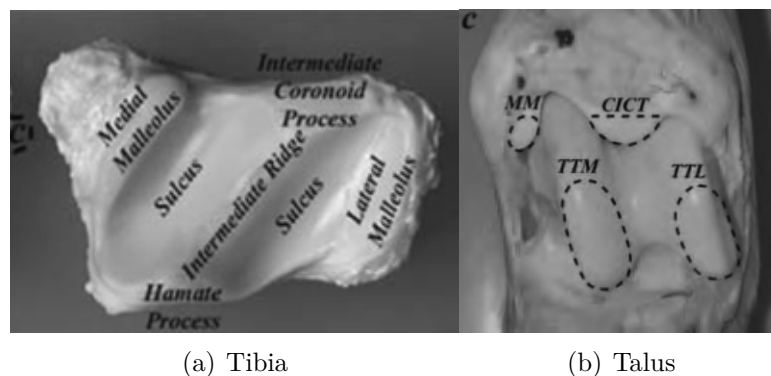


Abbildung 2.3: Gelenkflächen der Tibia und des Talus

Zu den Prädilektionsstellen von OCD gehören vor allem der mittlere Sagittalkamm des distalen Endes der Tibia und der laterale und mediale Rollkamm der Trochlea des Talus.

2.1.2 Knochen

Knochengewebe weist im Vergleich zu Materialien, die zum Teil im Maschinenbau verwendet werden, kein homogenes, isotropes Materialverhalten auf. Der Röhrenknochen besteht nämlich neben seiner harten Außenschicht, der Kortikalis, aus einer innen anschließenden balken-, plattenartigen Struktur, der Spongiosa. Die Evolution hat hier ein besonderes Beispiel der Leichtbauweise hervorgebracht.

Knochenaufbau

Knochen sind das tragende Element und somit auch eines der härtesten Gewebe eines Wirbeltieres. Grundsätzlich bestehen Knochen aus ca. 25% Wasser, 30% organischen Stoffen, 45% anorganischen Mineralien wie Kalzium, Phosphor Magnesium und geringen Mengen an Eisen, Kalium und Natrium [26]. Knochen können die

verschiedensten Formen annehmen und haben für ihr geringes Gewicht eine sehr hohe Härte und Festigkeit. Unterschieden wird zwischen Röhrenknochen, flachen Knochen, kurzen kompakten Knochen, unregelmäßig geformten Knochen, Sesambeinen und lufthaltigen Knochen. Der Röhrenknochen besteht aus den beiden Knochenenden (Epiphyse) und dem Knochenschaft (Diaphyse). In der Wachstumsphase existiert zwischen Enden und Schaft die Längenwachstumsfuge (Metaphyse).

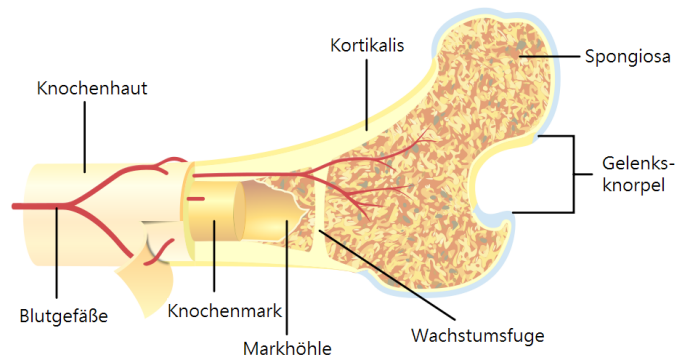


Abbildung 2.4: Knochenaufbau

Makroskopisch unterscheidet man zwei Formen von Knochengewebe, Kortikalis, oder auch Kompakta genannt, und Spongiosa. Die Kortikalis ist die äußere feste Schicht des Knochens und im Bereich der Diaphyse am stärksten ausgebildet. Das Gewebe weist eine geringe Anzahl an Zwischenräumen (ca. 5-30% Porosität) auf und trägt etwa 80% zur totalen Masse des Knochens bei. Die Spongiosa füllt den inneren Bereich des Knochens, welche aus einem Netzwerk von Platten und Stäben besteht. Die Hohlräume bieten Platz für Blutgefäße und Knochenmark und machen den Knochen sehr leicht. Die Porosität beträgt in etwa 30-90% [26][6].

Knochenwachstum

Ossifikation oder Osteogenese wird der Prozess der Bildung von Knochengewebe genannt. Die Knochensubstanz kann sich entweder durch Differenzierung von Mesenchymzellen zu Osteoblasten, desmale oder direkte Ossifikation genannt, oder sich durch die Entwicklung aus einem knorpelig vorgebildeten Stützelement bilden. Diese Form wird chondrale oder indirekte Ossifikation genannt. Verantwortlich für das Längen- und Breitenwachstum der Knochen ist die chondrale Ossifikation, welche sich wiederum in die peri- und endochondrale Ossifikation unterteilen lässt [47][27].

Die perichondrale Ossifikation ist für das Breitenwachstum des Knochens zuständig. Dabei lagern sich Osteoblasten ringförmig am Knorpelmittelstück, der späteren Diaphyse, ab. Kurz nach der perichondralen Ossifikation setzt auch die endochondrale

Ossifikation ein, die für das Längenwachstum verantwortlich ist. An den Gelenkenden, zwischen der Diaphyse und der Epiphyse, im Bereich der knorpeligen Epiphysenfugenscheibe (Metaphyse), kommt es durch Chondrozyten zu einer Knorpelvermehrung. Die Epiphysen schieben sich dadurch auseinander, während sich die dazwischenliegende Diaphyse verlängert. Das Längenwachstum dauert so lange bis sich die Metaphyse schließt. Dabei verschmelzen Diaphyse und Epiphyse miteinander und der Epiphysenknorpel verknöchert. Beim Pferd dauert es in etwa zweieinhalb bis drei Jahre bis der Prozess abgeschlossen ist. Bennett [6] gibt an, dass sich die distale Epiphyse der Tibia bei Pferden nach ca. 20 bis 24 Monaten schließt.

Vollständig abgeschlossen ist das Knochenwachstum jedoch erst nach etwa fünf Jahren, wenn die Knochen ihre endgültige Dicke erreicht haben [43].

2.1.3 Muskeln und Bänder

Gelenke werden durch eine Vielzahl von Muskeln, Sehnen und Bändern zusammengehalten und stabilisiert. Sehnen verbinden den Muskel mit dem Knochen und dienen dazu die Kraft, die vom Muskel aufgebracht wird, zu übertragen. Die Bänder verbinden Knochen miteinander und sorgen für eine Stabilisierung des Gelenks. Es wird zwischen Flexoren (Beugemuskeln) und Extensoren (Streckmuskeln) unterschieden. Die wichtigsten Muskeln und Sehnen die direkt am Tarsus angreifen sind:

- Flexoren
 - Tibialis cranialis
 - Peroneus tertius

Die Angriffspunkte des dorsalen Armes des tibialis cranialis greifen am dritten Tarsalknochen und am proximalen Ende des MTIII an. Der mediale Arm greift am 1. und 2. Tarsalknochen an. Der peroneus tertius hat vier Ausläufer, die an alle tarsal Knochen (außer T1 und T2) und an MTIII anschließen.

- Extensoren
 - Gastrocnemius medialis und lateralis
 - Flexor digitalis superficialis
 - Biceps femoris

Gastrocnemius medialis und lateralis und Biceps femoris greifen alle über das Calcanealband am tuber calcanei(Fersenhöcker) an. Die medialen und lateralen

Retinacula(Haltebänder) des Flexor digitalis superficialis sind auch mit dem tuber calcanei verbunden [19][31].

Weitere Muskeln, die für die Bewegung des Gelenkes wichtig sind aber nicht direkt angreifen, sondern durch horizontale Haltebänder um den Tarsus gehalten werden, sind:

- Flexoren
 - Extensor digitorum longus
 - Extensor digitorum lateralis

Sechs verschiedene Bänder stabilisieren das Sprunggelenk. Lateral liegen das Ligamentum (Lig.) collaterale laterale longum und das Lig. collaterale laterale breve. Medial verlaufen das Lig. collaterale mediale longum und das Lig. collaterale mediale breve. Plantar findet man das Lig. tarsi plantaria und dorsal das Lig. tarsi dorsalia.

2.1.4 Knorpel

Knorpelgewebe besteht aus Chondrozyten (Knorpelzellen) und Extrazellulärmatrix(EZM, Matrix), deren wichtigste Bestandteile Proteoglykane(PG) und Kollagenfibrillen sind(Abb. 2.5). Knorpel besitzt eine feste Konsistenz, ist durch Druck begrenzt verformbar und kehrt nach Entlastung in seine alte Form zurück. Diese als Druckelastizität bezeichnete mechanische Eigenschaft kommt durch das Zusammenwirken von PG und Kollagenfibrillen zustande [26]. Knorpel ist dadurch ein elastisches, biegestabiles Gewebe, das eine hohe Festigkeit besitzt. Der am häufigsten in Gelenken vorkommende Knorpel ist der hyaline Knorpel, nicht so häufig sind der elastische Knorpel und der Faserknorpel.

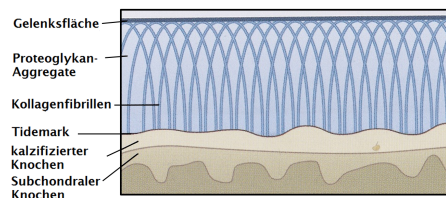


Abbildung 2.5: Schematische Darstellung von Knorpelgewebe [3]

Aufgrund seiner Beschaffenheit spielt der Gelenkknorpel eine wichtige Rolle in der Physiologie des Gelenks. Um eine schmerzfreie und reibungsarme Bewegung im Gelenk zu ermöglichen, soll der Knorpel eine möglichst glatte Oberfläche bieten. Die elastische Eigenschaft des Knorpels führt zu einer gleichmäßigen Verteilung des

durch die Fortbewegung auftretenden Druckes im Gelenk. Zusätzlich dient er als Puffer für Stöße.

Bei Gelenkerkrankungen ist der Knorpel das am häufigsten betroffene Gewebe des Gelenkes. Hinzu kommt, dass im fortgeschrittenen Alter der Knorpel nur noch eine eingeschränkte Reparaturfähigkeit besitzt [12].

2.1.5 Osteochondrose

Osteochondrose (OC) ist eine Störung während der Zelldifferenzierung beim Wachstumsprozess des Knorpels. In deren Verlauf kann es zu einer Beeinträchtigung der endochondrale Ossifikation im Bereich des wachsenden Knorpels kommen, als Folge kommt es zu einer Knorpelverdickung. Die Versorgung der tieferen Schichten des verdickten Knorpels mit Gelenkflüssigkeit ist dadurch, als Resultat der längeren Diffusionsstrecke, nicht mehr ausreichend. Teile des Knorpels sterben ab. Die ausbleibende Ossifikation verhindert, dass bestimmte Blutgefäße, die normalerweise tiefere Knorpelschichten ernähren, in den Knorpel einwachsen [48][44].

Durch die unzureichende Versorgung des Knorpels mit Nährstoffen kommt es zu einer Degeneration und Nekrose der Chondrozyten in den tieferen Knorpelschichten. Das Knorpelgewebe mit Nekrosen ist nun anfälliger gegenüber mechanischer Belastung. Es kann zu Rissen oder zu Abspaltung subchondralen Knochens und dadurch zu freien Gelenkkörpern kommen [32]. Aus der Gruppe der sogenannten „Developmental Orthopaedic Diseases“ (DOD) ist OCD bei weitem die häufigste Erkrankung.[28].

JEFFCOTT [21] gibt an, dass die Ätiologie der Osteochondrose noch weitgehend ungeklärt ist. Einigkeit unter den Forschern herrscht jedoch darüber, dass es sich bei dieser Erkrankung um ein multifaktorielles Geschehen handelt [20]. Wichtige Faktoren wie,

- die Fütterung,
- Hormone,
- Wachstumsrate und Körpergröße,
- mechanische Belastung und Bewegung,
- Vererbung,
- Traumata

werden als Einflussfaktoren für das Auftreten von Osteochondrose in Betracht gezogen [23]. In der vorliegende Arbeit soll der Einfluss der mechanischen Belastung betrachtet werden.

Osteochondrosis Dissecans

Die Osteochondrosis dissecans (OCD) ist eine spezielle Form der Osteochondrose, bei der es zur Abspaltung von Knorpel- oder Knochenfragmenten kommt. Dabei bleiben oft Blutgefäße vom Gelenkrand mit den Fragmenten verbunden und führen zu einer Verkalkung oder Verknöcherung der Knorpelteile. Die linsen- bis kirsch kerngroßen Chips führen primär zu einer Schädigung des angrenzenden Gelenkknorpels. Die Folgen beim adulten Pferd sind degenerative Gelenkerkrankungen (Osteoarthrosen) und schlussendlich die Unbrauchbarkeit des Pferdes [48].

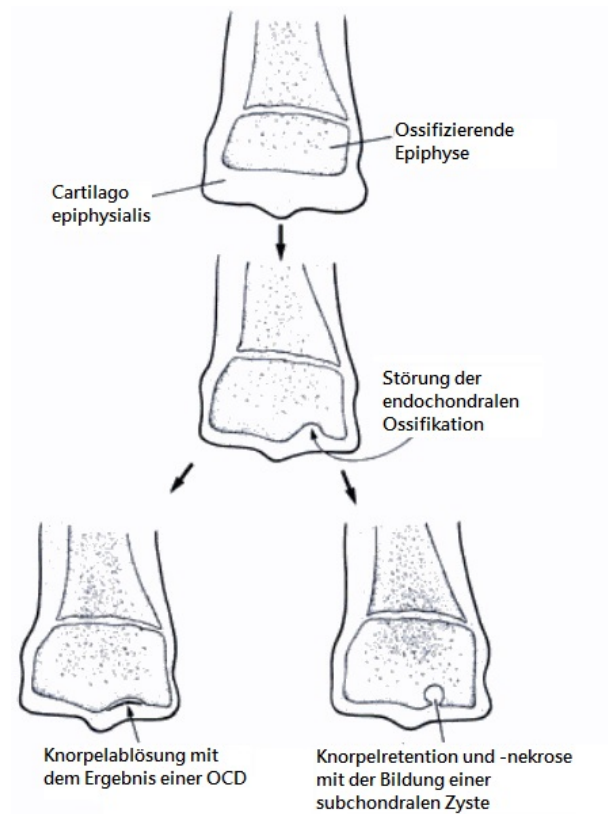


Abbildung 2.6: Schema der Entstehung von OCD sowie der Bildung subchondraler Zysten [50]

Als ein Teilaspekt der Osteochondrose können die isolierten Gelenkchips ganz oder teilweise vom Untergrund abgelöst sein. Nicht nur die frei beweglichen Fragmente schädigen das Gewebe, es können auch Fragmente festwachsen und durch eine ungleichmäßige Gelenkoberfläche Schaden anrichten. Im frühen Stadium der OCD

können Abflachungen von Gelenkflächen oder eine Verhärtung im Knochen-Knorpel-Übergangsbereich auftreten [15].

In der Literatur treten für den Begriff der Ostochoondrosis Dissecans verschiedene Begriffe auf, wie: Gelenkmaus, Chip, Sequester, Gelenkkörper, Isolierte Verschattung oder Gelenkstein [2].

Das Tarsocruralgelenk gehört zu den am häufigsten von Osteochondrose betroffenen Gelenken beim Pferd [2]. Primär treten die OCD Läsionen am kranialen Sagittalkamm des distalen Endes der Tibia auf. Weitere Prädilektionsstellen befinden sich am lateralen und medialen Rollkamm des Talus (Abb. 2.3).

2.2 Finite Elemente Methode

In diesem Abschnitt werden zuerst Grundzüge der Finite-Elemente-Methode (FEM) erläutert. Der Ablauf einer Finite Elemente Analyse wird veranschaulicht und anschließend auf die Nichtlinearitäten (hyperelastische Material, Kontakt) eingegangen. Da die FEM ein sehr umfangreiches Thema ist, werden hier nur die in der Arbeit relevanten Themen näher betrachtet. Eine vollständige Beschreibung der FEM ist z.B. in BATHE [4] zu finden.

Die FEM ist das am häufigsten routinemäßig eingesetzte Verfahren zur Berechnung komplexer Konstruktionen in den Ingenieurwissenschaften [25]. Seit den 1950er Jahren hat sich sowohl die FEM als auch die Rechenleistung der Systeme, auf denen die Finite Elemente Analyse ausgeführt wird, stetig weiterentwickelt. Die Methode fasst dadurch auch in Gebieten Fuß, in denen weit komplexere Strukturen (z.B. biologische Strukturen), auftreten als in den Ingenieurwissenschaften. Die rasante Weiterentwicklung der Rechner ermöglicht den Einsatz dieser Methode selbst auf kleineren Rechanlagen.

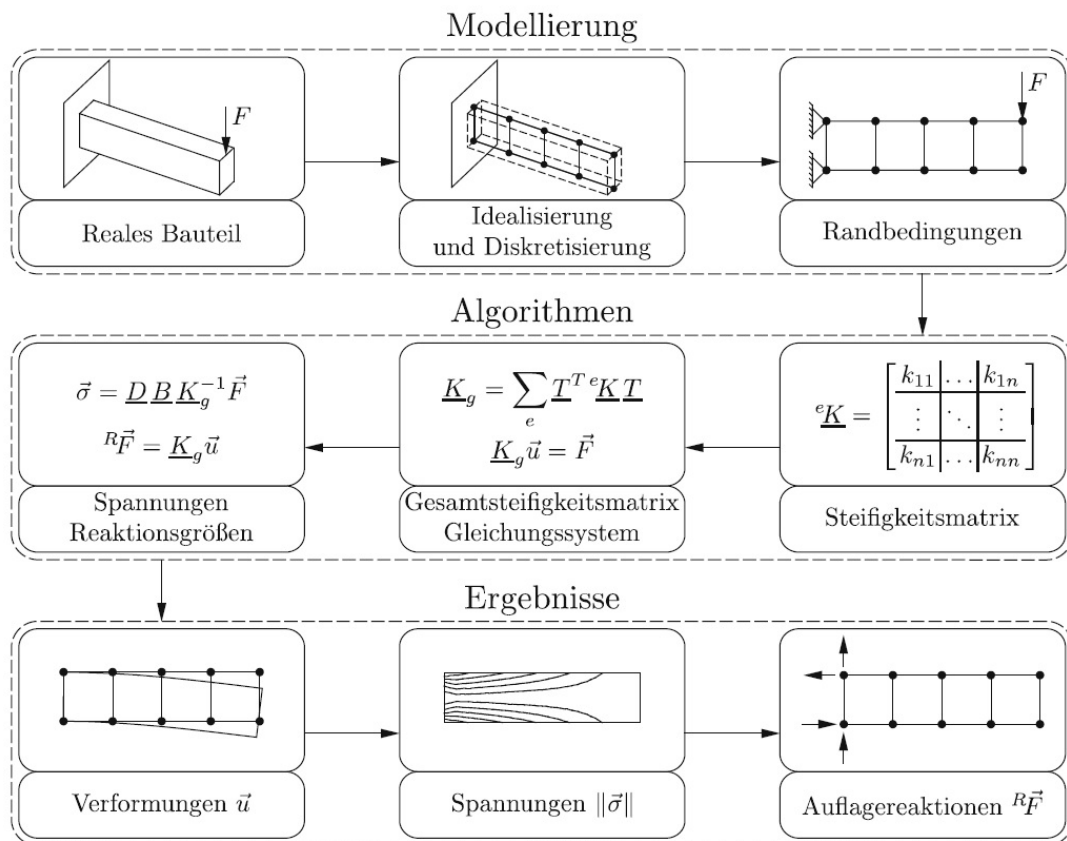


Abbildung 2.7: Schritte bei der Anwendung der FEM [46]

Die Abbildung 2.7 zeigt die einzelnen Schritte bei der Anwendung der FEM. Der erste Schritt beschreibt die Modellierung des Problems. Das reale Bauteil wird idealisiert und diskretisiert, d.h. in kleine finite Elemente unterteilt. Je nach Geometrie und Randbedingungen werden Symmetrien ausgenutzt, um den Rechenaufwand und die Modellierung zu vereinfachen. Wie am Beispiel in 2.7 ersichtlich, wird das dreidimensionale Problem auf ein Ebenes zurückgeführt und die Mittelebene in Viereckselemente eingeteilt. Diesen zweidimensionalen Elementen wird eine Dicke zugewiesen, um die dritte Dimension des Balkens zu berücksichtigen. Abschließend werden noch die Randbedingungen aufgebracht, welche durch Lagerungen oder Belastungen entstehen. Die Modellierung wird auch Preprocessing genannt.

Die Algorithmen (Bild 2.7 Mitte) sind der Kern der FEM. Für jedes Element wird eine Steifigkeitsmatrix anhand der geometrischen und materiellen Eigenschaften aufgestellt. Aus den einzelnen Elementsteifigkeitsmatrizen wird daraufhin eine Gesamtsteifigkeitsmatrix gebildet [14]. Die Steifigkeitsmatrix setzt die Knotenverschiebungen mit den dort angreifenden Kräften in Beziehung. Durch Lösung des linearen Gleichungssystem (2.1)¹ mit Hilfe des Lastvektors \mathbf{f} und der Gesamtsteifigkeitsmatrix \mathbf{K} können somit die gesuchten Verschiebungen \mathbf{u} des Balkens ermittelt werden. Aus den Verschiebungen können die Spannungen und Reaktionskräfte berechnet werden.

$$\mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{f} \tag{2.1}$$

Abschließend werden die Ergebnisse, im sogenannten Postprocessing, grafisch dargestellt. Die grafische Darstellung der Ergebnisdaten ermöglicht einen schnellen Überblick über die Ergebnisse aus der Finite-Elemente Analyse.

2.3 Nichtlineare Finite Elemente

2.3.1 Allgemeines

Im vorigen Kapitel wurde bisher nur auf die lineare FE-Methode eingegangen. Es treten jedoch eine Vielzahl an technischen Problemen auf, bei denen die Nichtlinearität für das Systemverhalten nicht vernachlässigt werden darf. Eine lineare Betrachtungsweise ist nur bei:

- linear elastischem Materialverhalten,

¹Notation:

\mathbf{A} Matrix

\mathbf{a} Vektor

- kleinen Verschiebungen und Verdrehungen und
- kleinen Deformationen und Verzerrungen

möglich [4]. Die lineare FE-Methode bietet Vorteile, wie z.B. die Möglichkeit der Superposition einzelner Lösungen oder die Wegunabhängigkeit der Belastungsfolge [37], welche für Nichtlinearitäten wegfallen und so eine wesentliche Erschwernis mit sich bringen. Im Unterschied zu linearen Problemen dürfen die Gleichungen für Spannungen und Deformationen usw., nicht mehr linearisiert werden und die Lösung kann nicht mehr direkt berechnet werden, sondern wird schrittweise über numerische Verfahren angenähert. Das Gleichgewicht wird nun am verformten anstatt am unverformten System aufgestellt.

Folgende Quellen sind maßgebend für nichtlineares Systemverhalten:

- nichtlineares Materialverhalten
- geometrische Nichtlinearität
- nichtlineare Randbedingungen (Kontakt und Reibung)
- Gleichgewichtsverzweigungen (Knicken, Beulen, ...)

In dieser Arbeit treten nichtlineare Randbedingungen und nichtlineares Materialverhalten, als Nichtlinearitäten im System auf. Näheres zur Modellierung wird in Kapitel 3 angeführt.

2.3.2 Nichtlineares Materialverhalten

Ein nichtlineares Materialverhalten liegt vor, wenn der Zusammenhang zwischen Spannungen und Verzerrungen nicht mehr linear ist. Die linearisierte Spannungs-Verzerrung-Beziehung, das Hooke'sche Gesetz, ist somit nicht mehr gültig. Beispiele für ein nichtlineares Verhalten sind Materialien, wie nichtlineare elastische, plastische, viskoelastische und hyperelastische Materiale. Weitere Arten von nichtlinearem Materialverhalten ist das Kriechen von Metallen bei Belastung, Phasenumwandlungen oder thermisch-mechanische Koppelung, um nur einige Beispiele zu nennen. Das Materialverhalten des Knorpels im Sprunggelenk kann mit hyperelastischen Material modelliert werden, weshalb im Folgenden das Verhalten sowie die mathematische Beschreibung von hyperelastischen Material näher beschrieben wird.

Hyperelastische Materialien sind Materialien, die große Verzerrungen ohne bleibende Deformation ertragen können. Bekannte Beispiele dafür sind Gummi oder

Kautschuk. Kennzeichen für Hyperelastizität sind Eigenschaften wie Wegunabhängigkeit, Konservativität und elastische Deformation.

Bei hyperelastischem Materialverhalten kann der aktuelle Spannungszustand aus dem aktuellen Verzerrungszustand und damit direkt aus dem aktuellen Verschiebungszustand ermittelt werden. Dies geschieht durch Ableitung von Potenzialfunktionen für die Verzerrungsenergiedichte nach geeigneten kinematischen Größen [37].

Für den speziellen Fall von isotropem, also nicht richtungsabhängigem Materialverhalten, werden Tensor-Kenngrößen eingeführt, die sich bei der Rotation des Koordinatensystems nicht verändern. Bestimmt man die Eigenwerte λ_i eines Tensors \mathbf{A} zweiter Stufe so führt dies bei Bildung der Determinante von Gleichung 2.2 zum charakteristischen Polynom Gleichung 2.3. Die im Folgenden verwendeten Beziehungen stammen aus [4] und [37].

$$(\mathbf{A} - \lambda_i \mathbf{1})\mathbf{n}_i = \mathbf{0} \quad (2.2)$$

$$\det(\mathbf{A} - \lambda_i \mathbf{1}) = -\lambda_i^3 + I_1 \lambda_i^2 - I_2 \lambda_i + I_3 = 0 \quad (2.3)$$

Die Invarianten I_1, I_2 und I_3 aus Gleichung 2.3 lassen sich wie folgt darstellen:

$$I_1 = A_{ii} = \text{tr} \mathbf{A} = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3, \quad (2.4)$$

$$\begin{aligned} I_2 &= \frac{1}{2}(A_{ii}A_{jj} - A_{ji}A_{ij}) = \\ &= \frac{1}{2}[(\text{tr} \mathbf{A})^2 - (\text{tr} \mathbf{A}^2)] = \text{tr} \mathbf{A}^{-1} \det \mathbf{A} = \\ &= \lambda_1 \lambda_2 + \lambda_1 \lambda_3 + \lambda_2 \lambda_3 \end{aligned} \quad (2.5)$$

$$I_3 = \epsilon_{ijk} A_{1i} A_{2j} A_{3k} = \det \mathbf{A} = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \quad (2.6)$$

Es kann gezeigt werden, dass die Invarianten des Tensors unabhängig von der Wahl des Koordinatensystems stets gleich bleiben und sich bei einer Drehung der Koordinatenachsen nicht ändern [34]. Somit stellen die Invarianten eine wichtige Kenngröße für nicht richtungsabhängiges Materialverhalten dar.

Hyperelastisches Material weist elastische Formänderungen auf, und da bei einem reversiblen geschlossenen Prozess unabhängig vom gewählten Weg keine Zunahme der Entropie stattfindet, muss ein Potential der Spannungen existieren [33]. Die Spannung kann somit aus der Ableitung des Potentials nach der Deformation erhalten werden. Hierfür wird das Verzerrungsenergie-Potential ψ , welches ein Maß für die Verzerrungsenergie pro Volumeneinheit infolge der örtlichen Deformation beschreibt, herangezogen.

$$\mathbf{P} = \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} \quad (2.7)$$

Die partielle Ableitung des Verzerrungsenergie-Potentials ψ nach den Komponenten des Deformationsgradienten \mathbf{F} ergeben den Piola-Kirchhoff Spannungstensor 1. Art (PK1).

Der Deformationsgradient kann aufgespalten werden in einen Anteil \mathbf{U} , der die tatsächliche Gestaltänderung beschreibt und einen Teil \mathbf{R} , der die reine Rotation enthält (siehe Gl. (2.8)).

$$\mathbf{F} = \mathbf{R}\mathbf{U} = \mathbf{U}\mathbf{R} \quad (2.8)$$

Der rechte Cauchy-Green-Tensor \mathbf{C} wird folgendermaßen definiert [4]

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} = \mathbf{U}^T \mathbf{R}^T \mathbf{R} \mathbf{U} = \mathbf{U}^T \mathbf{U} \quad (2.9)$$

und durch einsetzen der Beziehung aus Gleichung 2.8 folgt, dass der rechte Cauchy-Green-Tensor ein rotationsunabhängiges Deformationsmaß darstellt. Dies gilt auch für den Green-Lagran'sche Verzerrungstensor $\mathbf{E} = \frac{1}{2}[\mathbf{C} - \mathbf{1}]$.

Die Verzerrungsenergiefunktion kann nun als Funktion von den Deformation- oder Formänderung beschreibenden Tensoren dargestellt werden. Für isotropes, hyperelastisches Materialverhalten gilt, dass sich das Material in alle Richtungen gleich verhalten muss. Eine richtungsunabhängige Beschreibung der Verzerrungsenergiefunktion kann durch die Tensorinvarianten angegeben werden. Es folgt somit:

$$\psi(\mathbf{C}) = \psi(\mathbf{E}) \stackrel{isotrop}{=} \psi(I_1, I_2, I_3) = \psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (2.10)$$

Stellt man nun die Verzerrungsenergiefunktion ψ für isotropes hyperelastisches Material als Funktion der Invarianten $I_i(\mathbf{C})$ des rechten Cauchy-Green-Tensors \mathbf{C} dar und bildet die Ableitungen nach den Komponenten des rechten Cauchy-Green-Tensors so folgt:

$$\frac{\partial \psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial \psi}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \psi}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{1} \quad (2.12)$$

$$\frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} = I_1 \mathbf{1} - \mathbf{C} \quad (2.13)$$

$$\frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} = I_3 \mathbf{C}^{-1} \quad (2.14)$$

Es gibt eine Vielzahl an Modellen, die hyperelastisches Materialverhalten be-

schreiben. Einige der bekannteren und für biomechanische Anwendungen relevanten Materialmodelle sind Arruda-Boyce, neo-Hookean, Mooney-Rivlin, Yeoh und Odgen [10].

Mooney-Rivlin-Modell

Das MooneyRivlin-Modell wird durch die Verzerrungsenergiefunktion Gl.(2.15) beschrieben.

$$\psi = c_1[I_1 - 3] + c_2[I_2 - 3] \quad (2.15)$$

Die Invarianten I_i erhält man aus dem rechten Cauchy-Green-Tensor, sie werden wie in Gleichung (2.4)-(2.6) angegeben gebildet. c_1 und c_2 sind Materialkonstanten.

neo-Hookean-Modell

Setzt man die Materialkonstante $c_2 = 0$, so erhält man das neo-Hookean-Modell.

$$\psi = c_1[I_1 - 3] \quad (2.16)$$

Odgen-Modell

Für das Odgen-Modell wird die Verzerrungsenergie als eine Funktion der Hauptstreckungen λ_i dargestellt.

$$\psi = \psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (2.17)$$

$$\frac{\partial \psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial \psi}{\partial \lambda_1} \frac{\partial \lambda_1}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \psi}{\partial \lambda_2} \frac{\partial \lambda_2}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \psi}{\partial \lambda_3} \frac{\partial \lambda_3}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.18)$$

Für inkompressible, gummiartige Materialien erhält man somit:

$$\psi = \sum_{n=1}^3 \frac{\mu_n}{\alpha_n} [\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n}] \quad (2.19)$$

N gibt dabei die Anzahl der Terme der Verzerrungsenergiefunktion wieder. μ_i und α_i sind Materialkonstanten.

Brown [10] hat gezeigt, dass sich das Mooney-Rivlin oder das Neo-Hookean gut für die Modellierung des Materialverhaltens von Knorpelgewebe eignet.

2.3.3 Nichtlineare Randbedingungen - Kontakt und Reibung

Kontaktprobleme zählen zu den schwieriger zu behandelnden nichtlinearen Problemen. Es können sowohl reibungsfreie Kontakte mit kleinen Verschiebungen, bis hin zu reibungsbehafteten Kontakten mit großen Verzerrungen auftreten. Reibung ist auch im Gebiet der Nichtlinearitäten zu finden, da das Verlassen des Haftbereiches zu einer plötzliche Änderung der Systemgleichungen führt. In den meisten Fällen tritt ein Reibkontakt-Problem, d.h. eine Kombination aus Kontakt und Reibung, auf.

Wie bei nichtlinearen Materialverhalten gibt es auch hier wieder verschiedene Modelle um das Kontaktproblem zu beschreiben.

Modellierung von Kontakt

Kontakt wird grundsätzlich durch die Elemente modelliert, welche die Kontaktgeometrie beschreiben und die Kontaktkräfte auf die Elementknoten aufbringen. Folgende Kontakte werden unterschieden:

- Knoten-Knoten Kontakt
- Knoten-Oberfläche Kontakt
- Punkt-Oberfläche Kontakt
- Oberfläche-Oberfläche Kontakt

Knoten-Knoten Kontakt

Diese Methode wird heute kaum noch verwendet, da es schwierig ist die Normale der Oberfläche zu bestimmen. Die gegenüberliegenden Knoten sollten möglichst deckungsgleich liegen.

Knoten-Oberfläche Kontakt

Es wird überprüft, ob ein Knoten der Oberfläche B mit einem Segment der Oberfläche A in Kontakt kommt. Oberfläche A wird als Master- oder Target-Seite und Oberfläche B, auf jener der Knoten liegt, wird Slave- oder Contact-Seite genannt.

Punkt-Oberfläche Kontakt

Auf der Slave Oberfläche können nicht nur Knoten als Berührungspunkte, sondern auch andere Punkte, wie z.B. Integrationspunkte, angegeben werden.

Oberfläche-Oberfläche Kontakt

Oberfläche-Oberfläche Kontakt ist die neueste Generation zur Ermittlung von Kontakt. Es wird der kürzeste Abstand zwischen zwei Oberflächen, die durch Funktionen beschrieben sind, ermittelt.

Kontakt Elemente in ANSYS unterstützen vier verschiedene Kontakt Algorithmen: Pure Penalty, Augmented Lagrange, Multipoint Constraint und Lagrange multipliiert. Für nichtlinearen Kontakt zwischen den Flächen zweier deformierbarer Körper, können die Pure Penalty oder die Augmented Lagrange Formulierung verwendet werden.

Pure Penalty Methode

Wenn zwei Körper in Kontakt treten, so geht man idealerweise davon aus, dass sich die Körper nicht durchdringen. Um eine Durchdringung zu vermeiden wird bei der Pure Penalty Methode zwischen den beiden Körpern, die in Kontakt treten, eine Feder platziert. Es werden Kräfte an den Kontaktknoten, welche die Target-Flächen durchdringen, aufgebracht, um die Durchdringung zu eliminieren. Die Kraft wird über eine Zwangsbedingung in das System eingebracht, dies gibt der Methode ihren Namen.

Wenn Kontakt auftritt, wird zur potentiellen Energie des Systems ein Term hinzugefügt, der die Energie erhöht. Statisches Gleichgewicht ist gegeben, wenn die potentielle Energie W des Systems das Minimum erreicht. Betrachtet man ein eindimensionales Beispiel (Abb. 2.8) nach [41] so ergibt sich:

$$W = \frac{1}{2}ku^2 - uF + \frac{1}{2}\epsilon g^2(u) \quad (2.20)$$

$$\frac{\partial W}{\partial u} = \frac{\partial}{\partial u} \left[\frac{1}{2}ku^2 - uF + \frac{1}{2}\epsilon g^2(u) \right] = 0 \quad (2.21)$$

$$= ku - F - \epsilon g = 0 \quad (2.22)$$

Daraus folgt, dass für $\epsilon \gg k$ gilt:

$$u \rightarrow \Delta(x) \quad (2.23)$$

u ist hier die Verschiebung und Δx der Abstand der Kontaktpartner bis zum Kontakt.

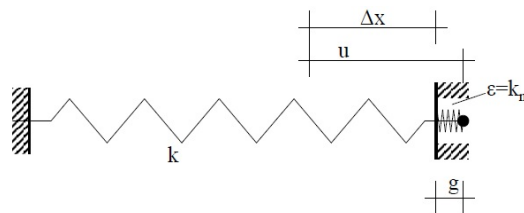


Abbildung 2.8: Penalty-Steifigkeit [41]

Betrachtet man den hinzugefügten Term in Gl. (2.20) und deutet g als eine Länge, so sieht man, dass der Term formal gleich ist wie bei der Federenergie. So kann man den Parameter ϵ als eine Federsteifigkeit interpretieren. Daraus ergibt sich:

$$F_n = k_n x_p \quad (2.24)$$

Die Kontaktkraft F_n ist ein Produkt aus der Kontaktsteifigkeit k_n und der Durchdringung x_p (Abb. 2.9). Je größer die Kontaktsteifigkeit ist, desto kleiner die Durchdringung. Idealerweise müsste die Kontaktsteifigkeit unendlich groß sein, um keine Durchdringung zu erhalten. Eine zu hohe Kontaktsteifigkeit würde allerdings zu Instabilitäten bzw. zu keiner konvergenten Lösung führen, da die Gegenfläche weit weggestoßen würde. Der Vorteil der Penalty Methode ist, dass sie sehr einfach zu implementieren ist, sie hat aber den Nachteil, dass immer kleine Durchdringungen bleiben. Jedoch hat dies auf die berechnete Spannung keine große Auswirkung.

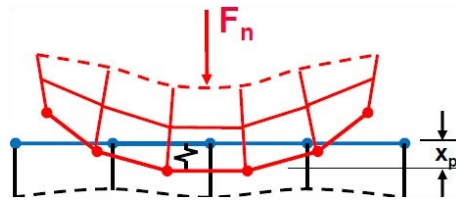


Abbildung 2.9: Kontakt

Augmented Lagrange Methode

Bei der Augmented Lagrange Methode wird die Penalty-Methode um den Lagrange Multiplikator erweitert. So erweitert sich der Term, der in Gl.(2.20) addiert wird.

$$W^{AL} = \lambda g(u) + \frac{1}{2} k_n g^2(u) \quad (2.25)$$

$$F_n = k_n x_p + \lambda \quad (2.26)$$

Dadurch wird erreicht, dass die Augmented Lagrange Methode nicht so stark vom Wert der Kontaktsteifigkeit abhängt. Das Ergebnis ist eine geringere Durchdringung, jedoch steigt die Anzahl der Iterationen [8][18][9].

3 Modellierung

Dieses Kapitel behandelt die Modellbildung des Knöchelgelenkes eines Fohlens. Ausgehend von Computertomographischen Bildern werden die einzelnen Knochen abgeleitet. Aufbauend auf die gegebene Knochenstruktur wird das Gewebe (Muskeln, Bänder und Knorpel), das auf den Bildern nicht sichtbar ist, nachmodelliert. Im letzten Schritt der Modellierung werden Kräfte und Randbedingungen eingebracht. Das Ergebnis der Berechnung ist unter anderem abhängig von den gewählten Materialparametern. Für diese Arbeit wurden die Werte der Materialparameter aus der vorhandenen Literatur herangezogen. Für die Erstellung der Knochen- und Knorpelgeometrien ist die CAD-Software CATIA V5R20 der französischen Firma Dassault Systèmes verwendet worden. Die gesamte Ablauf der Finite Elemente Analyse vom Pre- bis zum Postprocessing wurde mit der Finite Elemente Software ANSYS Workbench Version 14.5 der Firma ANSYS Inc. durchgeführt.

3.1 Knochengeometrie

Die Grundlage für die Konstruktion des Knöchelgelenks sind computertomographische Aufnahmen des Hinterbeines eines Fohlens. Ein genaues Abbild der Geometrie ist essentiell für die Qualität des Finite Elemente Modells. Es existieren bereits viele Bildgebungsverfahren in Kombination mit spezifischen Computerprogrammen, um ein detailgetreues Modell mit einer hohen Genauigkeit zu erhalten. Software wie etwa Mimics, 3D Slicer usw. erstellen aus den Scans dreidimensionale Oberflächen.

Bei der Computertomographie werden mittels Röntgenstrahlung Bilder aus unterschiedlichen Richtungen erstellt und rechnergestützt aus den Rohdaten Schnittbilder erzeugt. Von dem zu untersuchenden Objekt werden meist mehrere Schnittbilder in gleichmäßigen Abständen gemacht. Sieht man sich CT-Bilder an, so kann man erkennen, dass sich verschiedene Gewebearten in unterschiedlichen Grauwerten darstellen. Je heller der Teile des Bildes desto mehr Strahlung wurde an dieser Stelle absorbiert. Helle Stellen stellen hartes Gewebe, wie z.B. Knochen dar. Weiches Gewebe absorbiert weniger Strahlung und wird deswegen dunkel dargestellt und die verschiedenen

Weichteilgewebe können daher nicht eindeutig anhand der CT-Bildern abgegrenzt werden.

Mit spezieller Software können aus dem Bildmaterial die Knochen separiert werden. Anhand der Grauwerte kann die äußere Geometrie des Knochens für jedes Bild festgestellt werden. Durch Kombination der einzelnen Bilder werden daraus 3D Modelle der Knochen gewonnen. Normalerweise wäre eine Segmentierung der Knochen in einen trabekulären und einen knöchernen, kompakten Teil, möglich, wegen des geringen Kontrasts gab es diese Möglichkeit aber nicht.

Die in dieser Arbeit verwendeten CT-Aufnahmen entstanden an der Norwegischen Veterinärhochschule in Oslo aus denen die Geometrie der Knochen im Sprunggelenk hervorgeht. Die Bilder stammen von einem Fohlen mit etwa 52 kg Körpergewicht. Aufgenommen wurden Abbildungen in einem Abstand von je 1,5mm vom distalen Ende der Tibia bis hin zum proximalen Ende des Metatarsus. Die Segmentierung und Erstellung eines dreidimensionalen Modells wurde bereits in einer vorangegangenen Arbeit durchgeführt [38]. Das Ergebnis der Arbeit ist ein Modell der einzelnen Knochen des Sprunggelenks eines Fohlens mit Wachstumsfugen, welche im *STL*-Format beschrieben sind. *STL* steht für *Surface Tessellation Language* und beschreibt die Oberfläche eines Körpers durch Dreiecke (Abb.3.1). Man kann sich dies als eine Punktwolke vorstellen, wobei jedem Dreieck drei Punkte zugeordnet werden. Um die Geometrie in *ANSYS* importieren zu können, müssen die *STL* Format vorliegenden Objekte zuerst in einen Volumenkörper umgewandelt werden.

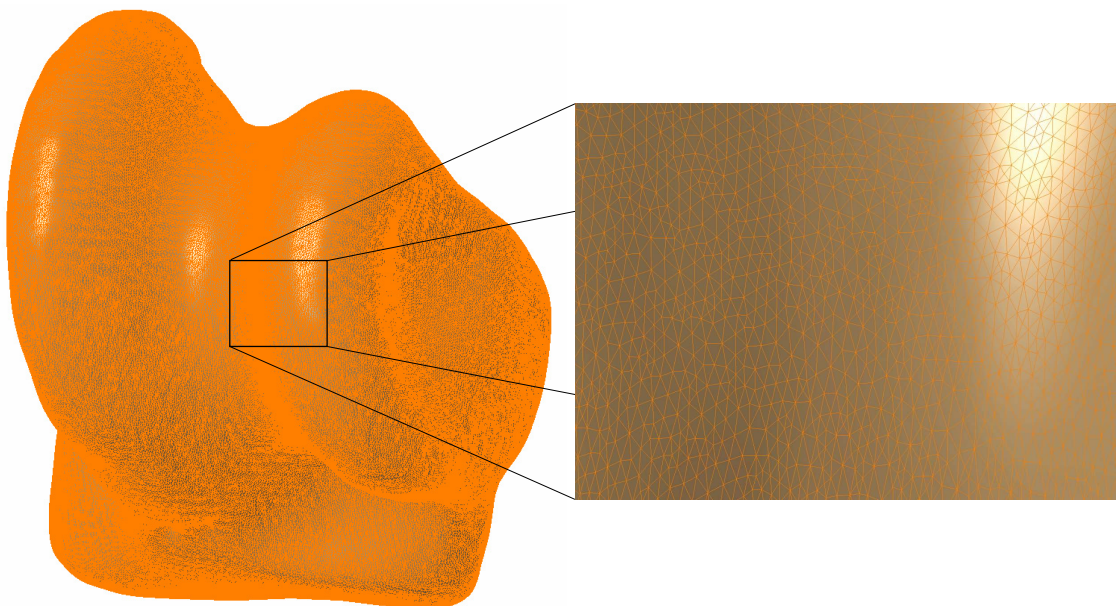


Abbildung 3.1: Importiertes Oberflächenetz des Talus

Der *Digitized Shape Editor* in CATIA ermöglicht den Import der Punktwolke aus der STL Datei. Aus der vorhandenen Punktwolke des einzelnen Knochens wird ein Netz erstellt. Durch weitere Features des CATIA Modules wird das Netz noch auf Löcher und etwaige verdrehte Kanten geprüft. Kleine Löcher bzw. kleine Krater werden händisch entfernt und geglättet. Raue Kanten oder Löcher würden nachher zu Instabilitäten und Konvergenzproblemen bei der Lösung des Finite Elemente Modells führen. Bevor aus dem Netz eine Oberfläche durch Flächenrückführung erstellt wird, sollte das Netz noch optimiert werden, indem das Dreiecksnetz gleichmäßig fein verteilt werden.

CATIA bietet mit dem Modul *Quick Surface Reconstruction* eine Flächenrückführung des Netzes an. Dabei können die Parameter: mean surface deviation, surface detail und target ratio angegeben werden. Mean surface deviation gibt an, wie groß die durchschnittliche Abweichung der erstellten Flächen zu dem importierten Netz maximal sein darf. Durch den Parameter surface detail steuert man den Detailgrad der widerspiegelnden Oberfläche, je höher der Wert desto mehr Teilflächen sogenannte NURBS werden gebildet. NURBS steht für *nicht-uniforme rationale B-Splines* und beschreiben mathematisch definierte Splines bzw. Flächen zur Modellierung beliebiger Formen [40]. Mit target ratio kann man angeben, wieviel Prozent innerhalb der mean surface deviation liegen müssen. Die Parameter wurden mit $meansurfacdeviation = 0,1mm$, $surfacedetail = 250$ und $targetratio = 90$ festgelegt.

Da eine Aufspaltung der Knochengometrie in Spongiosa und Kompakta aufgrund des schlechten Kontrastes in den Bildern nicht möglich war, wurde eine händische Segmentierung vorgenommen um das Verhalten der Knochen realistisch zu modellieren. Dazu wurde die Oberfläche mit einem Offset versehen, der den Körper in zwei Teile schneidet (Abb. 3.3). Diese Methode wurde auf die Knochen, die sich in der Nähe der zu untersuchenden Kontaktstelle (Tarsocruralgelenk) befinden, angewendet. Die restlichen Knochen haben keine Unterteilung und werden mit den Materialparametern der Kortikalis modelliert. Die Dicke der kortikalen Schicht kann der Tabelle 3.1 entnommen werden. Fürst [17] hat Messungen an Tibia und Radius durchgeführt, welche als Richtwerte für diese Arbeit herangezogen wurden.

Die Dicke der Kortikalis variiert von wenigen Zehntelmillimetern bis hin zu einigen Millimetern an den dicksten Stellen. Grundsätzlich korreliert die durchschnittliche Dicke der Kortikalis mit der Größe des Knochens [17].

Knochengewebe verhält sich wie viskoelastisches Material und seine Materialparameter hängen dadurch von der Dehnrage ab. Da für das Sprunggelenk eine quasi



Abbildung 3.2: Modell des Sprunggelenks mit Knochen(grau), Knorpeln(blau, lila) und Wachstumsfugen(rot)

Knochen	Offset [mm]
Tibia Metaphyse	3
Tibia Epiphyse	1,6
Talus	2,5

Tabelle 3.1: Offset

statische Analyse durchgeführt wird und die Kräfte langsam aufgebracht werden, muss nicht zwingend ein viskoelastisches Materialmodell verwendet werden. Wie in den meisten Finite Elemente Analysen in der Biomechanik werden die Materialeigenschaften der Kompakta und Spongiosa als isotropes, elastisches Material beschrieben. Die Materialkennwerte des Knochengewebes können der Tabelle 3.2 entnommen werden. Die Materialdaten stammen aus [49].

Es wird bewusst auf ein Materialmodell mit orthotropen und viskoelastischem Materialeigenschaften verzichtet um die Komplexität des Modelles in Grenzen zu halten.

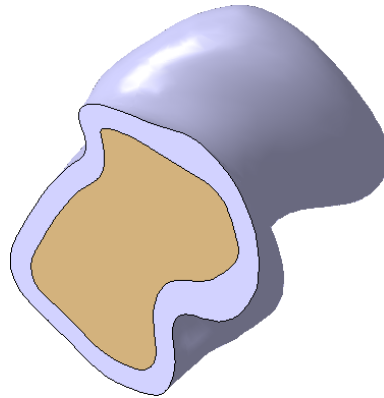


Abbildung 3.3: Schnitt des Talus: Unterteilung in kortikalen (grau) und spongiösen (braun) Knochen

Knochengewebe	E-modul [MPa]	Querdehnungszahl ν
Kortikalis	$10 \cdot 10^3$	0,29
Spongiosa	150	0,3

Tabelle 3.2: Materialkennwerte des Knochengewebes

3.2 Knorpelschicht

Die Modellierung des Knorpelgewebes zählt zu den größten Herausforderungen bei der Erstellung von Gelenkmodellen. Sowohl die Geometrie als auch das Materialverhalten sind schwierig zu bestimmen. Knorpelgewebe ist in computertomographischen Aufnahmen nicht sichtbar. Dafür wären MRI Bilder (Magnetresonanztomographie) nötig, um weiches Gewebe zu identifizieren. Jedoch ist es auch hier nicht immer möglich, die Grenze der Knorpelschicht zu erkennen. Kann die Geometrie nicht aus den Aufnahmen abgeleitet werden, muss auf andere Methoden zurückgegriffen werden.

Als sehr praktikabel hat sich die Extrusion der peripheren Oberfläche der Kortikalis herausgestellt. Vorteil dieser Methode ist, dass eine genaue Abgrenzung zwischen der Knochen- und Knorpelschicht vorliegt. Somit werden Instabilitäten bei der Lösung der Finite Elemente Analyse vermieden, da eine klare Trennung zwischen der Schicht von hartem Knochenelementen und weichen Knorpel-elementen existiert. Eine andere Möglichkeit wäre, die Elemente an der Oberfläche direkt als 2D-Elemente zu definieren.

Die Dicke der Knorpelschicht wurde als die Hälfte des minimalen Abstandes der beiden gegenüberliegenden Knochen angenommen [16]. Daraus ergibt sich eine Knorpelschicht von 1,95 mm im Tibiotarsalgelenk (siehe Abb. 3.2 lila Geometrie). In den anderen Teilgelenken des Sprunggelenks wurde die Knorpelgeometrie nicht durch

Extrusion der Oberfläche gewonnen, sondern der Zwischenraum wurde komplett mit Knorpelgewebe aufgefüllt (siehe Abb. 3.2 blaue Geometrie). In diesen Gelenken finden zum einen nur sehr kleine Bewegungen statt und des Weiteren befinden sich dort keine für die Analyse zu untersuchenden Stellen. Deshalb werden diese vereinfacht modelliert, um das Modell nicht zu komplex zu gestalten.

Knorpelgewebe ist ein kompliziert aufgebautes Gewebe, das sowohl die Eigenschaften von Flüssigkeiten, als auch die von Festkörpern besitzt. In einigen Finite Elemente Modellen wird das Materialverhalten von Knorpelgewebe als isotropes, elastisches Material definiert, was zu Fehlern in der Analyse führen kann. Die Forschung beschäftigt sich sehr stark mit dem Aufbau und Verhalten von Knorpelgewebe, jedoch begrenzt sich die Anwendung noch auf reine Modelle von Knorpelgewebe in Finite Elemente Modellierungen. Brown [10] hat in seinen Versuchen gezeigt, dass sich das nichtlineare Materialverhalten von Knorpelgewebe in Finite Elemente Modellen, mit der Verwendung von hyperelastischen Materialeigenschaften darstellen lässt.

Für das Modell des Sprunggelenkes wird das hyperelastische Materialverhalten nach dem Neo-Hookean Modell beschrieben, wobei die Materialparameter aus [1] verwendet werden. Es wird ein Schubmodul $G = 6.8$ MPa und ein Inkompressibilitätsparameter $D1 = 0$ (inkompressible) für das Neo-Hookean Modell angewendet. Das hyperelastische Materialmodell kommt nur im Tibiotarsal Gelenk zum Einsatz. In den anderen Gelenken wird isotropes, elastisches Materialverhalten mit einem E-Modul von $E = 30$ MPa und einer Querdehnzahl von $\nu = 0,35$ für das Knorpelgewebe gewählt.

3.2.1 Wachstumsfuge

Die Wachstumsfuge zwischen der Epiphyse und Metaphyse der Tibia wird durch Auffüllen des Zwischenraumes der beiden Knochenteile erstellt. Das Materialverhalten wird als isotrop, elastisch angenommen und mit den Materialkennwerten (E-Modul $E = 10$ MPa, Querdehnungszahl $\nu = 0,3$) [45] modelliert. Diese Werte beruhen auf Versuchen an neugeborenen Kälbern, welche ein ähnliches Verhalten wie das Gewebe der Wachstumsfuge bei Pferde aufweisen.

3.3 Muskeln, Sehnen und Bänder

Wie auch zuvor schon, müssen auch bei der Modellierung der Muskeln, Sehnen und Bänder gewisse Vereinfachungen getroffen werden. Muskeln und Sehnen agieren gemeinsam, da die Sehne den Muskel mit dem Knochen verbindet und können somit im Finite Elemente Modell als eine Einheit betrachtet werden. Gastrocnemius medialis

und lateralis, flexor digitalis superficialis und biceps femoris sind die Extensoren des Sprunggelenkes und greifen alle am Tuberculum calcanei (Fersenbeinhöcker) an. Die Extensoren können zu einem Muskel zusammengefasst werden, wobei der flexor digitalis superficialis nicht nur proximal vom Fersenbeinhöcker aus, sondern auch distal weiter verläuft. Die Flexoren werden im Weiteren vernachlässigt, da sie keinen Beitrag zum Gleichgewichtszustand liefern.

Es werden alle Bänder bis auf das Lig. tarsi dorsalia in das Modell miteinbezogen. Die langen Seitenbänder (Lig. collaterale laterale longum und Lig. collaterale mediale longum) sind bei der Streckung gespannt, wohingegen die kurzen Seitenbänder (Lig. collaterale laterale breve und Lig. collaterale mediale breve) bei der Beugung unter Spannung stehen. Dieser Mechanismus wird auch Schnappmechanismus genannt und bewirkt bei der Überschreitung eines Scheitelpunktes, der bei etwa 50° liegt, eine Flexion bzw. Extension des Tibiotarsalgelenk. Das stärkste Band im Sprunggelenk ist das Lig. tarsi plantaria und stabilisiert das Fersenbein und nimmt Kräfte der Extensoren auf.

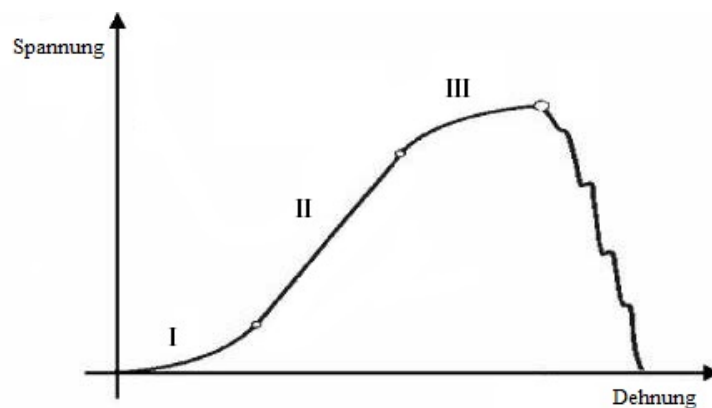


Abbildung 3.4: Spannungs-Dehnungsdiagramm einer Sehne; I: Streckung der Sehne; II: linear elastischer Teil; III: plastischer Teil [5].

Die Sehnen und Bänder des Sprunggelenkes werden mit linearen Federn modelliert (s. Abb. 3.5). Dynamisches Verhalten wird aufgrund der quasi-statischen Analyse vernachlässigt. Sieht man sich in Abbildung 3.4 das Spannungs-Dehnungsdiagramm an, so kann der Spannungs-Dehnungsverlauf in drei Teilbereiche aufgespalten werden. Teilbereich 1 stellt einen nichtlinearen Bereich dar. Die Kollagenfasern der Sehne sind anfangs noch wellenförmig und werden erst durch den anfänglichen Zug gedehnt. In der zweiten Phase kommt es zur elastischen Dehnung der Sehne mit idealisiertem linearen Verlauf und im dritten Bereich kommt es zur plastischen Verformung, wobei Risse in der Sehne entstehen und schließlich die Sehne komplett abgetrennt wird.

Eine weitere Eigenschaft von Bändern und Sehnen ist, dass sie nur Zugspannungen aufnehmen können. Da eine quasi-statische Analyse durchgeführt wird und die Kräfte der Muskeln und Sehnen schon als Vorspannung in den Federn aufgebracht werden, befinden wir uns bereits im 2. Bereich des Diagrammes. Die Steifigkeitswerte der modellierten Federn können aus Tabelle 3.3 entnommen werden. Die Kombination der Extensoren Gastrocnemius medialis und lateralis, flexor digitalis superficialis und biceps femoris wird im Folgenden als *Sehne 1* bezeichnet. Zu dem Begriff *Seitenbänder* gehören die Bänder collaterale laterale longum, collaterale mediale longum, collaterale laterale breve und collaterale mediale breve. Der distal verlaufende Teil des flexor digitalis superficialis wird als *Sehne 2* benannt.

Sehne/Band	Steifigkeit [N/mm]
Sehne 1	200
Sehne 2	200
Seitenbänder	70
Lig. tarsi plantaria	250

Tabelle 3.3: Steifigkeitswerte für die einzelnen Bänder und Sehnen[35]

Der Angriffspunkt *A* von der Feder (Sehne 1) liegt auf derselben Ebene wie die Schnittfläche *S* der Tibia. Die Feder der Sehne 2 verbindet den Fersenhöcker *B* mit dem Boden am Punkt *C*. Der Angriffspunkt *C* liegt auf der Höhe der Schnittfläche der Mittelfußknochen (Abb. 3.5).

3.4 Kontakt

Nachdem die einzelnen Knochen und Knorpel in ANSYS importiert und positioniert wurden, müssen die Kontaktbedingungen zwischen den einzelnen Körpern definiert werden. ANSYS bietet dafür verschiedene Kontaktmodelle, wie die Augmented Lagrange Methode oder die Pure Penalty Methode (siehe Kapitel 2.3.3), an.

3.4.1 Knorpel-Knochen Kontakt

Die Kontaktflächen zwischen dem Knorpel und dem Knochen, sowohl auf der Seite der Tibia als auch auf der Seite des Talus, wurden als Verbund-Kontakt modelliert. Der Knorpel ist an diesen Stellen mit dem Knochen verwachsen und stellt eine feste Verbindung dar. In den restlichen Gelenken des Sprunggelenkes findet nur eine geringe bis gar keine Bewegung statt, weshalb dort die Kontakte auch als Verbund-Kontakt implementiert wurden.

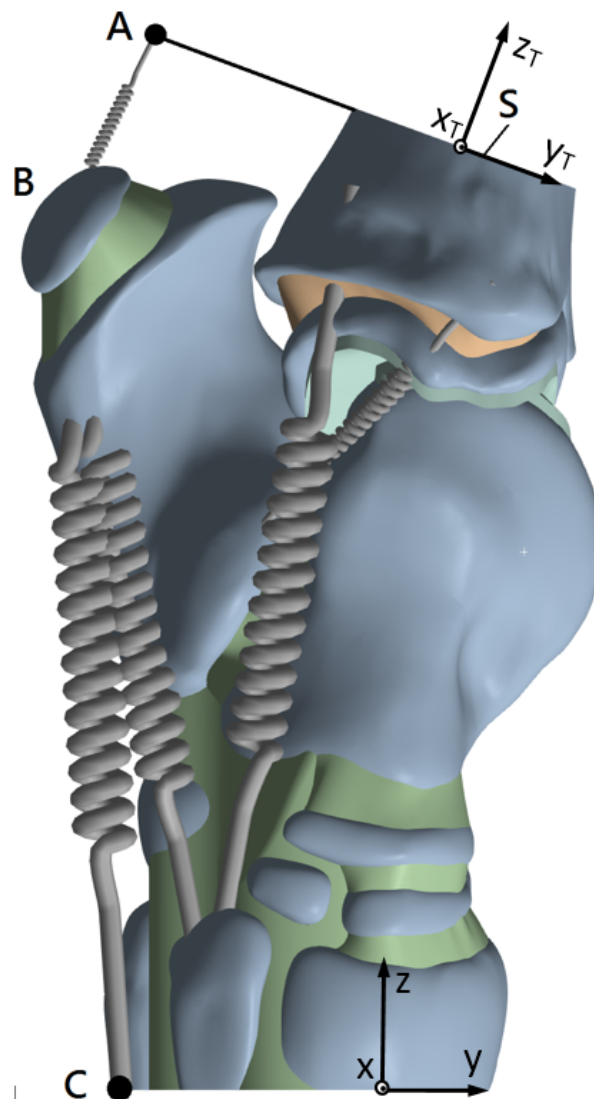


Abbildung 3.5: Modell mit Federn als Sehnen und Bänderersatz

3.4.2 Knorpel-Knorpel Kontakt

Dieser Bereich des Kontaktes ist für die Modellierung interessanter, da sich die Knorpelschichten deformieren, sich trennen und relativ zu einander bewegen können. Der Kontakt im Tibiotarsalgelenk zwischen den beiden Knorpelschichten wurde als reibungslos angenommen. Durch die sehr glatte Oberfläche des Knorpels in Kombination mit der Synovialflüssigkeit ergibt sich im Gelenk ein Reibwert von $\mu = 0,005 - 0,02$ [11], welcher angenähert als reibungslos betrachtet werden kann. Als Algorithmus für die Kontaktbedingungen des reibungslosen Kontaktes wurde die Pure Penalty Methode ausgewählt.

3.5 Vernetzung

Die Qualität der Lösung des Finite Elemente Modells hängt im großen Maße von der Qualität der Vernetzung ab. Viele Finite Elemente Programme bieten in Ihren Programm-Paketen Preprocessing Tools an, welche eine automatische Vernetzung von dreidimensionalen Objekten ermöglichen. Die Zeit, die für die Vernetzung aufgewendet werden muss, sinkt dadurch erheblich, jedoch sollte die automatische Vernetzung mit Vorsicht behandelt werden. Um eine gute Vernetzung des Modelles zu erhalten muss der Benutzer Optimierungen am Netz vornehmen. In den meisten Fällen werden als

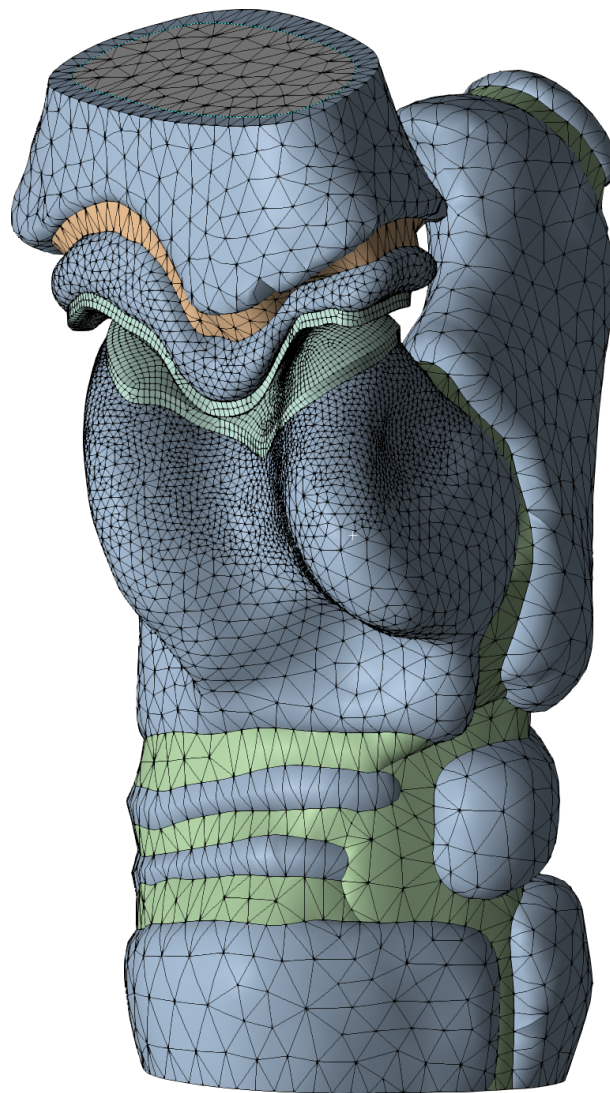


Abbildung 3.6: Netz des Sprunggelenks

3D Elemente Tetraeder- oder Hexaeder-Elemente verwendet. Tetraeder Elemente haben den Vorteil, dass sich eine komplexe Geometrie einfacher vernetzen lässt, als mit Hexaedern, weshalb sie auch bei biomechanischen Finite Elemente Modellen

häufig zum Einsatz kommen. Nachteil ist, dass Tetraederelemente das schlechtere Ergebnis bei Spannungsanalysen liefern. Bei einer ausreichenden Netzfeinheit liefern allerdings auch Tetraeder Netze gute Ergebnisse. ANSYS Workbench stellt nur Elemente mit quadratischen Ansatzfunktionen zur Verfügung. Für Tetraederelemente wird empfohlen, Elemente mit quadratischen Ansatzfunktionen zu verwenden, da sich Elemente mit linearen Ansätzen sehr steif verhalten und eine höhere Elementdichte nötig wäre. Quadratisch bedeutet in diesen Fällen, dass die Ansatzfunktion quadratisch ist und somit Zwischenknoten zwischen den Elementecken eingefügt werden [7]. Lineare Tetraederelemente werden aus 4 Knoten gebildet, wohin Tetraederelemente mit quadratischer Ansatzfunktion aus 10 Knoten aufgebaut sind.

Die Spannungsergebnisse sind in jedem Fall sensibler als Verschiebungsergebnisse, bezogen auf die Netzfeinheit. Verschiebungsergebnisse lassen sich meist schon mit einer geringeren Netzfeinheit gut abbilden. Das Netz sollte lokal an den zu untersuchenden Stellen so fein gewählt sein, dass sich bei einer weiteren Netzverfeinerung z.B. die Vergleichsspannung um weniger als 1% ändert.

Die beiden Knorpelschichten bieten aufgrund ihrer Geometrie, die Möglichkeit eine Hexaedervernetzung vorzunehmen. Die Elementgröße wird durch eine maximale Kantenlänge von 0,75mm festgelegt, womit sich rund 10000 Hexaeder Elemente pro Knorpelschicht ergeben.

Die verbleibende Geometrie wird mit Tetraedern vernetzt. Die Elemente die an den Kontaktflächen liegen, werden mit einer Elementgröße von maximal 1mm versehen. Die übrigen Elemente werden durch die globalen Vernetzungseinstellungen angepasst und haben eine maximale Elementgröße von 5mm.

3.5.1 Konvergenzstudie

Für die Vernetzung ist es wichtig zu wissen, wie fein das Netz sein muss, um die richtigen Ergebnisse zu erhalten. Es wurde eine Konvergenzstudie an einem vereinfachten Modell des Sprunggelenkes durchgeführt. Das Modell für die Studie besteht aus der Tibia mit Wachstumsfuge und Epiphyse, den zwei Knorpelschichten und dem Talus Knochen. Bei gleichen Randbedingungen wurde schrittweise die Anzahl der Elemente erhöht und die maximale Von-Mises-Vergleichsspannung auf der Kontaktfläche der Epiphyse ausgewertet. In Abbildung 3.7 sieht man, dass ab circa 80000 Elementen der Unterschied zur nächst feineren Vernetzung nur noch sehr gering ist. Diese Elementanzahl erhält man bei einer durchschnittlichen Elementgröße von 1,5mm.

Das gesamte Sprunggelenk kann jedoch nicht mit dieser Elementgröße vernetzt

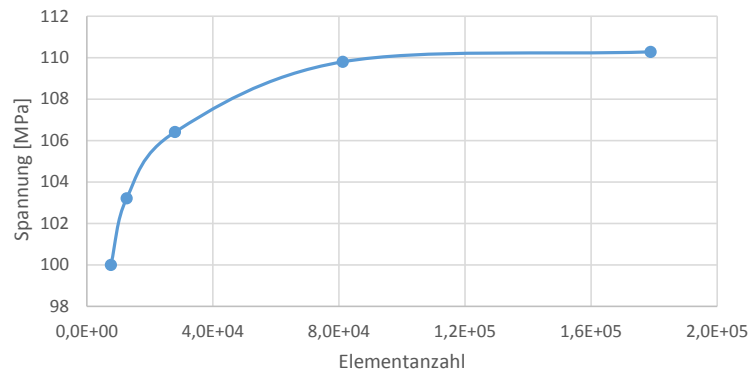


Abbildung 3.7: Konvergenzstudie

werden, da die Rechenleistung für das Lösen nicht ausreichen würde. In Bereichen, in denen keine Ergebnisse ausgewertet werden, wird ein gröberes Netz verwendet.

Das gesamte Modell besteht aus rund 120000 Elementen (Abb. 3.6).

3.6 Randbedingungen und Lastfälle

3.6.1 Randbedingungen

Die Schnittflächen der Mittelfußknochen wurden fixiert. Die Elementknoten an dieser Grenzfläche können keine Verschiebung in x -, y -, und z -Richtung erfahren. Für die Randbedingung bzw. Lagerung an der Schnittstelle der Tibia wurde ein neues Koordinatensystem eingeführt. Die x_T -, y_T -Ebene des neuen Koordinatensystems stimmt mit der Schnittfläche der Tibia überein und die x_T -Achse verläuft parallel zur x -Achse des globalen Koordinatensystems (s. Abb.3.5). Als Randbedingung für die Schnittfläche wird die Drehung der Fläche bzw. Elementknoten um die x_T - Achse gesperrt. Daraus folgt, dass die Längsachse der Tibia um die x_T - und z_T -Axe rotieren, sowie eine Verschiebung in die x_T -, y_T - und z_T -Richtung ausführen kann.

3.6.2 Lastfälle

Das Verhalten des Knöchelgelenkes wird mit verschiedenen Lastfällen, die sich aus den vertikalen Bodenreaktionskräften bei Trab, Gang und bei einem Sprung ergeben, simuliert. Die Bodenreaktionskräfte, die durch das Auftreten auf den Boden übertragen werden, werden bei der Ganganalyse mittels einer Kraftmessplatte, gemessen. Arbeiten von [24], [30] und [42] haben die auftretenden Bodenreaktionskräfte in Abhängigkeit vom Körpergewicht ermittelt. Die maximale, vertikale Bodenreaktionskraft für ein Fohlen mit einem Körpergewicht von 52kg während Trab, Gang und

Sprung ist in Tabelle 3.4 zu sehen.

Bewegung	Faktor	max. vertikale BRK [N]
Gang	4 N/kg	208
Trab	10, 2 N/kg	530
Sprung	1, 2 · KW ²	612

Tabelle 3.4: maximale vertikale Bodenreaktionskraft für Gang, Trab und Sprung

3.6.3 Winkelstellungen

Es werden für die Bewegungen, Gang, Trab und Sprung, die Analysen in verschiedenen Winkelstellungen durchgeführt, um mögliche Veränderungen im Belastungszustand zu ermitteln. Als charakteristische Punkte werden die Zeitpunkte des initialen Bodenkontaktes, der maximalen Flexion des Sprunggelenks während der Standphase und die maximale Flexion während der Schwungphase herangezogen. Die Winkelstellungen der einzelnen Gelenke sind ebenfalls schon vielfach analysiert worden und können aus vorhandenen Arbeiten bestimmt werden [24][30][42]. In den Tabellen 3.5 - 3.7 sind die Sprunggelenkwinkel für die ausgewählten Zeitpunkte angeführt. F_{S1} ist die Kraft der Sehne 1, F_{S2} die Kraft der Sehne 2 und F_T die Kraft auf die Tibia.

Zeitpunkt	α [°]	F_{S1} [N]	F_{S2} [N]	F_T [N]
Anfangsbodenkontakt	16	65	101	129
maximale Flexion Standphase	25	214	638	634
maximale Flexion Schwungphase	46	53	125	80

Tabelle 3.5: Gang

Zeitpunkt	α [°]	F_{S1} [N]	F_{S2} [N]	F_T [N]
Anfangsbodenkontakt	20	187	305	349
maximale Flexion Standphase	30	475	1417	1448
maximale Flexion Schwungphase	63	83	191	114

Tabelle 3.6: Trab

²KW = Körpergewicht des Pferdes

Zeitpunkt	α [°]	F_{S1} [N]	F_{S2} [N]	F_T [N]
Anfangsbodenkontakt	20	214	435	399
maximale Flexion Standphase	35	1388	2058	1914
maximale Flexion Schwungphase	110	86	122	123

Tabelle 3.7: Sprung

Der Winkel α in den Tabellen bezeichnet den spitzen Winkel zwischen der Längsachse der Tibia und der Längsachse des Mittelfußknochens.

3.6.4 Sehnen- und Bänderkräfte

Aus den Bodenreaktionskräften (Tab. 3.4) können die aufzubringenden Kräfte, die in den Sehnen und Bändern wirken, berechnet werden. Die Bodenreaktionskraft ist während der Standphase nicht konstant und muss deshalb für die jeweiligen Zeitpunkte bestimmt werden. Aus den Kraftverläufen verschiedener Untersuchungen können die BRK festgelegt werden [24][30][42].

Daraus ergeben sich bei Anfangsbodenkontakt 30% und bei maximaler Flexion während der Standphase 100% der maximalen Bodenreaktionskraft. Während der Schwungphase werden die Kräfte aus dem Netto-Gelenkmoment von 2,5 Nm berechnet [3].

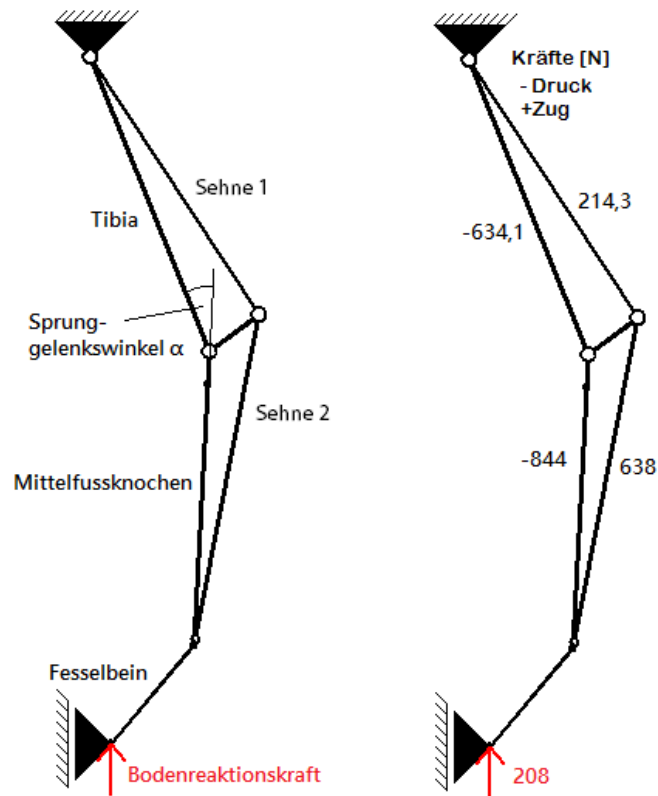


Abbildung 3.8: Gleichgewichtszustand am Beispiel maximaler Flexion ($\alpha = 20$) in der Standphase beim Gang.

Die Kräfte für die Bänder und Sehnen werden aus dem Gleichgewichtszustand (s. Abb. 3.8) ermittelt. Die Kräfte F_{S1} und F_{S2} (Tab. 3.5 - 3.7) werden in ANSYS als Vorspannung auf die Federn aufgebracht. Die resultierende Kraft F_T (Tab. 3.5 - 3.7), die auf die Tibia wirkt, wird in Richtung der Längsachse der Tibia auf die Schnittfläche der Tibia aufgebracht.

4 Ergebnisse

4.1 Simulation

Die durchschnittliche Laufzeit einer Analyse betrug rund 6 Stunden. Als Recheneinheit diente ein Computer mit einem Intel i5 Prozessor mit 8Gb Arbeitsspeicher. Als Solver wurde ein direkter Solver verwendet. Iterative Solver werden eigentlich bei großen Modellen (50000 - 1000000 Freiheitsgraden) eingesetzt, jedoch bietet der direkte Solver ein besseres Konvergenzverhalten bei nichtlinearen Analysen.

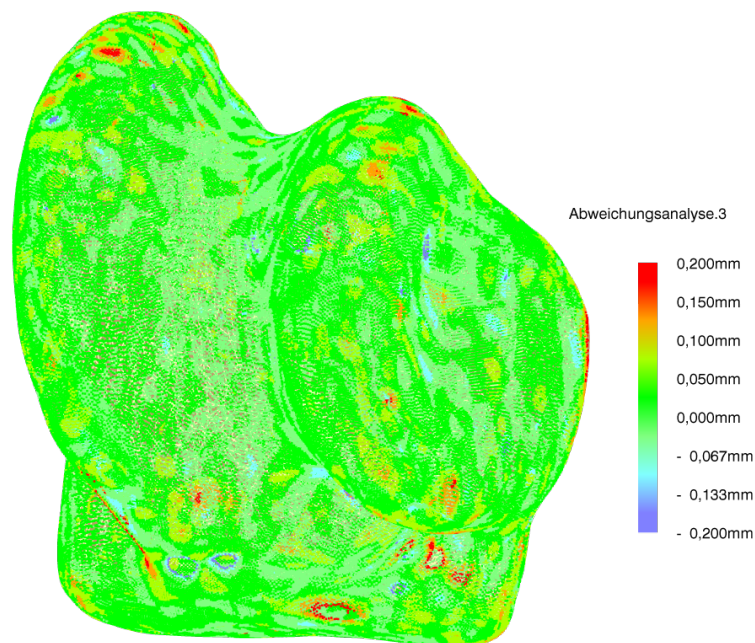


Abbildung 4.1: Abweichung des erstellten Talus Knochens vom importierten Oberflächennetz

4.2 Geometrie

Es soll hier kurz gezeigt werden inwieweit sich die Geometrie im Verhältnis zur realen Knochengeometrie durch die Erstellung des 3D-Modells verändert hat. Bild 4.1 zeigt die Abweichung des erstellten Volumenkörpers aus der Flächenrückführung. Dies

wurde vom importierten Netz durch ein Softwareprogramm aus den CT-Bildern gewonnen wurde. Abweichungen von der importierten Geometrie entstanden durch die Glättung des Netzes, entfernen von diversen Unebenheiten und die Flächenrückführung. Die maximale Abweichung an den Rollkämmen des Talus liegt bei ca. 0,2mm.

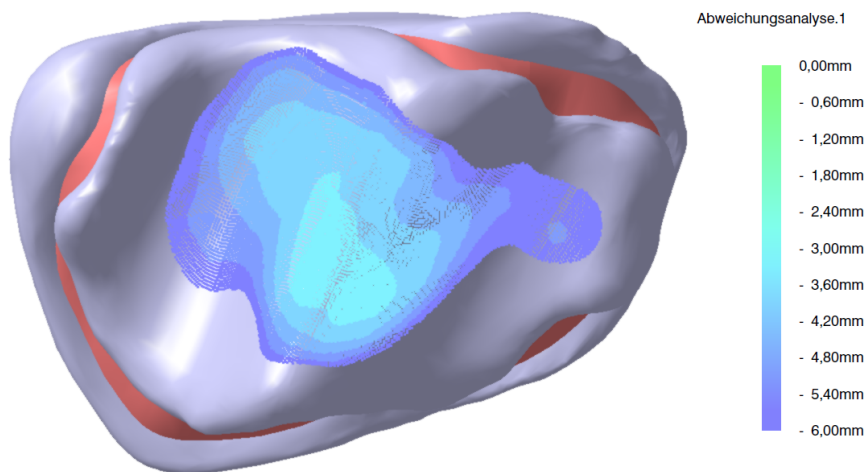


Abbildung 4.2: Abstand zwischen der Gelenksflächen der Tibia und des Talus

Wie groß die tatsächliche Abweichung von den CT-Bildern ist, kann hier nicht beurteilt werden. Die Gewinnung des Oberflächennetzes ist in einer eigenen Arbeit durchgeführt worden. Raes [36] hat in seiner Arbeit CT-Bilder mit anatomischen Schnitten verglichen und gezeigt, dass sich Geometrien der Gewebeteile des Sprunggelenks gut darstellen lassen.

4.2.1 Abstand der Gelenksflächen

In Abbildung 4.2 sieht man den Abstand zwischen den Gelenksflächen der Tibia und des Talus bei einem Sprunggelenkwinkel von 20° . Die Werte geben den Abstand in Richtung der z-Achse, welche orthogonal zur Schnittfläche der Tibia steht, an. Der Minimalabstand (3,15 mm) liegt am mittleren Sagittalkamm der Tibia. Medial und lateral davon vergrößert sich der Abstand zunehmend. An den Stellen des medialen und lateralen Rollkamms betragen die minimalen Abstände 5,53 mm bzw. 4,96 mm. Somit ergibt dies einen bleibenden Spalt von 2,38 mm bzw. 1,81 mm an den Rollkämmen, wenn man die beiden Gelenksflächen der Tibia und des Talus in Kontakt bringen würde. Die distale Gelenksfläche der Tibia und die Trochlea des Talus sind somit nicht parallel zueinander.

4.3 Vergleichsstudie

4.3.1 Knorpelmodelle

Im Folgenden werden die Ergebnisse von 3 Arten der Knorpelmodellierung an einem reduzierten Modell des Sprunggelenks dargestellt. In Abb. 4.3 sind die verschiedenen Modelle zu sehen. Modell I (a) wird ohne Knorpel, Modell II (c) mit zwei Knorpelschichten, wie in Kapitel 3.2 beschrieben, und Modell III (e) mit voll ausgefülltem Zwischenraum als Knorpel ausgeführt.

Die Abbildungen 4.3(a), (c) und (e) stellen die die Von-Mises-Vergleichsspannung am distalen Ende der Epiphyse(Tibia) dar.

Ohne Knorpel zeigen sich starke Spannungskonzentration an den Kontaktstellen. Bei zwei Knorpelschichten kommt es bereits zu einer Belastungsverteilung und deshalb auch zu geringeren Spannungswerten. Ist das Gelenk vollständig mit Knorpelgewebe ausgefüllt ergeben sich die geringste Spannungswerte, jedoch entspricht diese Modellierung nicht der Realität. In Wirklichkeit weisen die Knorpelschichten keine konstante Dicke auf sondern variieren, was einer Mischung aus Modell II und III entsprechen würde. Aus Tabelle 4.1 können die maximal auftretenden Von-Mises-Vergleichsspannungen abgelesen werden.

Modell	Von-Mises-Vergleichsspannung [N/mm^2]
I	46,18
II	11,48
III	6,6

Tabelle 4.1: maximale Spannungswerte auf den Kontaktflächen

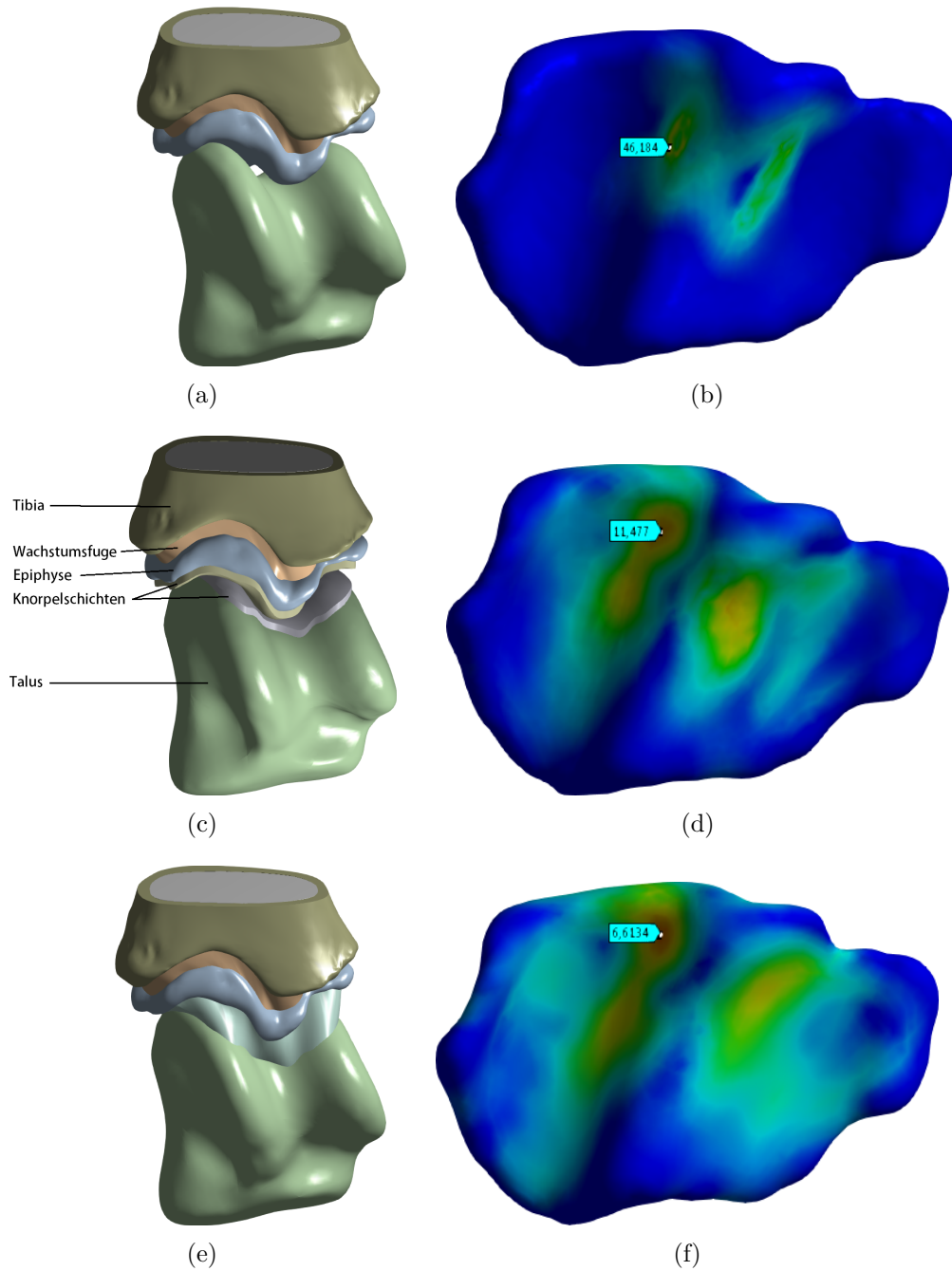


Abbildung 4.3: Knorpelmodelle und Von-Mises-Vergleichspannung am distalen Ende der Tibia

4.4 Ergebnisse der Analysen

In den Abbildungen 4.6 - 4.8 sind Ergebnisse aus den einzelnen Analysen zu sehen. In der ersten Reihe ist eine schematische Darstellung der Stellung des Hinterbeines, welches für die Berechnung der wirkenden Kräfte herangezogen wurde, abgebildet. Darunter ist der Status des Kontakts in Fern, Nah oder Kontakt dargestellt. Weiters folgen die Druckspannung zwischen den beiden Knorpelflächen, die Von-Mises Vergleichsspannung auf der Tibia und zuletzt die Von-Mises Vergleichsspannung auf dem Talus.

In allen Analysen ist zu erkennen, dass sich die Kontaktfläche im Bereich des mittleren Kamms ausbreitet. Betrachtet man in Abbildung 4.2 den Abstand zwischen den beiden Gelenksflächen der Tibia und des Talus so kann man dort erkennen, dass sich der Kontakt in der Mitte des Kamms ausbilden wird. Der Kontakt am medialen Rollkamm tritt nur durch eine Adduktion der Tibia in Kraft, da der Abstand (s. Abb. 4.2) an den Stellen der Rollkämme zwischen den Gelenksflächen zu groß ist, um nur durch eine Kompression der Knorpelschichten zustande zu kommen. Die Kompression der Knorpelschicht des Talus beträgt bei der höchsten Belastung im Sprung etwa $0,26\text{mm}$, was etwa 15% der Knorpeldicke entspricht (Tab. 4.4). In der Tabelle zeigen sich bei größeren Flexionswinkeln, kleinere Werte für den Winkel der Adduktion des Gelenks. Dafür sind die Seitenbänder verantwortlich, die bei steigender Flexion mehr Kraft ausüben und so eine Rotation verhindern. Des Weiteren ist zu erkennen, dass die maximale Druckspannung beim Anfangsbodenkontakt und der maximalen Flexion (ausgenommen Sprung), während der Standphase auf der anterioren Seite der Kontaktfläche liegt, hingegen liegt die maximale Spannung auf der posterioren Seite der Kontaktfläche bei maximaler Flexion in der Schwungphase.

Die Belastung des Talus konzentriert sich auf den Bereich des Kontaktes zwischen den Rollkämmen.

4.4.1 Gang

Die Kontaktfläche zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes deutet darauf hin, dass sich die Flächen an zwei Stellen berühren. Bei steigender Belastung bildet sich daraus eine gemeinsame Kontaktfläche. Kontakt am medialen Rollkamm kommt nur bei kleineren Flexionswinkeln vor. Die maximale Druckspannung an der Kontaktfläche beträgt $7,06\text{MPa}$ und tritt in der Standphase, während die maximale vertikale Bodenreaktionskraft wirkt, auf. Aufgrund der reduzierten Belastung zu den anderen Zeitpunkten beträgt die maximale Druckspannung bei ABK $3,7\text{MPa}$ und in der

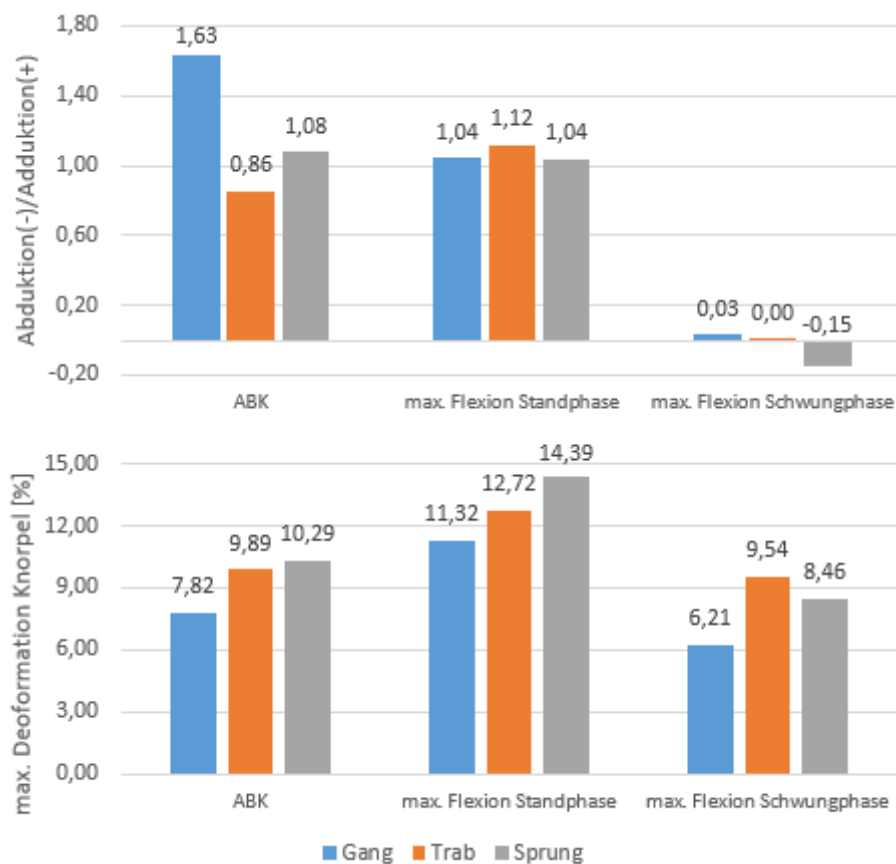


Abbildung 4.4: Maximale Deformation des Knorpels und Abduktion/Adduktion der Tibia

Schwungphase 2,62 MPa.

An den Gelenksflächen der Tibia ergeben sich sehr ähnliche Spannungszustände bei ABK und bei maximaler Flexion in der Standphase. Lediglich im Bereich des mittleren Sagittalkamms ist eine höhere Spannung im anterioren Bereich zu erkennen. In der Schwungphase kommt es zu keinem Kontakt am medialen Rollkamm, weshalb die Spannung am Sagittalkamm steigt.

4.4.2 Trab

Im Vergleich zum Gang zeigen sich hier deutlich größer Kontaktflächen, welche aus der Erhöhung der Bodenreaktionskraft um etwa 150% gegenüber dem Gang hervorgeht. Die maximale Druckspannung in der Standphase beträgt 8,00 MPa und liegt im anterioren Bereich der Kontaktfläche. Am medialen Rollkamm wirkt eine maximale Druckspannung von 4,63 MPa

Für den Spannungszustand der Gelenksflächen der Tibia und des Talus gilt ähnliches wie schon zuvor beschrieben. Das distale Ende der Tibia erfährt eine maximale

Spannung von 33,57 MPa, was einer Erhöhung von 130%, im Vergleich zum Gang, entspricht.

4.4.3 Sprung

Beim Sprung ist die Bodenreaktionskraft um 16% höher als beim Trab, weshalb die größten Belastungen zu erwarten sind. Es zeigt sich ein simultanes Bild wie beim Gang und Trab. Die höchste Druckspannung im Sprung erreicht 11,22 MPa. Die maximale Druckspannung am medialen Rollkamm beträgt 5,68 MPa.

Die Von-Mises Vergleichspannung an der Gelenksfläche der Tibia erreicht ein Maximum von 42,01 MPa. Am Talus wird eine Spannung von 16,43 MPa berechnet.

4.4.4 Spannungsverlauf am Sagittalkamm

In Abbildung 4.5 ist der Verlauf der von-Mises-Vergleichspannung am Sagittalkamm beim Sprung abgebildet. Die Spannung wurde anhand der maximal auftretenden Spannung normiert. Es ergibt sich eine kaudale Verschiebung der Spannungsspitze bei geringerer Flexion des Sprunggelenks. Bei stärkerer Flexion während der Schwungphase liegt die maximale Spannung im Zentrum des Sagittalkamms.

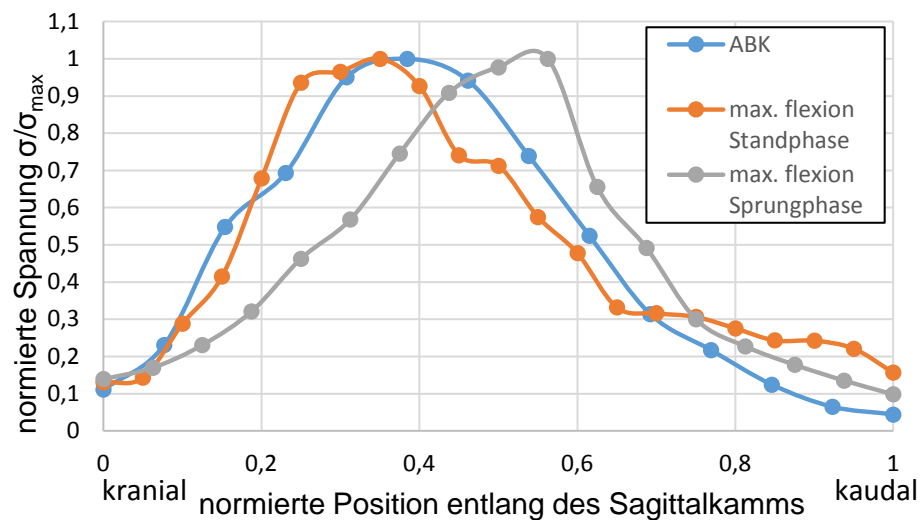


Abbildung 4.5: Kranial-Kaudal-Verlauf der von-Mises-Vergleichspannung am Sagittalkamm beim Sprung

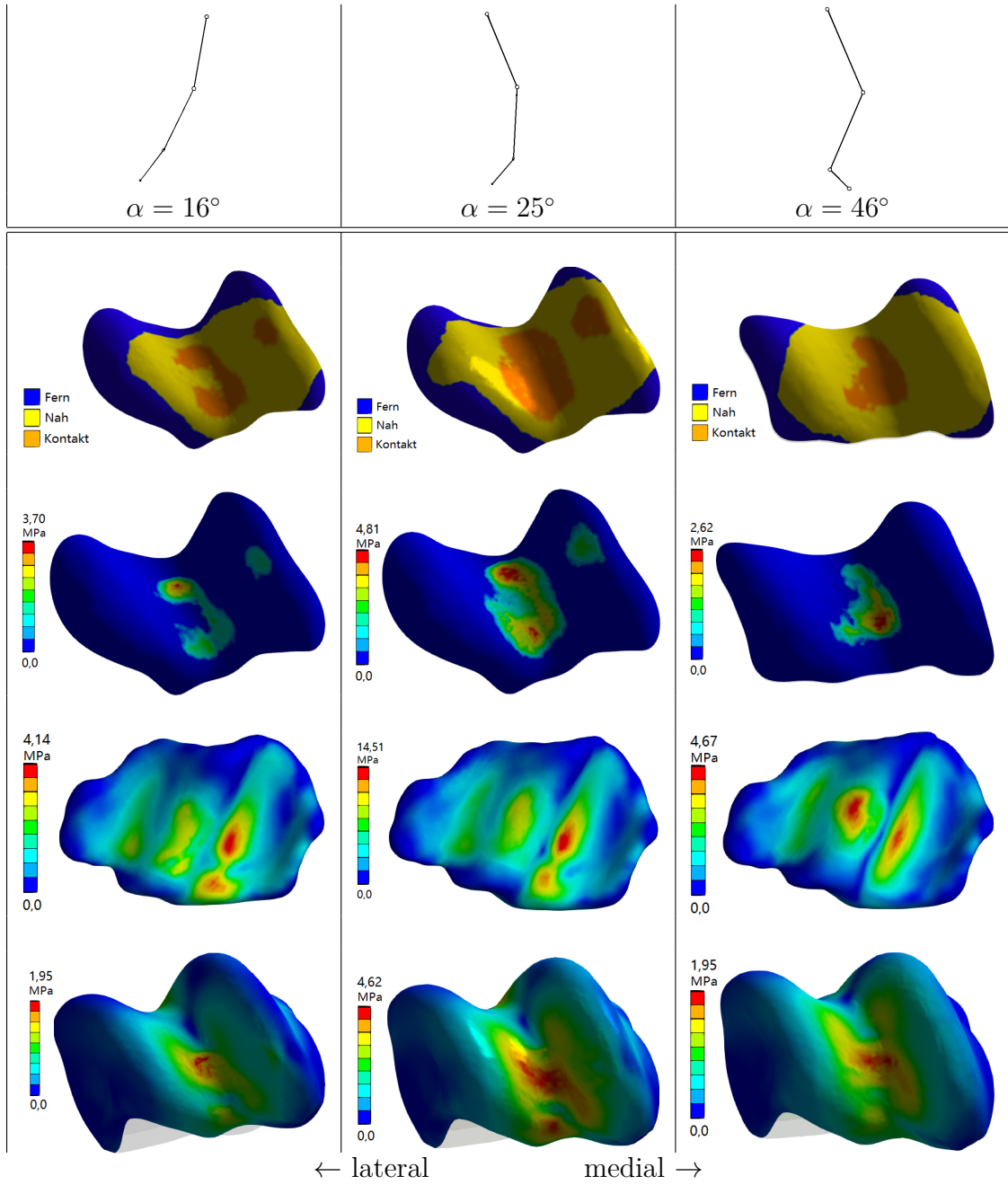


Abbildung 4.6: Ergebnisse für ABK, maximale Flexion in der Standphase und Schwungphase während des Ganges. 1.Zeile Kontaktfläche; 2.Zeile Druckspannung; 3.Zeile Von-Mises-Vergleichsspannung Tibia; 4.Zeile Von-Mises-Vergleichsspannung Talus

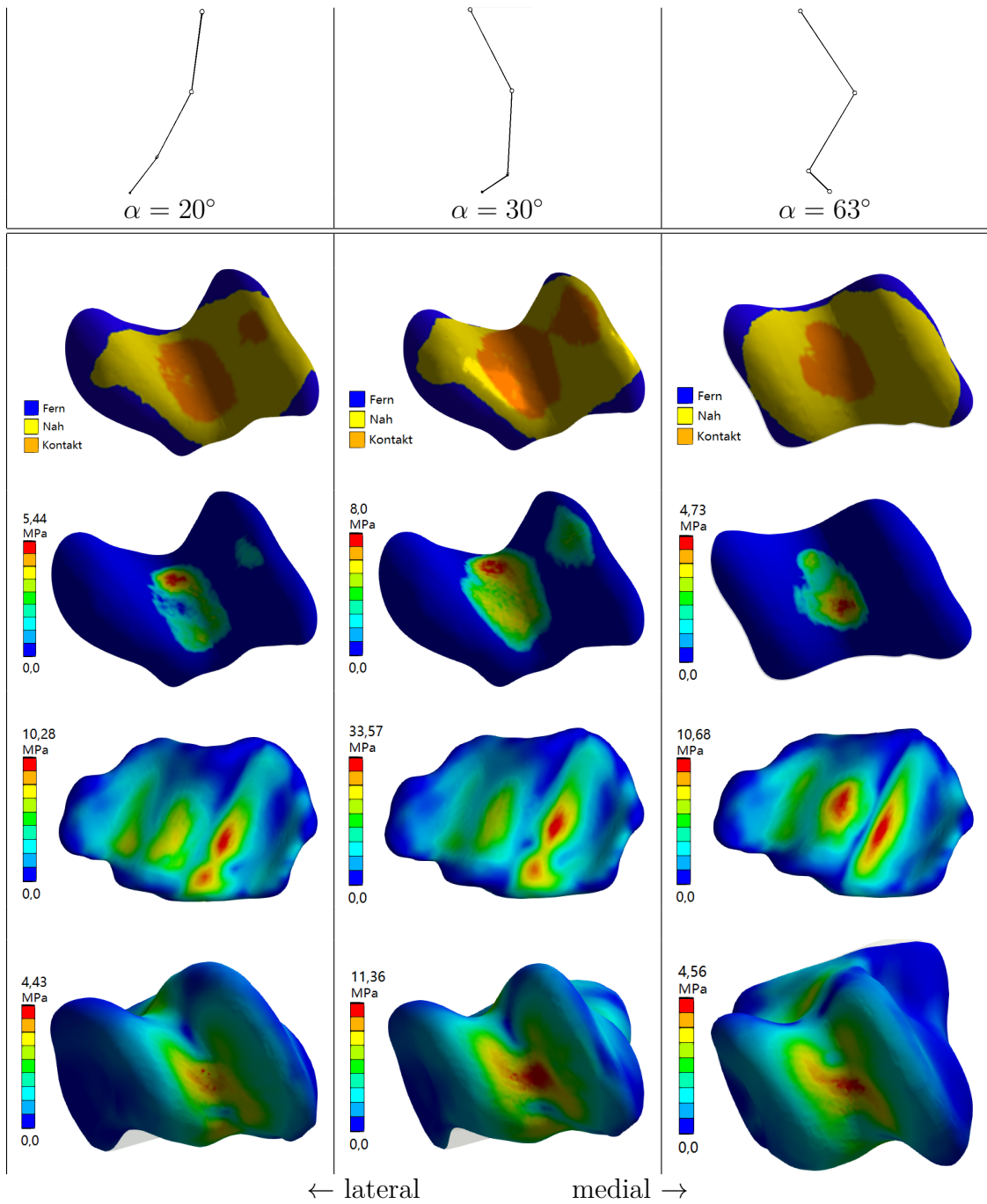


Abbildung 4.7: Ergebnisse für ABK, maximale Flexion in der Standphase und Schwungphase während des Trab. 1.Zeile Kontaktfläche; 2.Zeile Druckspannung; 3.Zeile Von-Mises-Vergleichsspannung Tibia; 4.Zeile Von-Mises-Vergleichsspannung Talus

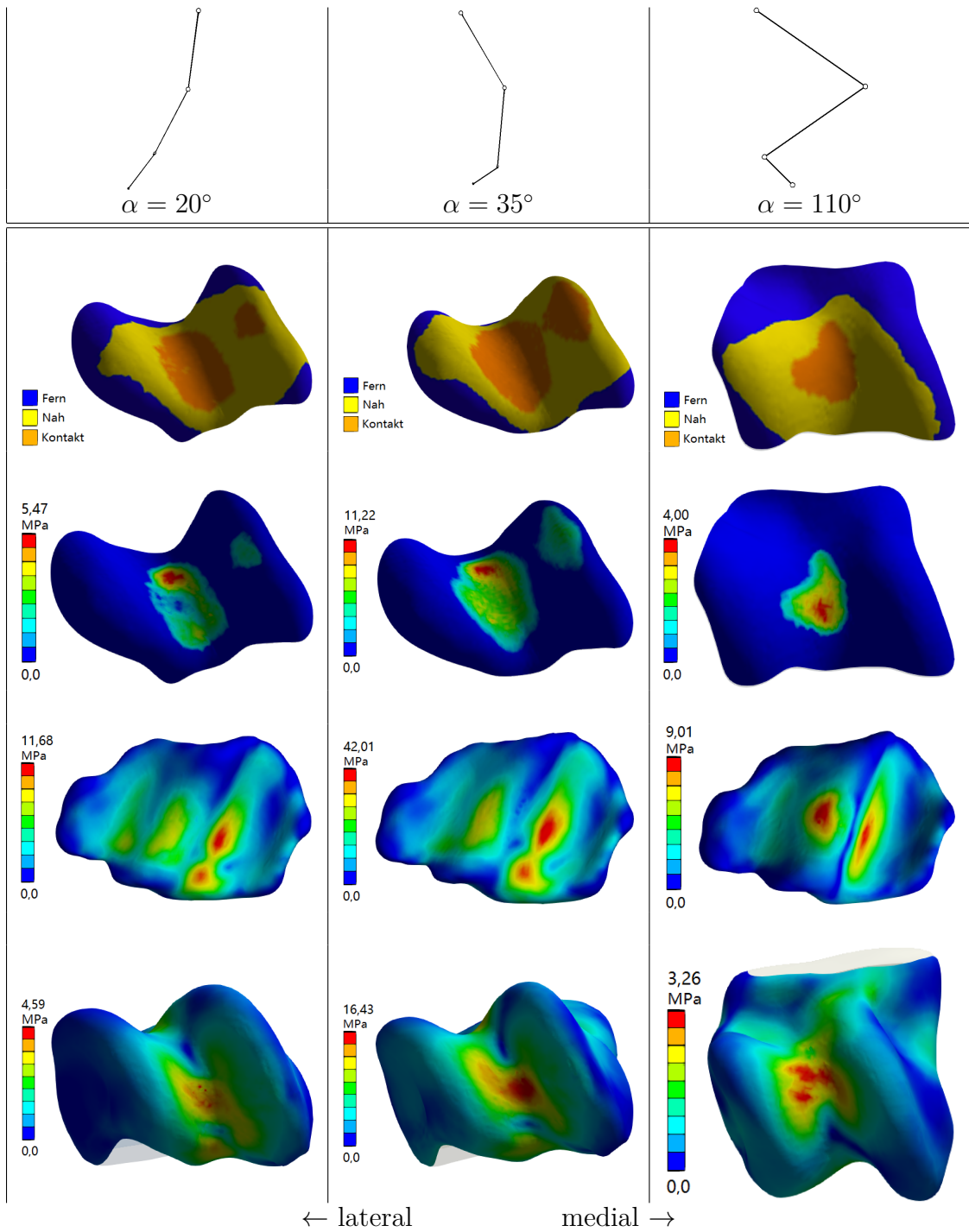


Abbildung 4.8: Ergebnisse für ABK, maximale Flexion in der Standphase und Schwungphase während des Sprungs. 1.Zeile Kontaktfläche; 2.Zeile Druckspannung; 3.Zeile Von-Mises-Vergleichsspannung Tibia; 4.Zeile Von-Mises-Vergleichsspannung Talus

5 Diskussion und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es ein Finite-Elemente Modell eines Sprunggelenks des Fohlens zu erstellen und damit die Belastungssituation im Zusammenhang mit OCD zu ermitteln.

Am Beginn wurde auf die Anatomie des Sprunggelenks, sowie die Entstehung und Ursache für Osteochondrosis Dissecans bei Pferden eingegangen. In Folge wurden die biomechanischen Eigenschaften der einzelnen Gewebeteile, die in einem Gelenk präsent sind, dargestellt. Weiters wurden die Grundlagen der Finite Elemente Methode und speziell Nichtlinearitäten wie Kontakt und hyperelastisches Material erläutert.

Grundgerüst für das Modell des Sprunggelenks waren CT-Aufnahmen eines Fohlens, aus welchen die Knochengeometrie abgeleitet wurde. Darauf aufbauend wurden die Weichteilgewebe modelliert. Literaturrecherchen haben gezeigt, dass sich ein hyperelastisches Materialmodell gut für die Modellierung von Knorpelgeweben eignet. Der Spongiosa und Kompakta der Knochen wurde ein isotrop elastisches Materialverhalten zugewiesen. Die Materialparameter für die einzelnen Gewebearten wurden aus der Literatur entnommen.

Da die Knorpelgeometrie aus dem CT-Scan nicht erkennbar war, wurden die Knorpelschichten durch Extrusion der Knochenoberfläche gewonnen und mit einer konstanten Dicke versehen. In das Modell wurden nur die Muskeln modelliert welche einen direkten Einfluss auf die Extension des Sprunggelenks haben, da es nicht möglich war, den Einfluss der anderen Muskeln ohne muskuloskelettales Modell zu bestimmen. Die Bänder wurden auch in das Modell integriert, da sie vor allem bei der Flexion das Gelenk stabilisieren und einen zusätzliche Druck ausüben.

Das Sprunggelenk wurde bei Gang, Trab und im Sprung zu verschiedenen Zeitpunkten des Bewegungsablaufes analysiert. Als Punkte dienten der initiale Bodenkontakt, die maximale Flexion während der Standphase und die maximale Flexion während der Schwungphase. Die Belastung des Sprunggelenks wurde dadurch in einem Bewegungsbereich von 16 – 110° Flexion des Sprunggelenks untersucht.

Nach McIlwray [29] tritt OCD am Sagittalkamm des distalen Endes der Tibia, am lateralen und medialen Kamm der Trochlea des Talus und selten am lateralen und medialen hammerförmigen Knochenvorsprung der Tibia (Malleolus) auf.

Die Ergebnisse zeigen vor allem im Bereich des mittleren Sagittalkamms und am medialen Rollkamm eine erhöhte Belastung. Die Hauptbelastung des Tibiotarsal Gelenk wirkt am Sagittalkamm. In diesem Bereich wird auch häufig das Auftreten von OCD beobachtet. Vor allem im kranialen Teil des Sagittalkamms wird OCD am häufigsten vorgefunden. Bei allen drei Bewegungsarten ist eine Verschiebung der Spannungskonzentration am Sagittalkamm durch Variation der Belastung und des Flexionswinkels zu erkennen. Bei hohen vertikalen Bodenreaktionskräfte liegt die maximale Vergleichsspannung im kranialen Bereich des Sagittalkamms, wobei bei maximaler Flexion und geringer Belastung die Spannungsspitze in das Zentrum des Sagittalkamms wandert (Abb. 4.5). Eine Aussage für die Belastung im kranialen Ende des Sagittalkamms, welches bei maximaler Flexion mit dem tarsi centrale Knochen in Kontakt tritt, war mit diesem Modell nicht möglich. Die fehlende Geometrie des dazwischenliegenden Knorpel verhindert eine Analyse in diesem Bereich. Mit höheren Belastungen steigt die Adduktion des Tibiotarsal Gelenks und führt zu einer größeren Belastung am medialen Rollkamm des Talus und der medialen Rinne (Sulcus) der Tibia. Im Bereich der hammerförmigen Knochenvorsprünge kann mit diesem Modell kein Zusammenhang zwischen dem Auftreten von OCD und der Belastung ermittelt werden.

Die Erstellung eines Finite Elemente Modells eines Sprunggelenks ist, aufgrund der vielen verschiedenen Aspekte die bei der Modellierung beachtet werden müssen, eine sehr komplexe Aufgabe. Eine große Rolle für die Qualität eines Finite Elemente Modells spielen die Geometrie des Modells sowie die Modellierung des Weichteilgewebes. Eine hoher Detailgrad der Kontaktflächen ist notwendig um sowohl die Kontaktanalyse als auch die Ergebnisqualität zu steigern.

Meines Wissens war dies das erste Finite Elemente Modell, dass sich mit der Belastung im Sprunggelenk des Pferdes auseinandersetzt. Weitere Untersuchungen sind notwendig um das Modell zu validieren, und damit sicherzustellen, dass die getroffenen Annahmen richtig waren und somit eine Vorhersage der Belastung im Sprunggelenk der Realität entspricht.

Aufbauend auf dieses Modell könnten in Zukunft verschiedene Maßnahmen zu einer Verbesserung führen. Die Materialparameter für die einzelnen Gewebearten wurden aus der Literatur entnommen und können von Individuum zu Individuum abweichen. Materialtests an den Gewebeteilen würden sicherstellen, dass die entsprechende Materialparameter verwendet werden. Die Geometrie des Knorpelgewebes könnte aus MRT-Scans, welche Weichteilgewebe klar darstellen, abgeleitet werden und den Kontakt zwischen den Gelenksflächen verbessern. Die für diese Arbeit ver-

wendete Recheneinheit beschränkte das Modell auf rund 120 000 Elemente. Höhere Rechenleistung würde es ermöglichen die Netzfeinheit des Modells auch abseits der Kontaktstelle zu steigern. Und nicht zuletzt sollte in Zukunft eine Validierung in Form einer experimentellen Messung der Belastung erfolgen.

Abschließend ist zu sagen, dass sich die Finite Elemente Analyse als ein nützliches Tool für die Analyse von komplizierteren Gelenken wie das Sprunggelenk eignet und sich auch in Zukunft, durch immer bessere Software und Rechenleistung, die Modellqualität steigern lässt. Der Detailgrad der Modelle wird erhöht und in Folge verbessert sich die Qualität der Ergebnisse.

Die Ergebnisse dieser Arbeit ermöglichen einen Einblick in die Belastungssituation von Sprunggelenken bei jungen Fohlen und geben möglicherweise Aufschluss für die Prävention von OCD.

Literaturverzeichnis

- [1] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, C. L. Peters, and J. A. Weiss. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(5):051008, 2008.
- [2] P. Arnan and B. Hertsch. OCD des Fessel-, Sprung- und Kniegelenks im Vergleich vom Fohlen zum Zweijährigen. *Pferdeheilung*, 21(4):322–326, 2005.
- [3] W. Back and H. M. Clayton. *Equine Locomotion*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [4] K. J. Bathe. *Finite-Elemente-Methoden*. Springer Verlag, 2012.
- [5] W. Becker and H. Krahl. *Die Tendopathien: Grundlagen, Klinik, Therapie*. Thieme Georg Verlag, 1985.
- [6] D. Bennett. Timing and rate of skeletal maturation in horses. 2008.
- [7] S. E. Benzley, E. Perry, K. Merkley, B. Clark, and G. Sjaardema. A comparison of all hexagonal and all tetrahedral finite element meshes for elastic and elasto-plastic analysis. *In Proceedings, 4th International Meshing Roundtable*, pages 179–191, 1995.
- [8] D. P. Bertsekas. *Constrained optimization and Lagrange multiplier methods*. Athena Scientific, 1996.
- [9] S. Brenner and R. Scott. *The Mathematical Theory of Finite Element Methods*. Springer, 3rd edition, 2008.
- [10] C. P. Brown, T. C. Nguyen, H. R. Moody, R. W. Crawford, and A. Oloyede. Assessment of common hyperelastic constitutive equations for describing normal and osteoarthritic articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 223(6):643–652, 2009.
- [11] J. Charnley. The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 19(1):10–19, 1960.

- [12] C. R. Chu, M. Szczodry, and S. Bruno. Animal models for cartilage regeneration and repair. *Tissue Engineering. Part B, Reviews*, 16(1):105–115, 2010.
- [13] S. N. Collins, R. C. Murray, S. Kneissl, C. Stanek, and C. Hinterhofer. Thirty-two component finite element models of a horse and donkey digit. *Equine Veterinary Journal*, 41(3):219–224, 2009.
- [14] C. S. Desai and J. F. Abel. *Introduction to the finite element method; a numerical method for engineering analysis*. Van Nostrand Reinhold Co., 1971.
- [15] K. Dämmrich. Wachstumsstörungen des Skeletts bei jungen Pferden. *Pferdeheilkunde*, (1):13, 1985.
- [16] S. Fischli, R. Sellens, M. Beek, and D. Pichora. Simulation of extension, radial and ulnar deviation of the wrist with a rigid body spring model. *Journal of Biomechanics*, 42(9):1363–1366, 2009.
- [17] A. Fürst, D. Meier, S. Michel, A. Schmidlin, L. Held, and A. Laib. Effect of age on bone mineral density and micro architecture in the radius and tibia of horses: An extreme computed tomographic study. *BMC Veterinary Research*, 4(1):3, 2008.
- [18] R. Glowinski and P. Le Tallec. *Augmented Lagrangian and Operator-Splitting Methods in Nonlinear Mechanics*. Studies in Applied and Numerical Mathematics. Society for Industrial and Applied Mathematics, 1989.
- [19] P. Gronberg. *ABC of the Horse Atlas*. Pg Team Oy, 2011.
- [20] M. Hurtig and P. Pool. Pathogenesis of equine osteochondrosis. In *Joint diseases in the horse*, pages 335–358. 1996.
- [21] L. B. Jeffcott. Osteochondrosis in the horse – searching for the key to pathogenesis. *Equine Veterinary Journal*, 23(5):331–338, 1991.
- [22] L. B. Jeffcott. Osteochondrosis – an international problem for the horse industry. *Journal of Equine Veterinary Science*, 16(1):32–37, 1996.
- [23] L. B. Jeffcott and F. M. Henson. Studies on growth cartilage in the horse and their application to aetiopathogenesis of dyschondroplasia (osteochondrosis). *The Veterinary Journal*, 156(3):177–192, 1998.

- [24] S. Khumsap, H. M. Clayton, and J. L. Lanovaz. Effect of walking velocity on ground reaction force variables in the hind limb of clinically normal horses. *American Journal of Veterinary Research*, 62(6):901–906, 2001-06.
- [25] K. Knothe and H. Wessels. *Finite Elemente: Eine Einführung für Ingenieure*. Springer Verlag, 3. edition, 1999.
- [26] R. Lüllmann-Rauch and F. Paulsen. *Taschenlehrbuch Histologie*. Thieme Verlag, 4. edition, 2012.
- [27] K. Loeffler and G. Gäbel. *Anatomie und Physiologie der Haustiere*. UTB, Stuttgart, 13. edition, 2013.
- [28] C. McIlwraith. Incidence of developmental joint problems. Amarillo, 1986. AQHA Developmental Orthopaedic Disease Symposium.
- [29] C. W. McILWRAITH. Inferences from referred clinical cases of osteochondritis dissecans. *Equine Veterinary Journal*, 25:27–30, 1993.
- [30] H. W. Merkens, H. C. Schamhardt, G. J. V. M. Van Osch, and A. J. Van Den Bogert. Ground reaction force patterns of dutch warmblood horses at normal trot. *Equine Veterinary Journal*, 25(2):134–137, 1993.
- [31] R. Nickel. *The locomotor system of the domestic mammals*. Verlag Parey, 1986.
- [32] A. J. Nixon. Die Oberfläche des Gelenksknorpels: Struktur und Funktion. *Pferdeheilkunde*, 9(2):95–100, 1993.
- [33] H. Parisch. *Festkörper-Kontinuumsmechanik: Von den Grundgleichungen zur Lösung mit Finiten Elementen*. Springer, 2013.
- [34] H. Parkus. *Mechanik der festen Körper*. Springer, 2. edition, 2009.
- [35] J. Peltonen, N. J. Cronin, L. Stenroth, T. Finni, and J. Avela. Viscoelastic properties of the achilles tendon in vivo. *SpringerPlus*, 2(1):212, 2013.
- [36] E. V. Raes, E. H. J. Bergman, H. van der Veen, K. Vanderperren, E. Van der Vekens, and J. H. Saunders. Comparison of cross-sectional anatomy and computed tomography of the tarsus in horses. *American Journal of Veterinary Research*, 72(9):1209–1221, 2011.
- [37] F. Rammerstorfer. *Skriptum Nichtlineare Finite Elemente Methoden*. Technische Universität Wien, 2011.

- [38] J. Reuther. *Pferde-Sprunggelenk-Modellierung*. Technische Universität Wien, 2013.
- [39] R. Riegel, S. Hakola, C. Schickling, I. Elter, and S. Reese. *Bild-Text-Atlas zur Anatomie und Klinik des Pferdes: Bewegungsapparat und Lahmheiten*. Schlütersche Verlag, 1999.
- [40] D. F. Rogers. *An Introduction to NURBS: With Historical Perspective*. Morgan Kaufmann, 2000.
- [41] W. Rust. *Nichtlineare Finite-Elemente-Berechnungen: Kontakt, Geometrie, Material*. Vieweg+Teubner Verlag, 2009.
- [42] H. C. Schambardt, H. W. Merckens, V. Vogel, and C. Willekens. External loads on the limbs of jumping horses at take-off and landing. *American Journal of Veterinary Research*, 54(5):675–680, 1993.
- [43] B. Schnorr. *Embryologie der Haustiere: Ein Kurzlehrbuch*. Enke, 6. edition, 2011.
- [44] L. C. Schulz, K. Nieberle, and P. Cohrs. *Pathologie der Haustiere*. Enke, 1991.
- [45] K. Sergerie, M.-O. Lacoursière, M. Lévesque, and I. Villemure. Mechanical properties of the porcine growth plate and its three zones from unconfined compression tests. *Journal of Biomechanics*, 42(4):510–516, 2009-03.
- [46] P. Steinke. *Finite-Elemente-Methode: Rechnergestützte Einführung*. Springer Verlag, 4. edition, 2012.
- [47] V. Storch and U. Welsch. *Kurzes Lehrbuch der Zoologie*. Spektrum Akademischer Verlag, 8. edition, 2004.
- [48] B. Stromberg. A review of the salient features of osteochondrosis in the horse. *Equine Veterinary Journal*, 11(4):211–214, 1979.
- [49] D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, and R. Forst. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33(10):1325–1330, 2000.
- [50] H. Wissdorf. *Adams' Lahmheit bei Pferden*. Schlütersche, 2008.