

**Bachelorarbeit**

# **Lombard'sches Paradoxon**

**Lässt sich das Lombard'sche Paradoxon beim Gehen an der Ischiokruralmuskulatur anhand eines selbst erstellten, mechanischen Modells der unteren Extremität bestätigen?**

---

**Autorin: Joos Aline, S12477634**

<b>Departement:</b>	<b>Gesundheit</b>
<b>Institut:</b>	<b>Institut für Physiotherapie</b>
<b>Studienjahrgang:</b>	<b>PT.12</b>
<b>Eingereicht am:</b>	<b>24. April 2015</b>
<b>Begleitende Lehrperson:</b>	<b>Prof. Dr. Bernd Heinlein</b>

## Inhaltsverzeichnis

Abstract .....	3
1 Einleitung .....	4
1.1 Zielsetzung .....	6
1.2 Fragestellung.....	6
2 Theoretischer Hintergrund .....	7
2.1 Anatomie .....	7
2.2 Zweigelenkige Muskulatur .....	8
2.3 Erklärung Lombard'sches Paradoxon.....	9
2.4 Biomechanische Grundlagen .....	10
2.4.1 Kraft .....	10
2.4.2 Statik.....	11
2.4.3 Zerlegung von Kräften .....	11
2.4.4 Addition von Kräften.....	12
2.4.5 Moment.....	13
2.4.6 Rechnungsbeispiel.....	14
3 Methode und Theorie .....	15
3.1 Mechanisches Modell .....	15
3.1.1 Vorbereitung für das Erstellen des Modells .....	15
3.1.2 Erstellen des Modells.....	17
3.1.3 Darstellung Lombard'sches Paradoxon am schriftlichen Modell .....	27
3.2 Literaturmethode .....	29
3.2.1 Quellenanlage und Forschungsstand .....	29
3.2.2 Zulassungskriterien.....	29
3.2.3 Suchmethode und Suchergebnisse .....	29
3.2.4 Resultate aus den analysierten Studien.....	30
3.2.5 Diskursive Auseinandersetzung mit der Literatur.....	31
3.2.6 Diskussion der Fragestellung.....	31
4 Konsequenzen und Implikationen für die Physiotherapie.....	32
5 Schlussfolgerung .....	32
6 Offene Fragen.....	32
7 Mögliche weiterführende Fragestellungen .....	33

Literaturverzeichnis .....	34
Abbildungsverzeichnis .....	36
Tabellenverzeichnis .....	37
Anhang .....	37
Danksagung .....	47
Anzahl Worte .....	47
Selbstständigkeitserklärung .....	47

## **Abstract**

### **Einleitung**

Ein Paradoxon ist eine scheinbar unsinnige, falsche Behauptung, die aber bei genauerer Analyse auf eine höhere Wahrheit hinweist (<http://www.duden.de/>).

W. P. Lombard (1903) konnte anhand einer biomechanischen, mathematischen Analyse behaupten, dass ein Muskel unter gewissen Umständen und Voraussetzungen paradox arbeiten kann.

### **Zielsetzung**

Ziel dieser Arbeit ist es, das Lombard'sche Paradoxon anhand eines selbsterstellten, mechanischen Modells zu untersuchen.

### **Methode**

Das zu konstruierende Modell soll die untere Extremität mit der Ischiokruralmuskulatur darstellen. Das Modell soll zeigen, ob die ischiokrurale Muskulatur bei gewissen biomechanischen Voraussetzungen beim Gehen paradox funktionieren kann.

Für die dazu relevanten Studien und Informationen wurde in elektronischen Datenbanken sowie in Fachbüchern der Bibliothek am Departement Gesundheit Winterthur, an der ETH Zürich und der Zentralbibliothek Zürich bis Ende Juli 2014 recherchiert. Die Angaben und Informationen über das Lombard'sche Paradoxon wurden den Studien und Fachbüchern entnommen und für diese Arbeit bearbeitet.

### **Resultate und Schlussfolgerung**

Von den insgesamt zwölf gefundenen Studien, welche vom Lombard'schen Paradoxon handeln, wurden für das Verfassen dieser Arbeit sechs ausgewählt.

Das Lombard'sche Paradoxon konnte am selbsterstellten mechanischen Modell bei der Ischiokruralmuskulatur bestätigt werden.

### **Keywords der Literatursuche**

kinematic, kinetic, hamstrings, two-joint muscles, biomechanics, closed chain

## 1 Einleitung

„Mach noch eine Serie Deadlifts mit stabilem Rumpf und nur ganz leichter Kniebeuge, damit die ischiokrurale Muskulatur deine Knien strecken und noch ein letztes Mal paradox arbeiten muss“, (Pfeiffer, 2014). Sind diese speziellen Deadlifts (Anhang A) für die Kräftigung der Ischiokruralmuskulatur tatsächlich opportun? Kann die Ischiokruralmuskulatur das Kniegelenk extendieren? Stimmen diese Tatsachen, stellt sich die Frage, welche Voraussetzungen für ein solches paradoxes Arbeiten der Ischiokruralmuskulatur notwendig sind und welche Relevanz diese bei gewissen Bewegungsabläufen des Menschen einnimmt.

Lombard veröffentlichte 1903 ein Schreiben, worin er den Zusammenhang zwischen Muskeln und Gelenken auf eine physikalische, biomechanische Weise beschrieb und legte damit den Grundstein für ein neues rationales Verständnis wie Muskeln koordiniert werden. Er behauptete, dass jeweils zweigelenkige Muskeln mit entgegengesetzten Funktionen zusammen auf eine produktive Art und Weise genutzt werden können. Von besonderer Bedeutung war, dass beim Vergrössern des Winkels eines Gelenkes (A) mit gleichzeitigem Verkleinern des Winkels eines anliegenden Gelenkes (B), ein zweigelenkiger Muskel in der Lage ist, durch das Beibehalten einer konstanten Länge eine signifikante Kraft zu erzeugen. Demzufolge gelingt es einem zweigelenkigen Muskel ein Gelenk sowohl zu extendieren als auch zu flektieren. Die nachfolgende Abbildung 1 zeigt ein zweigelenkiger Muskel, welcher bei unterschiedlichen Gelenkstellungen von Gelenk A und Gelenk B, trotzdem eine konstante Länge beibehalten kann.

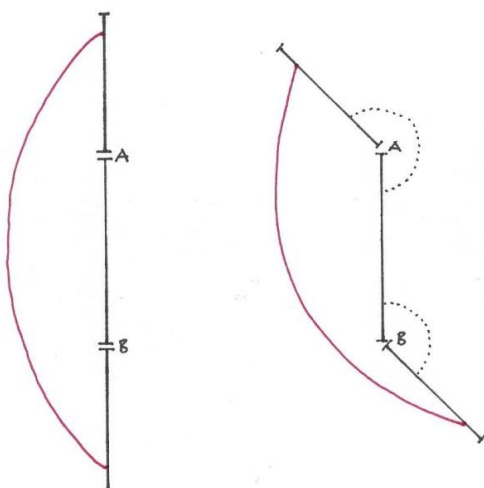


Abb. 1: Zweigelenkiger Muskel mit Gelenk A und Gelenk B

Bei welchem Zustand die umgekehrte Muskelfunktion zu erwarten ist, wird von W. P. Lombard nicht genauer definiert (Kuo, n.d.). Bis zum Ende des 20. Jahrhunderts stand das Interesse über die Funktionen verschiedener zweigelenkiger Muskeln auch bei anderen Forschern im Vordergrund. Einer dieser Forscher war Duchenne (1885), welcher die Fähigkeit der Hamstrings beschrieb, die zusammen mit dem M. quadriceps femoris das Kniegelenk extendieren, was dem Lombard'schen Paradoxon entspricht. Wiemann und Tidow (1989) erklären in ihrer Veröffentlichung, dass Fischer (1972), Molblech (1965) und Andrews (1985) die paradoxe Funktion zweigelenkiger Muskeln detaillierter beschrieben. Im Schreiben von Wiemann und Tidow (1989), klären Carlsöö und Molblech (1966), Gregor et al. (1985), sowie Andrews (1987) zusätzlich die Funktionsumkehr der Hamstrings beim Velofahren auf. Daraus werden die genaueren Voraussetzungen für ein Lombard'sches Paradoxon ersichtlich, welche zu einem späteren Zeitpunkt in der Arbeit erklärt werden.

In dieser Arbeit wird das Lombard'sche Paradoxon bezüglich der unteren Extremität untersucht. Dabei liegt der Fokus auf der Ischiokruralmuskulatur. Diese Muskeln sollen zeigen, ob die Funktionsumkehr beim Gehen zu beobachten ist.

Es wird von der Autorin ein mechanisches Modell erstellt. Dieses Modell soll zeigen, welchen Einfluss die Kontraktion der Ischiokruralmuskulatur auf die Bewegungsrichtung des Hüft- und Kniegelenkes nimmt. Das Modell wird vereinfacht dargestellt, sodass die Bewegungen der einzelnen Gelenke lediglich in der Sagitalebene ablaufen können. Ein dreidimensionales Modell wäre zu komplex und würde den Rahmen einer Bachelorarbeit sprengen.

Es wurden einige Studien publiziert, die sich ausschliesslich mit dem Lombard'schen Paradoxon beschäftigen. Andere Studien beinhalten lediglich einzelne Abschnitte mit theoretischen und praktischen Beschreibungen und Aussagen zum Lombard'schen Paradoxon. Diese sollen aber für die Erweiterung der Literatur auch in die Arbeit mit einbezogen werden. Einige Studien bestätigen unter mathematischer Betrachtung das Paradoxon (Kuo, n. d.; Wiemann, 1989, 1991). Diese Aussagen, welche die theoretischen Annahmen der paradoxen Muskelfunktionen bestätigen, werden kontrovers diskutiert (Andrews, 1987).

## **1.1 Zielsetzung**

Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, anhand eines selbst erstellten, mechanischen Modells der unteren Extremität darzustellen, ob das Lombard'sche Paradoxon existiert oder nicht. Dies geschieht durch das Modell eines Beinskeletts, welches einen Moment der Standbeinphase des Ganges illustriert. Anhand der Ischiokruralmuskulatur soll gezeigt werden, ob sich durch gewisse Voraussetzungen der Gelenksstellungen eine Funktionsumkehr darbietet. Wäre anhand des Modells keine paradoxe Wirkungsweise der Muskulatur vorhanden, muss einerseits das Modell kritisch beurteilt und andererseits nach Lösungsansätzen, beziehungsweise nach Verbesserungsmöglichkeiten gesucht werden.

## **1.2 Fragestellung**

Lässt sich das Lombard'sche Paradoxon beim Gehen an der Ischiokruralmuskulatur anhand eines selbst erstellten, mechanischen Modells der unteren Extremität bestätigen?

## 2 Theoretischer Hintergrund

Im folgenden Artikel wird der theoretische Hintergrund näher dargelegt.

### 2.1 Anatomie

Im folgenden Abschnitt werden die anatomischen Strukturen erklärt, welche für das Verständnis dieser Arbeit relevant sind. In Abbildung 2 sind die dorsalen Muskeln des rechten Beines dargestellt. Die Ischiokruralmuskulatur besteht aus dem M. semimembranosus, dem M. semitendinosus und dem M. biceps femoris. Bei der Funktion der einzelnen Muskeln wird die paradoxe Wirkungsweise ausgeschlossen. In Tabelle 1 sind die drei Muskeln mit Ursprung, Ansatz und Funktion ersichtlich.

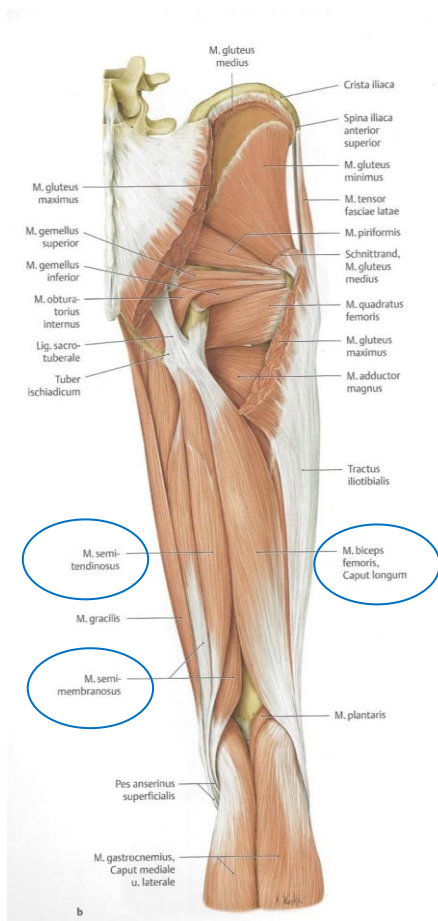


Abb. 2: Übersicht Anatomie dorsale Beinmuskulatur



Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
M. semimembranosus	Tuber ischiadicum	Pes anserinus superficialis	Hüftgelenk: Extension Kniegelenk: Flexion, Innenrotation
M. semitendinosus	Tuber ischiadicum	Pes anserinus profundus	Hüftgelenk: Extension Kniegelenk: Flexion, Innenrotation
M. biceps femoris - Caput longum - Caput breve	Tuber ischiadicum	Caput fibulae	Hüftgelenk: Extension (Caput longum) Kniegelenk: Flexion, Aussenrotation

Tab. 1: Übersicht Muskel mit Ansatz, Ursprung und Funktion

## 2.2 Zweigelenkige Muskulatur

Für das Verständnis der Wirkungsweise zweigelenkiger Muskeln wird im Folgenden neben der Ischiokruralmuskulatur auch ihr Antagonist, der M. rectus femoris, erwähnt. Das Verhalten und die gegenseitige Beeinflussung der beiden zweigelenkigen Muskeln wird anhand eines Beispiels während dem Sprint in der Schwungphase erklärt. Gemäss Winter (2009) geht eine grosse Anzahl der Muskulatur im menschlichen Körper über mehr als ein Gelenk. In den unteren Extremitäten funktioniert die Ischiokruralmuskulatur als Extensor der Hüfte und als Flexor des Kniegelenkes. Gleichzeitig flektiert der M. rectus femoris die Hüfte und wirkt als Extensor im Kniegelenk. Die einzelnen Faserlängen dieser Muskeln sind jedoch nicht ausreichend um an einer vollständigen Palette von Bewegungen beider Gelenke beteiligt zu sein. Elftmann (1966) hat darauf aufmerksam gemacht, dass viele Bewegungen eine gemeinsame Muskelverlängerung an einem Gelenk, mit gleichzeitigem Verkürzen am zweiten anliegenden Gelenk, fordern. Betrachtet wird zum Beispiel die Wirkung vom M. rectus femoris während der frühen Schwungphase beim Sprint. Die Kontraktion im M. rectus femoris verursacht eine Flexion im Hüftgelenk (positive Arbeit) und zugleich ein extensorisches Kniemoment um das Schwungbein zu verlangsamen (negative Arbeit). So wird die Beschleunigung der Vorwärtsbewegung initiiert. Auf diese Weise kann der Nettowert der Muskellänge nur beschränkt mit der Wirkung von zwei eingelenkigen Muskeln verglichen werden. Ein zweigelenkiger Muskel kann

selbst in derselben Situation isometrisch arbeiten und so die Kraft vom Bein auf den Rumpf übertragen. Zugleich extendiert das Kniegelenk gegen Ende der Schwungphase, während die Hüfte die volle Flexion erreicht hat und in Richtung Extension wechselt. Somit kann die Ischiokruralmuskulatur isometrisch arbeiten. Dennoch scheint es, als verkürze sie sich am distalen Ende und verlängert sich am proximalen Ende (Winter, 2009).

### **2.3 Erklärung Lombard'sches Paradoxon**

Um die Existenz des Lombard'schen Paradoxon zu erklären, sind drei Informationen erforderlich (Andrews, 1987). Erstens ist es nötig zu wissen, wann der Muskel aktiv ist. Diese Information erhält man normalerweise durch das Einsetzen von elektromyografischen Messinstrumenten (EMG), welche die willkürlichen Signalintensitäten messen. Sie sind für die Interpretation signifikanter Muskelkontraktionen notwendig. Zweitens ist es erforderlich, die resultierenden Momente in den beteiligten Gelenke zu kennen. Dies kann beobachtet werden, wenn das muskuloskelettale System modelliert und das kinematische und kinetische Verhalten während der Aktivität gemessen wird. Drittens muss man die Auswirkung der Muskelaktivität auf die zur Diskussion stehenden Gelenke kennen. Auch diese Information kann einem muskuloskelettalen Modell entnommen werden. Wenn ein Muskel aktiv ist und am beteiligten Gelenk als Flexor funktioniert, sowie die resultierenden Momente gleichzeitig eine extensorische Komponente aufweisen, wirkt dieser Muskel paradox. Laut Wiemann (1991) muss für das Auftreten einer paradoxen Wirkung zusätzlich eine Führung der beiden Enden der kinematischen Kette vorausgesetzt werden. Um auf die Fragestellung zurückzukommen, bedeutet dies, dass einerseits das Becken durch den Rumpf stabilisiert ist und andererseits der Fuss durch den Bodenkontakt geführt wird. Ferner muss das Kniegelenk eine Flexionsstellung von  $0^\circ$  bis maximal  $35^\circ$  aufweisen, damit die ischiokrurale Muskulatur als Extensor des Kniegelenkes funktionieren kann (Wiemann, 1991). Zusätzlich kann auch die Hüftwinkelstellung die Funktion der ischiokruralen Muskeln auf das Kniegelenk beeinflussen. So kann bei flektierter Hüfte, während die Kniewinkelstellung unverändert bleibt, ein grösserer kniestreckender Einfluss erwartet werden (Wiemann, 1989).

## 2.4 Biomechanische Grundlagen

Unter dem Begriff Biomechanik der menschlichen Bewegungen versteht man die Wissenschaft, die sich mit den Funktionen und Strukturen des Bewegungsapparates sowie den Bewegungen biologischer Systeme beschäftigt

(<http://flexikon.doccheck.com/>). Eine Vielzahl von physischen Bewegungen ist beteiligt, von der Gangart eines behinderten Menschen bis hin zum Spitzensportler. Die physikalischen und biologischen Prinzipien sind in allen Fällen die Gleichen. Was sich ändert, sind die spezifischen Bewegungsaufgaben und der Detaillierungsgrad, der über die einzelnen Bewegungen gefragt ist (Winter, 2009).

Es existieren mehrere für diese Arbeit relevante biomechanische Grundmerkmale, welche im Folgenden beschrieben werden.

### 2.4.1 Kraft

Die Kraft ( $F$ ) ist in der Mechanik eine vektorielle Grösse, welche die Kinematik und oder die Form eines Körpers ändert. Der Richtungssinn einer Kraft orientiert sich entlang der Wirkungslinie ( $W$ ), worauf eine Kraft verschoben werden kann. Die Einheit von Kraft ist Newton (N). Folgendes Beispiel zeigt die Berechnung der Kraft.

( $F$  = Kraft,  $m$  = Masse,  $g$  = Erdbeschleunigung, wobei  $g = 9.81\text{m/s}^2 \approx 10\text{m/s}^2$ )

Beispiel:  $F = m \cdot g$

wenn  $m = 1\text{kg}$ , dann

$$F = 1\text{kg} \cdot 10\text{m/s}^2$$

$$F = 10\text{kg} \cdot \text{m/s}^2$$

$$F = 10\text{N}$$

## 2.4.2 Statik

Die Statik ist das Gleichgewicht aller wirkenden Kräfte und Momente auf einen Körper(teil), der dadurch keine Beschleunigung erfährt. Daraus kann geschlossen werden, dass die Summe ( $\Sigma$ ) aller angreifenden Kräfte immer gleich Null ist.

Beispiel:

$$\Sigma \vec{F} = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \vec{F}_4 + \dots = \vec{0}$$

Abb. 3: Beispiel Statik

## 2.4.3 Zerlegung von Kräften

Das Zerlegen von Kräften kann in beliebige Richtungen geschehen. Dabei wird jedoch meistens die Aufteilung in Komponenten eines Koordinatensystems benötigt, welches auf der nachfolgenden Abbildung dargestellt ist.

Beispiel:

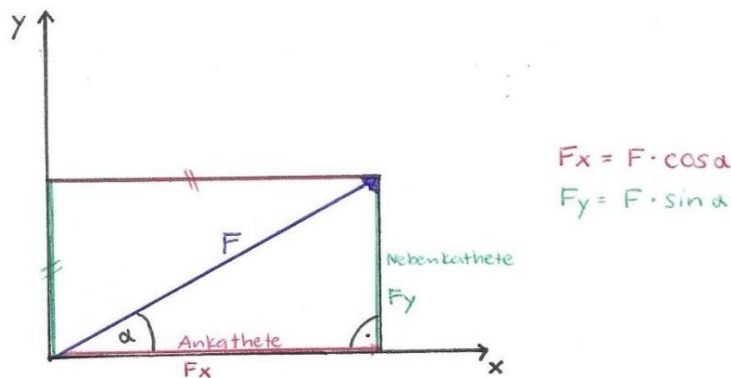
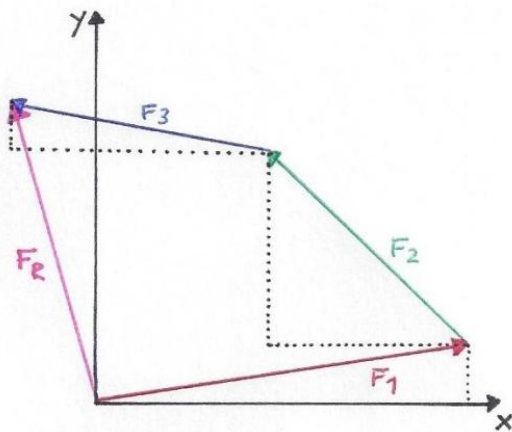


Abb. 4: Zerlegen von Kräften

## 2.4.4 Addition von Kräften

Die Addition von Kräften muss vektoriell geschehen. Das heisst, die Richtung der Kräfte im Raum muss berücksichtigt werden. Abbildung 5 zeigt ein Beispiel für die Addition von Kräften.

Beispiel:



$$F_{RX} = \sum_{i=1}^n F_{ix}$$
$$F_{RY} = \sum_{i=1}^n F_{iy}$$
$$F_{Rz} = \sum_{i=1}^n F_{iz}$$

Abb. 5: Addition von Kräften

### 2.4.5 Moment

Das Moment ( $M$ ) ist eine vektorielle Grösse und benötigt immer einen Drehpunkt. Dieser kann im Uhrzeigersinn oder Gegenurzeigersinn drehen und bestimmt damit den Zustand des Drehmoments. Ist das Moment negativ, dreht es im Uhrzeigersinn. Dreht es gegen den Uhrzeigersinn, wirkt das Moment positiv. Um ein Moment ausrechnen zu können, müssen die Kraft und der dazugehörige Hebelarm ( $l$ ) vorgegeben sein und senkrecht zueinander stehen. Die Abbildung 6 zeigt anhand einer sitzenden Person die nach unten wirkende Kraft des Unterschenkels, das Drehmoment und den dazugehörigen Hebelarm, welcher senkrecht zur Wirkungslinie steht.

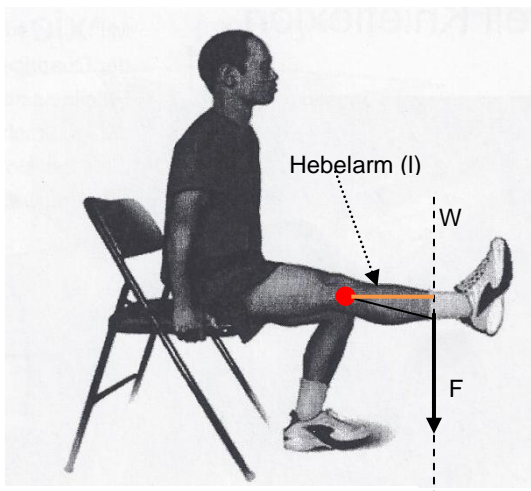


Abb. 6: Beispiel Drehmoment

## 2.4.6 Rechnungsbeispiel

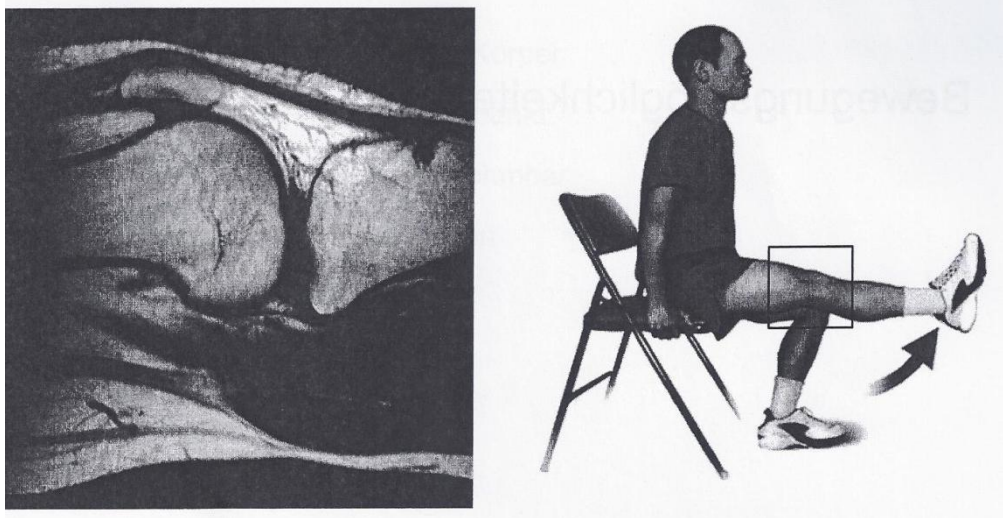


Abb. 7: Vorlage Rechnungsbeispiel

Folgendes Rechnungsbeispiel zeigt, mit welcher Kraft der M. quadriceps femoris am Lig. patellae ziehen muss, damit der Unterschenkel in der Extensionsstellung gehalten werden kann. Die Angaben zum Gewicht sowie Längen entsprechen dem Beispiel eines 100 kg schweren Mannes (Heinlein, 2012).

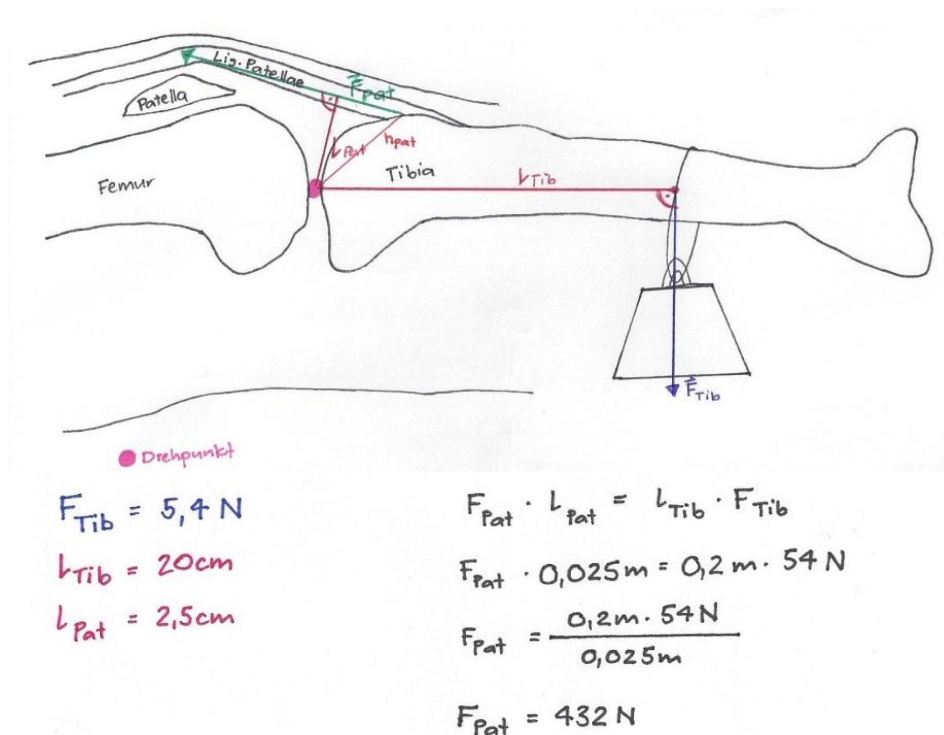


Abb. 8: Rechnungsbeispiel

### **3 Methode und Theorie**

Im folgenden Abschnitt werden das Erstellen des mechanischen Modells sowie die Literaturmethode näher dargelegt.

#### **3.1 Mechanisches Modell**

Das selbst erstellte, mechanische Modell ist stark vereinfacht und lässt lediglich Bewegungen in der Sagitalebene zu. Ein Modell zu erstellen, welches sich dreidimensional bewegen lässt, würde den Rahmen einer Bachelorarbeit sprengen.

##### **3.1.1 Vorbereitung für das Erstellen des Modells**

Nachfolgend wird lediglich von der Tibia gesprochen, wobei der Begriff Tibia immer für Tibia mit Fibula steht.

Anfangs musste festgelegt werden, welche Grösse das Modell am Schluss haben soll und aus welchem Material es erstellt werden soll. Es sollen das Becken, der Femur, die Tibia und der Fuss dargestellt werden. Das Material zur Konstruktion des Skeletts muss dabei genug stabil sein, gleichzeitig aber nicht zu dicht, damit das Erstellen und die Befestigung des Modells auf dem Hintergrund, sowie das Zusammensetzen der einzelnen Teile des Skeletts vereinfacht wird. Mithilfe eines Fachmanns im Holzbau wurde das geeignete Material ausgewählt.

Anschliessend wurde das Material der Muskeln bestimmt. Dieses soll zugfest und leicht sein. Ferner musste zur Muskulatur überlegt werden, wie der Kontraktionsmechanismus dargestellt werden soll. Einerseits dürfen die einzelnen Muskeln nicht von der Kontraktionsrichtung abweichen, andererseits soll die Kontraktion einfach und rasch ausgeführt werden. Somit kann beim Durchführen der Muskelkontraktion am Modell die Wirkungsrichtung der Muskulatur auf das Hüft- beziehungsweise Kniegelenk möglichst fliegend und klar reproduziert werden.

Um die Beweglichkeit der einzelnen Skelettteile auf dem Hintergrund zu vereinfachen, soll der Reibungswiderstand möglichst klein gehalten werden. Für die Beweglichkeit des Hüft-, Knie- und Fussgelenkes müssen der Aufbau und die Verbindung der Gelenke sinnvoll ausgewählt sein.



Um die Vorbereitung klar darzustellen und die gesammelten Informationen festhalten zu können, wurden die Gedanken und Lösungsansätze schriftlich festgehalten. Diese Skizzen sind im Anhang B1 bis B6 aufgeführt. Zusätzlich zu den Skizzen wurde ein Prototyp des Modells erstellt. Dieser soll den Bauprozess des später zu erstellenden Modells vereinfachen, sowie zur Lösung von Problemen und allfälligen Fehlüberlegungen genutzt werden.

Folgende zwei Abbildungen 9 und 10 zeigen den Prototyp des Modells. Das aus Kunststoff bestehende Skelett wurde auf einer Styropor-Platte montiert. Die einzelnen Muskeln sind als Seile dargestellt und wurden jeweils am Ursprung und Ansatz befestigt. Für den Kontraktionsmechanismus wurde für jeden Muskel ein Spansschloss verwendet. Es zeigt sich zu einem späteren Zeitpunkt in der Arbeit, dass diese Spansschlösser die Erwartungen eines Kontraktionsmechanismus nicht genügend erfüllen und daher ersetzt werden.

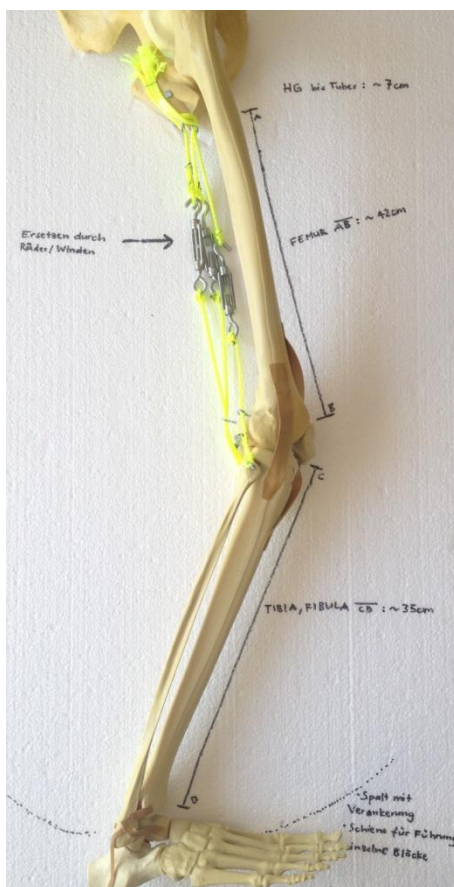


Abb. 9: Prototyp

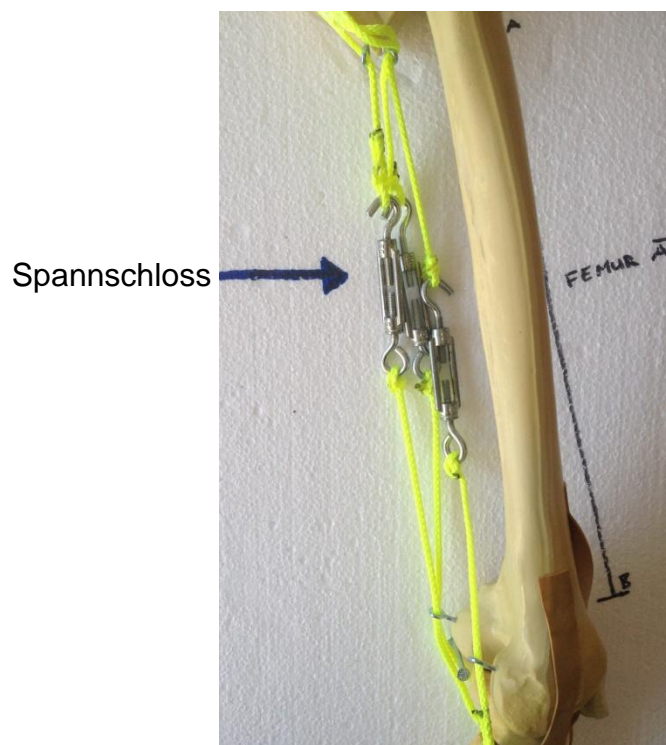


Abb. 10: Kontraktionsmechanismus Prototyp

### 3.1.2 Erstellen des Modells

#### Erste Phase

Abbildung 11 ermöglicht einen Überblick des erstellten Modells der ersten Phase. Auf die Einzelheiten bezüglich der Gelenke und das Befestigen des Holzmodells auf dem Hintergrund wird im Folgenden vertieft eingegangen.

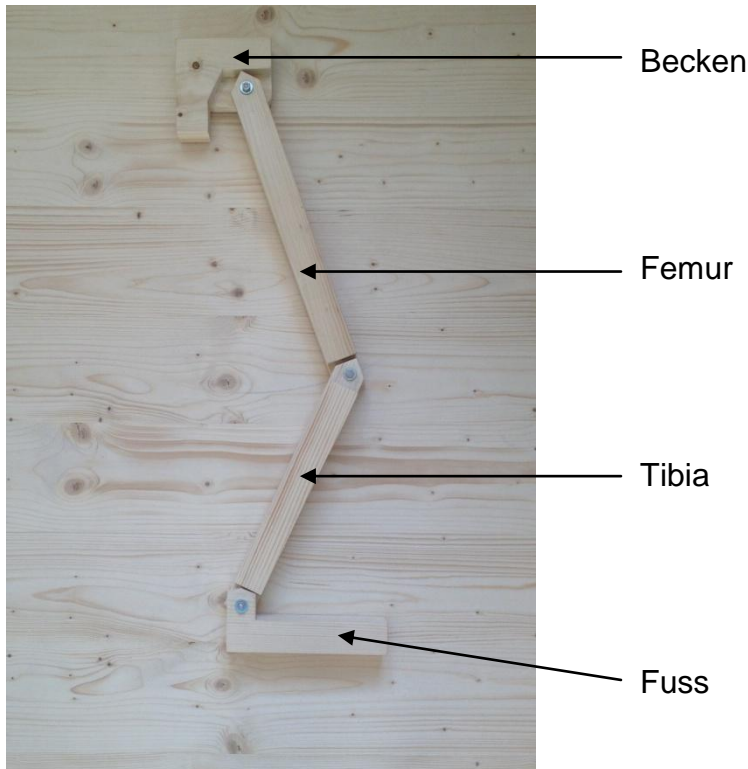


Abb. 11: Ansicht Modell erste Phase

Anfangs wurden die einzelnen Teile des Skeletts anhand der Skizze geschreinert. Diese Skizzen sind im Anhang B7 aufgeführt. Das Erstellen der Einzelteile konnte mithilfe eines Zimmermanns in seiner Werkstatt mit den entsprechenden Gerätschaften und seinem Fachwissen sehr präzise umgesetzt werden (Tinner, 2015). Die Grössen- und Längenangaben für das Holzmodell wurden anhand eines Skelettmodells übernommen (Roland Kemmer AG, 2014). Die Beweglichkeit des Hüft- und Kniegelenkes wird gewährleistet, indem die einzelnen Gelenke jeweils an den Ecken um  $45^\circ$  abgewinkelt wurden. Eine solche Abwinklung ist auf den Abbildungen 12 und 15 dargestellt. Weil das Fussgelenk ein kleineres Bewegungsausmass besitzt, wurde das Gelenk des Fusses mit einem Winkel von  $30^\circ$  abgeschrägt, welches auf der Abbildung 18 zu erkennen ist. Folgende Abbildungen (12 bis 20) zeigen die fertig ge-

schreinerten Gelenke in Neutralnullposition und das jeweilige Bewegungsausmass in Extension und Flexion. Die Gelenke wurden mittels Schlossschrauben zusammengehalten.

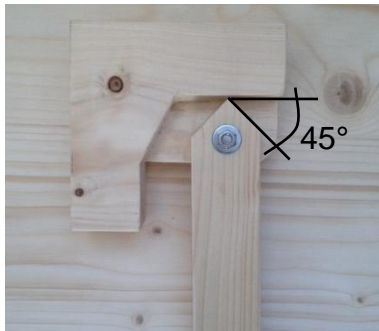


Abb. 12: Hüftgelenk in Neutralnullposition



Abb. 13: Hüftgelenk in voller Extension

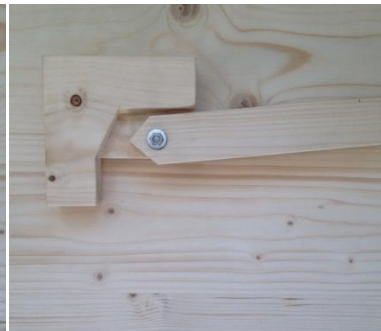


Abb. 14: Hüftgelenk in voller Flexion

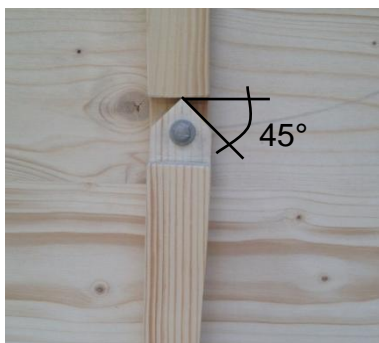


Abb. 15: Kniegelenk in Neutralnullposition



Abb. 16: Kniegelenk in Hyperextension



Abb. 17: Kniegelenk in voller Flexion

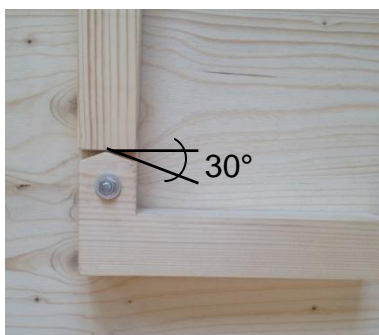


Abb. 18: Sprunggelenk in Neutralnullposition



Abb. 19: Sprunggelenk in voller Dorsalextension



Abb. 20: Sprunggelenk in voller Plantarflexion

Des Weiteren wurde das erstellte Skelett aus Becken, Femur, Tibia sowie Fuss auf dem Hintergrund befestigt. Die Befestigung wurde über das Becken erzielt, welches mit drei Schrauben fix am Hintergrund angezogen wurde. In der zweiten Phase wird diese Fixation erneut überarbeitet, da die Befestigung nicht am Becken, sondern am

Fuss passieren soll. Das komplette Aufliegen des Skeletts auf dem Hintergrund wurde durch den Kopf der Schlossschrauben verhindert. Dies wurde so konstruiert, damit der Reibungswiderstand vom Skelett zum Hintergrund minimiert werden konnte. Das Becken wurde aufgrund seiner Grösse zusätzlich mit Unterlagsscheiben unterlegt, damit das Skelett an jeder Stelle mit der gleichen Entfernung am Hintergrund aufliegt. Die nachfolgenden Bilder geben einen Überblick über das Aufliegen der einzelnen Skelettteile.



Abb. 21: Hüftgelenk von ventral



Abb. 22: Kniegelenk von dorsal

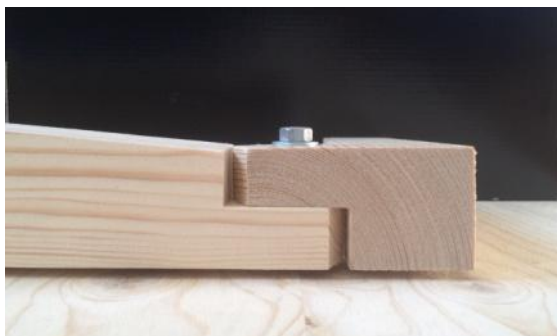


Abb. 23: Fussgelenk von dorsal

## Zweite Phase

Folgende Abbildung 24 zeigt das fertig erstellte mechanische Modell. Für die Erleichterung des Transfers vom Modell zum realen Menschen soll Abbildung 25 genutzt werden, in welcher die identische Ausgangsstellung ersichtlich ist.



Abb. 24: Ansicht Modell zweite Phase



Abb. 25: Mittlere Standphase Mensch

In der zweiten Phase wurde neben der Stabilisation des Beckens am Hintergrund auch der Kontraktionsmechanismus der Muskulatur geändert, verbessert und neu dargestellt. Zusätzlich wurde, wie in der ersten Phase erwähnt, anstelle des Beckens der Fuss am Hintergrund fixiert. Der Grund dafür war, dass beim Gehen in der Standbeinphase das Standbein mit dem Fuss durch den Bodenkontakt fixiert wird. Das Becken wird während dem Gehen lediglich vom Rumpf geführt und lässt daher mehr Bewegungsfreiheit zu. Durch das Umstellen der Fixation steht das erstellte Modell dem physiologischen Gangbild näher. Dadurch wird den Betrachtern den Transfer vom realen Gehen zum mechanischen Modell und umgekehrt vereinfacht. Nachdem der Fuss am Hintergrund befestigt wurde, stellt sich die Frage, wie das Becken stabilisiert werden soll. Dabei darf das Becken beim Bewegen des Fusses, der Tibia oder des Femurs nicht von der Sagitalebene abweichen. Zusätzlich soll das Becken nicht vollkommen am Hintergrund befestigt werden, da dieses über eine ge-

wisse Bewegungsfreiheit verfügen muss. Anfangs wurden für das erstellte Modell drei Gummibänder verwendet. Diese wurden jeweils am Becken und Hintergrund fixiert, damit das Becken trotz einer gewissen Bewegungsfreiheit noch stabil geführt werden kann. Jedoch musste diese Lösung erneut überarbeitet werden. Die caudal wirkende Kraft, welche durch die Muskelkontraktion verursacht wurde, zog das Becken in einen Posterioertilt. Das Kniegelenk behielt dabei in der Ausgangsstellung sowie während der Muskelkontraktion dieselbe Flexionsstellung. Die Posterioorkippung des Beckens wurde zu stark forciert und entsprach nicht der physiologischen Bewegungsrichtung des Beckens während dem Gehen. Folgende Abbildungen 26 und 27 zeigen die Befestigung des Beckens mittels der Gummibänder. Auf Abbildung 27 zeigt sich der unerwünschte Posterioertilt des Beckens während der Muskelkontraktion (roter Pfeil) und dieselbe Stellungen des Knies wie in der Ausgangsstellung.



Abb. 26: Modell mit Gummibänder in Ausgangsstellung

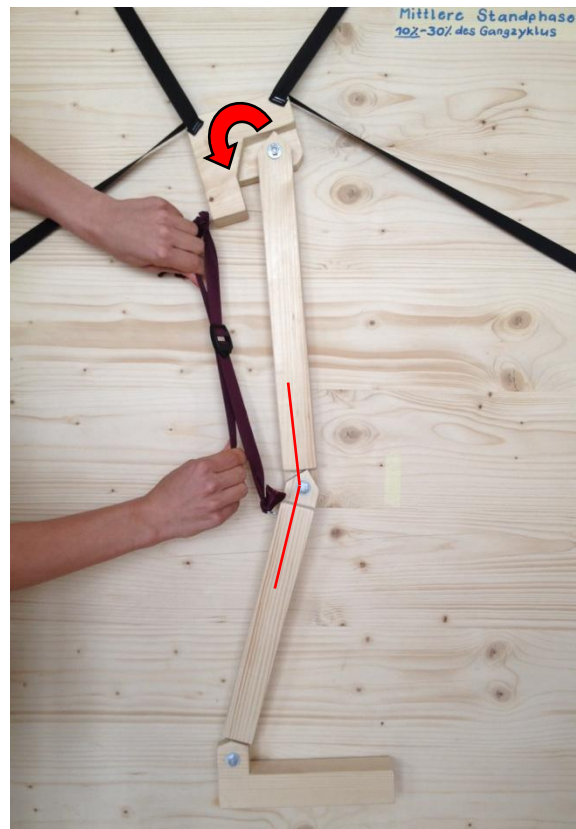


Abb.27: Posterioertilt Becken während Muskelkontraktion

Die Kontraktionskraft der Muskulatur wirkte sich lediglich auf das Becken aus und konnte durch die Posterioorkippung des Beckens nicht genügend auf das Knie wirken. Das zu grosse Bewegungsausmass des Beckens nach posterior musste minimiert

werden, damit die Kraft der Muskelkontraktion auch auf die Stellung des Kniegelenkes Einfluss nehmen konnte. Die Gummibänder wurden durch Zugfedern ersetzt. Diese Zugfedern sollten eine zu grosse Posteriorbewegung des Beckens während der Muskelkontraktion verhindern. Die Befestigung dieser Federn geschah über einen Holzblock, welcher oberhalb des Beckens auf dem Hintergrund fixiert wurde. Im Holzblock wurden drei Winkelholzschrauben angebracht. Über eine speziell starke Schnur konnten die Zugfedern an diesen Winkelholzschrauben befestigt werden. Die caudalen Enden der Federn wurden jeweils direkt am Becken fixiert. Durch dieses Anbringen der Zugfedern wirkten sie der nach caudal gerichteten Muskelkraft entgegen. Diese Konstruktion stabilisierte das Becken besser als die Gummibänder und liess lediglich eine minimale Bewegungsanpassung des Beckens nach posterior/caudal zu. Somit konnte die Kontraktionskraft der Ischiokruralmuskulatur zusätzlich auch auf das Kniegelenk wirken. Folgende Abbildung 28 zeigt die Befestigung des Beckens mittels der Zugfedern.

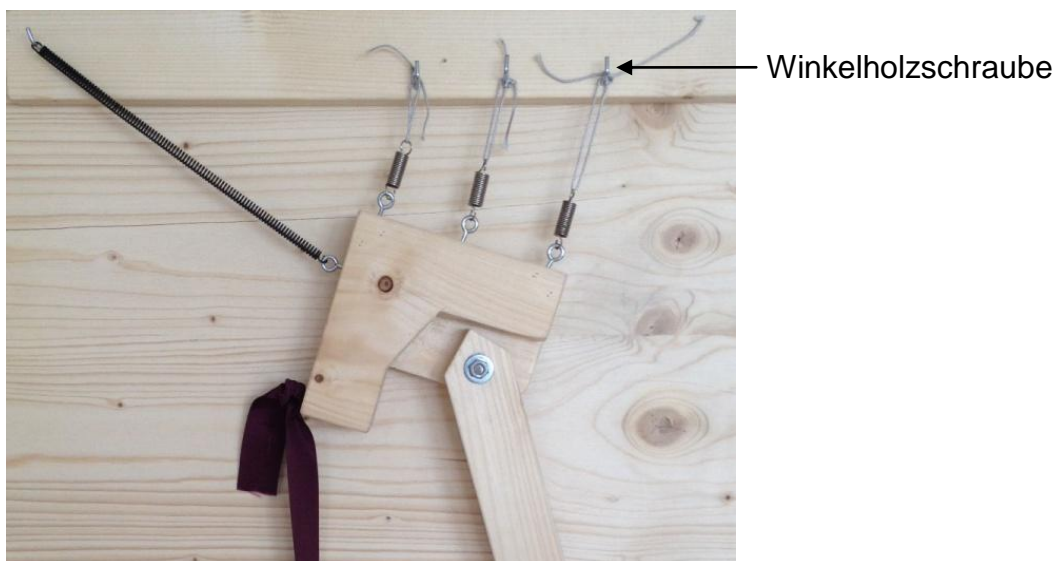


Abb.28 : Befestigung Becken

Eine weitere Optimierung des Modells ist der Kontraktionsmechanismus der Muskulatur. Der neue Mechanismus musste leichter als das Spannschloss sein und sollte sich zeitlich schneller kontrahieren lassen. Dazu wurde ein Stoffband mit einer Schnalle verwendet. Diese Schnalle ist leicht genug, sodass ihr Eigengewicht die Richtung des Muskelverlaufes nicht verfälscht. Ausserdem lassen sich die Stoffbänder durch die Schnallen mit sehr geringem Reibungswiderstand kontrahieren und können somit eine schnelle Kontraktion ausführen.

Die nachfolgende Abbildung 29 zeigt die Schnalle, welche für den Kontraktionsmechanismus der Muskulatur eingesetzt wurde.



Abb. 29: Kontraktionsmechanismus „Schnalle“

In Abbildung 30 ist die korrekte Durchführung der Muskelkontraktion dargestellt. Eine falsch durchgeführte Muskelkontraktion zeigt Abbildung 31. Diese Zugkraft verursacht ein direktes Ziehen am Modell nach dorsal und somit eine Extension im Kniegelenk. Diese verursachte Knieextension zählt daher nicht als eine paradoxe Muskel- funktion der Ischiokruralmuskulatur. Bei der Kontraktion ist deshalb wichtig, den Zug zum Ursprung (Tuber ischiadicum) sowie zum Ansatz (Caput fibula) des Muskels zu richten.



Abb. 30: Bedienung Muskelkontraktion korrekt

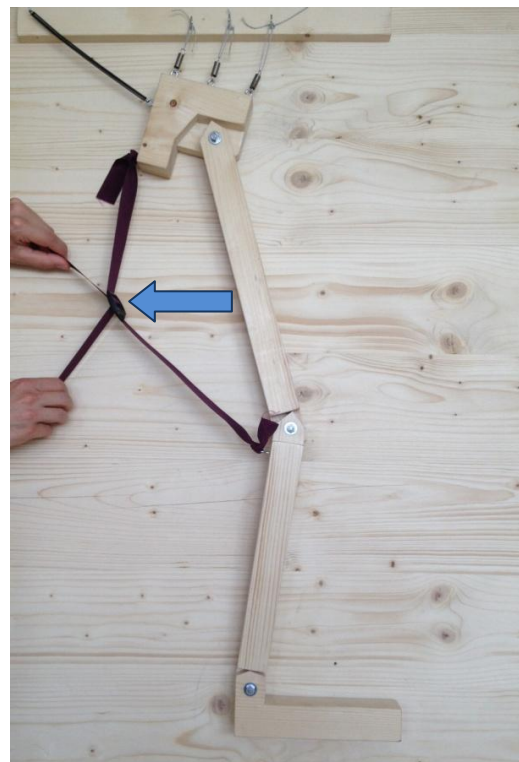


Abb. 31: Bedienung Muskelkontraktion falsch



## Ausgangsstellung des mechanischen Modells

Um die Ausgangsstellung des mechanischen Modells zu definieren, erfolgt ein kurzer theoretischer Abschnitt. Dieser Theorieteil wird für die Erklärung einzelner, für diese Arbeit relevanten Aspekte des Gangbildes verwendet. Dadurch soll der Zusammenhang zwischen Ausgangsstellung des selbsterstellten mechanischen Modells und dem realen Gangbild ersichtlich werden.

Ein Gangzyklus ist in eine Schwung- und Standphase gegliedert. Abbildung 32 ermöglicht einen Überblick des Gangzyklus mit seinen Unterteilungen.

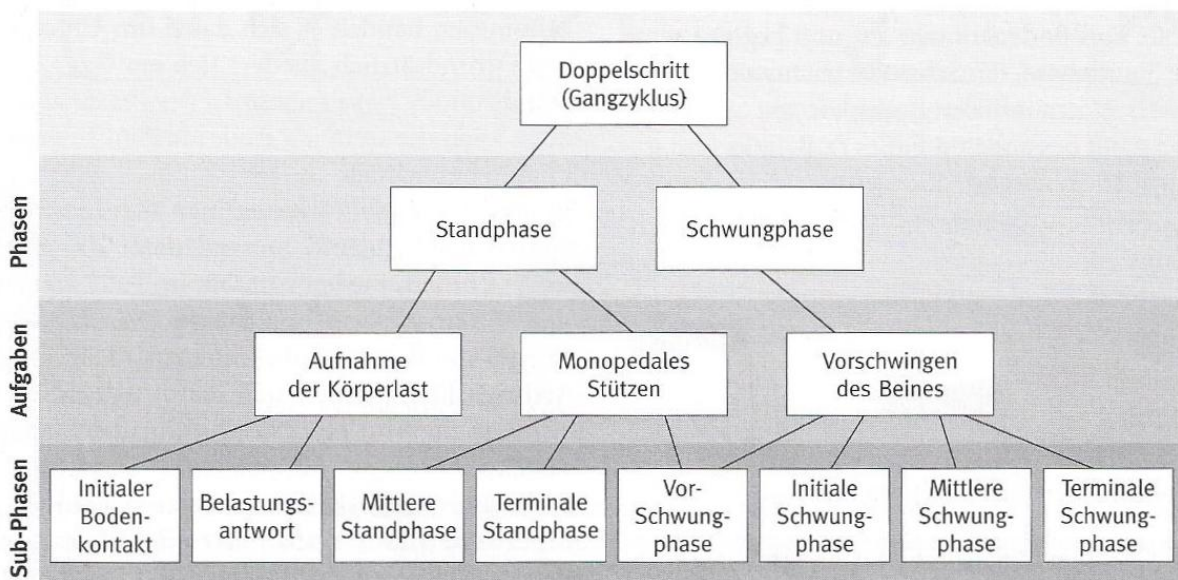


Abb. 32: Gliederung der Gangphasen

Da für das Auftreten des Lombard'schen Paradoxons eine geschlossene Kette eine Voraussetzung ist, wird im Folgenden der Arbeit nur auf die Standphase eingegangen. Die Standphase umschreibt den gesamten Zeitraum, in dem der Fuss auf dem Boden ruht. Die genaue Dauer der Phasen innerhalb eines Gangzyklus variiert mit der Ganggeschwindigkeit. Normalerweise entfallen bei der üblichen Geschwindigkeit von 80m/min, im Gangzyklus 60% der Zeit auf die Standphase und 40% auf die Schwungphase (Perry, 2003). Die Standphase wird in fünf Phasen unterteilt. Jede der fünf Phasen hat eine funktionelle Aufgabe. Das Einleiten der Standbeinphase beginnt mit der Übernahme der Körperlast auf das Standbein und erstreckt sich über die ersten beiden Unterphasen, den initialen Bodenkontakt und die Belastungsantwort. Mit dem monopedalen Stehen wird die Standphase durch die beiden Unterpha-

sen, die mittlere und terminale Standphase, fortgesetzt. Das Vorschwingen des Schwungbeines wird im letzten Abschnitt der Standphase eingeleitet (Vor-Schwungphase) und setzt sich durch die Schwungphase fort (Perry, 2003). Tabelle 2 zeigt die Aufteilung der Standphase, der jeweilige Prozentanteil an einem Gangzyklus, sowie die dazugehörenden Winkelgrössen des Hüft- und Kniegelenkes. Dabei ist zu erwähnen, dass in der mittleren Standphase der Bewegungsablauf des Kniegelenkes von 20° auf 5° Flexion abnimmt und sich das Hüftgelenk ebenfalls in der mittleren Standphase von 32° auf 5° Flexion verkleinert. Ebenso nimmt die Extension des Hüftgelenkes während der Vor-Schwungphase von 10° auf 3° Extension ab.

Phasen des Standbeines (Anteil Gangzyklus in %)	Winkelgrösse Kniegelenk	Winkelgrösse Hüftgelenk
Initialer Bodenkontakt (0-2%)	0°-5° Flexion	32° Flexion
Belastungsantwort (0-10%)	5°-20° Flexion	30°-32° Flexion
Mittlere Standphase (10-30%)	5°-20° Flexion	5°-32° Flexion
Terminale Standphase (30-50%)	5°-12° Flexion	5° Flexion - 10° Extension
Vor-Schwungphase (50-60%)	12°-40° Flexion	3°-10° Extension

Tab. 2: Gliederung Standbeinphase mit Intervallangaben eines Gangzyklus

Nachfolgend aufgeführte Abbildungen zeigen das Bewegungsausmass des Kniegelenkes (Abb. 33) sowie das Bewegungsausmass des Hüftgelenkes (Abb. 34) während eines Gangzyklus. Die schwarze, durchgehende Linie stellt den Mittelwert dar. Die schwarzen, punktierten Linien zeigen die erste Standardabweichung auf. Der rot markierte Kasten präsentiert die mittlere Standbeinphase. Die Grössenangaben des Knie- und Hüftgelenkes des erstellten Modells sind auf den Abbildungen mit einem Pfeil dargestellt. Für das Modell wurden jeweils für das Knie- und Hüftgelenk die maximalen Standardabweichungen gewählt. Diese maximalen Flexionsstellungen des Hüft- und Kniegelenkes haben zur Folge, dass der Hebelarm an Ursprung und An-

satz des Muskels vergrößert wird. Durch diese verlängerten Hebelarme lässt sich die Bewegungsrichtung der einzelnen Skeletteile des Modells besser einleiten und darstellen. Ausserdem ist bei einer allfälligen Extensionsbewegung des Kniegelenkes der zurückgelegte Weg maximal und die paradoxe Muskelfunktion wird somit für den Betrachter ersichtlicher.

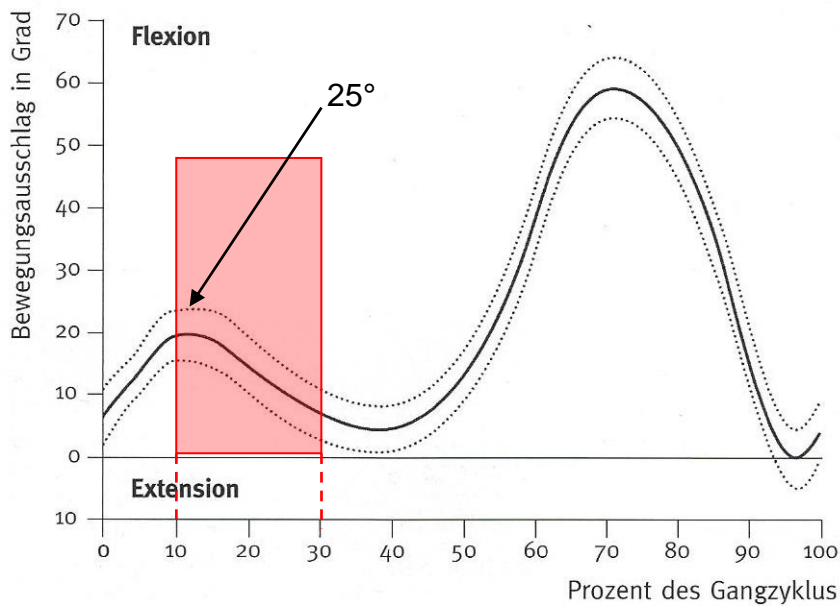


Abb. 33: Bewegungsumfang des Kniegelenkes mit Markierung für Modell

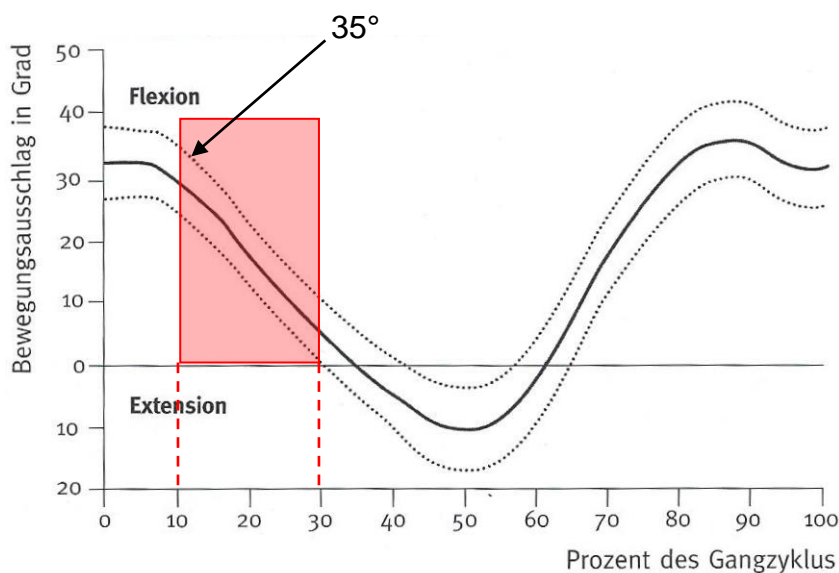


Abb. 34: Bewegungsumfang des Hüftgelenkes mit Markierung für Modell

Das erstellte mechanische Modell zeigt die mittlere Standphase der Standbeinphase. Diese Phase dient der Stabilität sowie der Fortbewegung des Rumpfes über den Lasttragenden Fuss. Diese optimale Stabilität ist bei extendiertem Kniegelenk gegeben (Perry, 2003). Um in diese Extensionsstellung zu gelangen, bedarf es jedoch folgender Schritte:

- Knieflexion bremst in der Belastungsantwort das Körpergewicht
- Aufprall auf den Boden wird gedämpft
- Extension des Kniegelenkes folgt

### **Lässt sich das Lombard'sche Paradoxon am mechanischen Modell bestätigen?**

Das Lombard'sche Paradoxon lässt sich bei der Ischiokruralmuskulatur am selbsterstellten, mechanischen Modell bestätigen. Obwohl das Modell stark vereinfacht wurde, kann durch die Kontraktion der Muskulatur eine Extensionsbewegung im Kniegelenk ausgelöst werden.

### **3.1.3 Darstellung Lombard'sches Paradoxon am schriftlichen Modell**

Für das Bestätigen des Lombard'schen Paradoxon an der Ischiokruralmuskulatur, stand das selbsterstellte mechanische Modell zur Verfügung. Zusätzlich zum mechanischen Modell soll anhand folgender Abbildung 35 dargestellt werden, welche Voraussetzungen für das Entstehen des Lombard'schen Paradoxon an der Ischiokruralmuskulatur während der mittleren Standphase erforderlich sind. Wird das Kniegelenk (KG) isoliert betrachtet, würde die Muskelkraft ( $F_M$ ) eine Flexion des Knies bewirken. Gleichzeitig löst  $F_M$  aber eine Extension des Hüftgelenkes (HG) und ein gegen den Uhrzeigersinn gerichtetes Drehmoment ( $M_{FG}$ ) des Fussaufstandpunktes (FG) aus. Dadurch verschiebt sich das Kniezentrum nach dorsal. Durch diese Verschiebung entsteht im KG eine paradoxe Bewegung in die Extension. (Heinlein, 2015).

Würde der Fuss keinen Bodenkontakt mehr aufweisen, könnte  $F_M$  keine paradoxe Bewegung, also eine Extension des KG auslösen. Das Drehmoment  $M_{FG}$  existiere bei offener Kette nicht. Durch den fehlenden Bodenkontakt und dadurch das fehlende Verschieben des Kniezentrum nach dorsal, wird das Auftreten einer paradoxen Muskelfunktion verhindert (Heinlein, 2015).

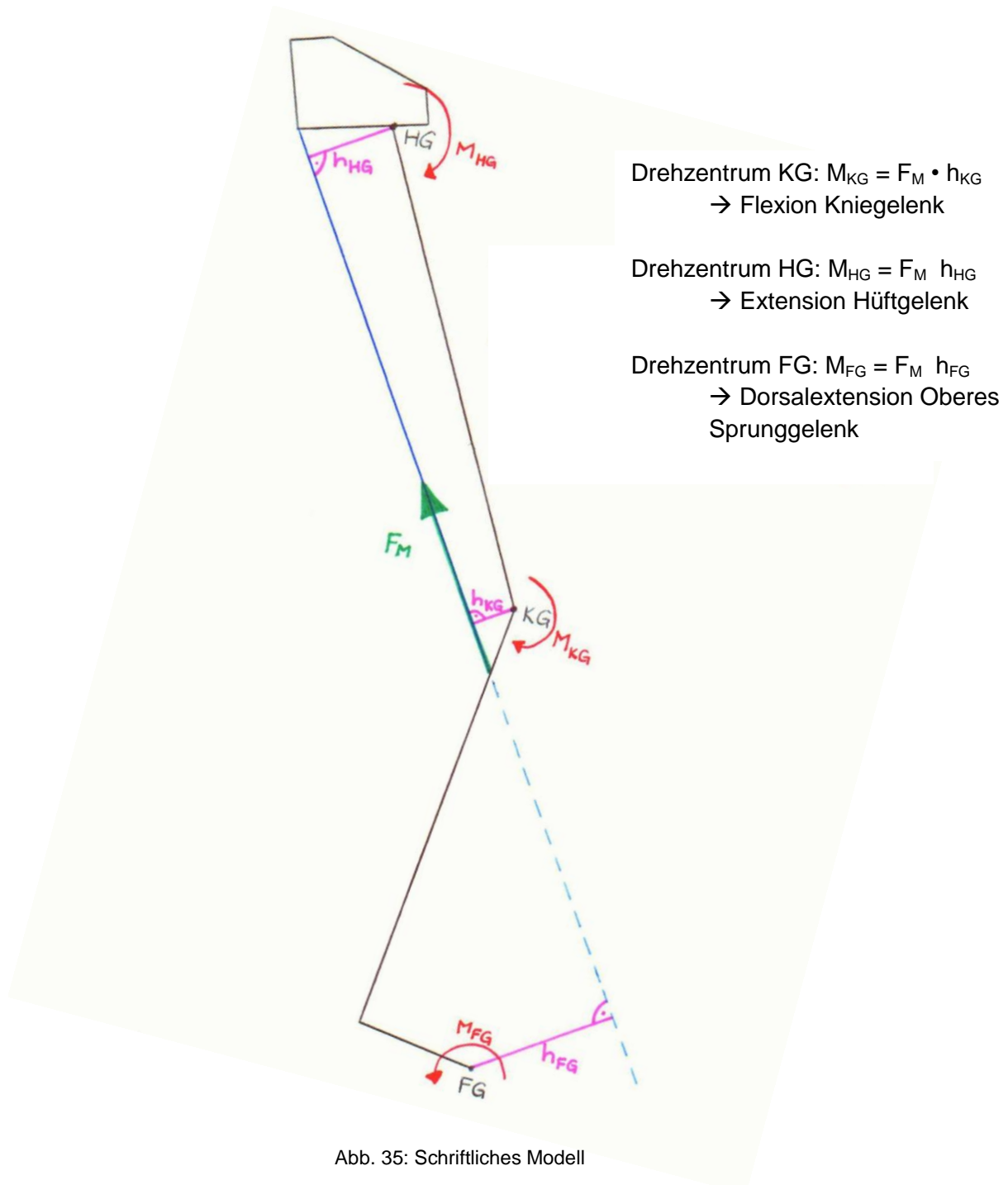


Abb. 35: Schriftliches Modell

## **3.2 Literaturmethode**

Im folgenden Abschnitt wird auf die Literaturmethode eingegangen.

### **3.2.1 Quellenanlage und Forschungsstand**

Die älteste Quelle, welche in diese Arbeit mit einbezogen wurde, stammt aus dem Jahr 1889. Duchenne (1889) beschrieb damals die Funktion der Hamstrings, welche zusammen mit dem M. quadriceps femoris in der Lage sind, das Kniegelenk zu extendieren. Dies zeigte eine Übereinstimmung mit dem Lombard'schen Paradoxon. Ende des 20. bis Anfangs des 21. Jahrhunderts zeigte sich, dass sich weitere Forscher mit der Funktion zweigelenkiger Muskulatur und der damit verbundenen Funktionsumkehr der Muskulatur beschäftigten (Andrew, 2010; Pfeiffer, 2014; Pürzel, 2013; Schache et al., 2013; Winter, 2003). Später befasste sich die Forschung weniger intensiv mit dem Lombard'schen Paradoxon.

### **3.2.2 Zulassungskriterien**

Für diese Arbeit ausgewählte Studien mussten bestimmte Bedingungen erfüllen. So konnten nur Studien, die in englischer, deutscher oder italienischer Sprache verfasst worden sind, in Betracht gezogen werden, da die Autorin nur diese Sprachen versteht. Die Studien wurden akzeptiert, sobald ein Abschnitt vom Lombard'schen Paradoxon vorlag oder dessen Ableitungen beziehungsweise Erweiterungen thematisiert wurden.

### **3.2.3 Suchmethode und Suchergebnisse**

Für die Literatursuche wurden die Datenbanken Medline und CINAHL verwendet. Nutzbare Studien wurden jedoch nur auf der Datenbank Medline gefunden. Dabei wurde mit den Schlagwörtern „kinematic, hamstrings, two-joint muscles, biomechanics und closed chain“ in verschiedenen Kombinationen nach Studien recherchiert.

Ein- und Ausschlusskriterien sowie Evaluationsinstrumente sind nicht relevant und werden deswegen nicht beschrieben. Zum Ausbau der Quellen wurde zusätzlich über Suchmaschinen im Internet nach weiteren Informationen recherchiert. Ausser-

dem wurde nach Studien und Fachbüchern in der Bibliothek am Departement Gesundheit Winterthur, an der ETH Zürich und der Zentralbibliothek Zürich gesucht.

### **3.2.4 Resultate aus den analysierten Studien**

Von den insgesamt zwölf gefundenen Studien, beschreiben folgende Artikel das Lombard'sche Paradoxon:

- Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint
- Hamstrings injuries in sprinting – the role of eccentric exercise
- Präzisierung des Lombard'schen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint
- Relative activity of hip and knee extensors in sprinting – implications for training
- The action of two-joint muscles: The legacy of W. P. Lombard
- The hip extension. Bedeutung von hüftstreckenden Bewegungen im Gesundheits- und Leistungssport

Folgende Studie beschreibt die Existenz des Lombard'schen Paradoxons nur teils:

- The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling : lombard's paradox revisited

Die nachfolgenden Artikel beschrieben lediglich die Funktion der Hamstrings oder die Funktion von zweigelenkigen Muskeln. Auf das Lombard'sche Paradoxon wurde jedoch nicht eingegangen. Somit wurden diese Artikel nicht vertieft und im Folgenden von der Arbeit ausgeschlossen.

- Biomechanical factors in sprint training - where science meets coaching
- Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury
- Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters
- Stretch and activation of the human biarticular hamstrings across a range of running speeds
- Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running

### 3.2.5 Diskursive Auseinandersetzung mit der Literatur

Bei der Auseinandersetzung mit der gefundenen Literatur handelt es sich im Folgenden nur um Studien, welche das Lombard'sche Paradoxon bestätigen. Die Studien wurden in drei Kategorien eingeteilt. Zu einer „guten“ Studie gehört:

- die Beschreibung des Paradoxon,
- die Verwendung von Rechenmodellen,
- die Übertragung und Anwendung des Lombard'schen Paradoxon an mechanischen Modellen.

Eine Studie die als „mittel“ eingestuft wird, beinhaltet:

- die Beschreibung des Lombard'schen Paradoxon,
- die Verwendung von Rechenmodellen oder mechanischen Modellen.

Als „schlecht“ eingestufte Studie zählt ein Schreiben, welches:

- in Textform über das Paradoxon berichtet.

Bewertung	Titel
„gut“	Präzisierung des Lombard'schen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint Relative activity of hip and knee extensors in sprinting – implications for training
„mittel“	Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint The action oft two-joint muscles: the legacy of W. P. Lombard
„schlecht“	The hip extension. Bedeutung von hüftstreckenden Bewegungen im Gesundheits- und Leistungssport Hamstring injuries in sprinting – the role of eccentric exercise

Tab. 3: Überblick Einteilung Studien

### 3.2.6 Diskussion der Fragestellung

Diese Bachelorarbeit soll zum Nachdenken über die Muskelfunktionen anregen. Die Ischiokruralmuskulatur ist nicht die einzige zweigelenkige Muskulatur im menschlichen Körper. Funktioniert die Ischiokruralmuskulatur mit den entsprechenden Voraussetzungen paradox, stellt sich die Frage, ob auch andere zweigelenkige Muskeln eine paradoxe Funktion aufweisen.



#### **4 Konsequenzen und Implikationen für die Physiotherapie**

Durch die Existenz der paradoxen Muskelfunktion stellt sich die Frage, ob diese Umkehrfunktion der Ischiokruralmuskulatur einen relevanten Einfluss auf das physiologische Gangbild hat. In der Physiotherapie wäre deshalb interessant, ob durch das Kräftigen der Ischiokruralmuskulatur diverse Bewegungsabläufe, in welchen die Kniegelenksexension von Bedeutung ist, beeinflussbar wären und somit verbessert beziehungsweise verschlechtert werden könnten. Zusätzlich wäre es möglich, dass Schwächen von Muskeln durch die paradoxe Funktionsweise anderer Muskeln kompensiert werden könnten. Eine nicht ausführbare Kniegelenksexension, aufgrund einer Schwäche des M. quadriceps femoris, könnte durch die paradoxe Muskelfunktion der Ischiokruralmuskulatur kompensiert werden und somit den Bewegungsablauf der Kniegelenksexension ermöglichen.

#### **5 Schlussfolgerung**

Das Lombard'sche Paradoxon konnte am selbsterstellten, mechanischen Modell bei der Ischiokruralmuskulatur bestätigt werden. Durch das Erstellen des Modells wurde ersichtlich, dass diese paradoxe Muskelfunktion nur auftreten kann, wenn das Becken gegen eine Posterioriorkippung stabilisiert werden kann. Ob die paradoxe Muskelfunktion der Ischiokruralmuskulatur im Alltag tatsächlich relevant ist, bleibt offen.

#### **6 Offene Fragen**

Damit die Ischiokruralmuskulatur bei der mittleren Standphase eine Extension des Kniegelenkes ausführen kann, benötigt das Becken eine gewisse Fixation, damit der Posteriorilt des Beckens bei der Muskelkontraktion nicht zu gross wird. Nur mit diesen Voraussetzungen gelingt es der Ischiokruralmuskulatur paradox zu arbeiten und das Kniegelenk zu extendieren. Für die Beckenfixation sind am realen Menschen diverse Muskeln zuständig. Welche Muskulatur jedoch für die Anterioriorkippung des Beckens während der Momentaufnahme in der mittleren Standphase am Modell zuständig ist und wie stark diese Muskeln aktiv sind, wäre eine interessante Weiterforschung.

## 7 Mögliche weiterführende Fragestellungen

Spannend wäre die Klärung, ob das Kräfteverhältnis der ventralen und dorsalen Muskelkette durch das Lombard'sche Paradoxon beeinflusst wird. Muss der M. quadriceps femoris bei einer Kniegelenksexension tatsächlich weniger arbeiten, wenn gleichzeitig durch die gegebenen Voraussetzungen auch die Ischiokruralmuskulatur eine Extension des Kniegelenkes ausführen? Könnte es bei einer Knieextension, wobei der M. quadriceps femoris sowie die Ischiokruralmuskulatur gleichzeitig aktiv sind, zu einer krampfartigen Muskelkontraktion kommen? Wäre eine der aufgebrauchten Kräfte des M. quadriceps femoris oder der Ischiokruralmuskulatur stärker, könnte die schwächere der beiden Muskeln eine Verletzung erleiden?

Weiterführende Fragen allgemein zum Thema zweigelenkige Muskulatur wären interessant. Dabei könnten diverse Muskelfunktionen im Bewegungslabor analysiert und interpretiert werden. Ob die paradoxe Muskelfunktion bei weiteren zweigelenkigen Muskeln nachweisbar und im Alltag relevant ist, könnte eine interessante Fragestellung sein. Zusätzlich wäre spannend herauszufinden, ob neben den Funktionen von zweigelenkigen Muskeln auch gewisse Körperkonstitutionen und –verhältnisse die Muskelfunktion beeinflussen.

## Literaturverzeichnis

- Andrews, J. G. (1987). The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling: Lombard's paradox revisited. *Journal of biomechanics*, No.6, 565-575.
- Andrew, J. H. (2010). Biomechanical factors in sprint training – where science meets coaching. Retrieved from <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/4375/4067> am 14.07.14
- Bewegungen – Kinematik. Kinematik ist die Lehre von der Bewegung von Körpern in Raum und Zeit. (n.d.). Heruntergeladen von [http://www.uni-leipzig.de/~biophys/fach3/foI\\_vl\\_biow/mechanik\\_2.pdf](http://www.uni-leipzig.de/~biophys/fach3/foI_vl_biow/mechanik_2.pdf) am 25.10.14
- Bibliographisches Institut GmbH (2013). Heruntergeladen von <http://www.duden.de/rechtschreibung/Paradoxon> am 17.11.2014
- Binz, J., Friedrich, M., Gebauer, P., Bächtiger, P., Ess, H., et al. (2006). *Formeln und Tafeln. Mathematik – Physik.*, S.52. Zürich: Orell Füssli Verlag.
- DocCheck Medical Services GmbH. (2014). Heruntergeladen von <http://flexikon.doccheck.com/de/Biomechanik> am 28.10.2014
- Guex, K., Gojanovic, B., Millet, G. P. (2012). Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters. *Journal of Athletic Training*. number 4, 390-395, doi:10.4085/1062-6050-47.4.04
- Heinlein, B. (2012). Biomechanik. *Einführung in die Biomechanik*
- Kemmer, R. AG (2014). Heruntergeladen von <http://www.tectake.ch/menschliches-skelett-modell-in-lebensgrosse-181cm> am 29.10.14
- Kuo, A. D. (n.d.). The action of two-joint muscles: The legacy of W. P. Lombard. *From classics in movement science*. chapter 10, 289-315.
- Perry, J. (2003). Ganganalyse. *Norm und Pathologie des Gehens*, S. 3-7, 53-55, 66-68. München: Urban & Fischer.
- Pfeiffer, F. (2014). Physiotherapeut, Medbase Winterthur. *Persönliche Mitteilung*.

- Prilutsky, B. I., Zatsiorsky, V. M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of biomechanics*. No.1, 25-34. Retrieved from <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/PrilutskyZatsiorsky94.pdf> am 26.6.14
- Pürzel, A. (2013). The hip extension. Bedeutung von hüftstreckenden Bewegungen im Gesundheits- und Leistungssport. Heruntergeladen von <http://intelligentstrength.at/wp-content/uploads/hip-extension.pdf> am 14.07.14
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Wrigley, T. V., Brown, N. A. T. & Pandy, M. G. (2013). Stretch and activation of the human biarticular hamstrings across a range of running speed. *European Journal of Applied Physiology*, 113 :2813-2828, doi:10.1007/s00421-013-2713-9
- Whittle, M. W. & Hanlin, H. C. (1996). *Gait Analysis. An Introduction*. Oxford, UK: Butterworth Heinemann.
- Wiemann, K. (1989). Die ischiokruralen Muskeln beim Sprint. *Die Lehre der Leichtathletik*. Nr. 27/1989, 783-786, 816-818. Heruntergeladen von <http://www.biowiss-sport.de/ischspri.html> am 14.07.14
- Wiemann, K. (1991). Präzisierung des Lombard'schen Paradoxons in der Funktion der ischiokruralen Muskeln beim Sprint. *Sportwissenschaft* 21, 413-428. Heruntergeladen von <http://www.biowiss-sport.de/paradox.PDF> am 14.07.14
- Wiemann, K., Günter, T. (1995). Relative activity of hip and knee extensors in sprinting – implications for training. *New Studies in Athletics*. Vol. 10, 29-49.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th edition*, 102-106. United States of America: Wiley.

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Zweigelenkiger Muskel mit Gelenk A und Gelenk B.....	4
Abb. 2: Übersicht Anatomie dorsale Beinmuskulatur.....	7
Abb. 3: Beispiel Statik.....	11
Abb. 4: Zerlegen von Kräften.....	11
Abb. 5: Addition von Kräften .....	12
Abb. 6: Beispiel Drehmoment.....	13
Abb. 7: Vorlage Rechnungsbeispiel.....	14
Abb. 8: Rechnungsbeispiel.....	14
Abb. 9: Prototyp.....	16
Abb. 10: Kontraktionsmechanismus Prototyp.....	16
Abb. 11: Ansicht Modell erste Phase.....	17
Abb. 12: Hüftgelenk in Neutralnullposition.....	18
Abb. 13: Hüftgelenk in voller Extension .....	18
Abb. 14: Hüftgelenk in voller Flexion .....	18
Abb. 15: Kniegelenk in Neutralnullposition .....	18
Abb. 16: Kniegelenk in Extension .....	18
Abb. 17: Kniegelenk in voller Flexion.....	18
Abb. 18: Sprunggelenk in Neutralnullposition.....	18
Abb. 19: Sprunggelenk in voller Dorsalextension .....	18
Abb. 20: Sprunggelenk in voller Plantarflexion .....	18
Abb. 21: Hüftgelenk von ventral.....	19
Abb. 22: Kniegelenk von dorsal.....	19
Abb. 23: Fussgelenk von dorsal .....	19
Abb. 24: Ansicht Modell zweite Phase.....	20
Abb. 25: Mittlere Standphase Mensch.....	20

Abb. 26: Modell mit Gummibänder in Ausgangsstellung .....	21
Abb. 27: Posteriertilt Becken während Muskelkontraktion .....	21
Abb. 28: Befestigung Becken .....	22
Abb. 29: Kontraktionsmechanismus „Schnalle“ .....	23
Abb. 30: Bedienung Muskelkontraktion korrekt .....	23
Abb. 31: Bedienung Muskelkontraktion falsch .....	23
Abb. 32: Gliederung der Gangphasen .....	24
Abb. 33: Bewegungsumfang des Kniegelenkes mit Markierung für Modell .....	26
Abb. 34: Bewegungsumfang des Hüftgelenkes mit Markierung für Modell.....	26
Abb. 35: Schriftliches Modell .....	28
Abb. 36: Ablauf für einen Deadlift .....	38
Abb. 37: Ablauf für einen speziellen Deadlift .....	38
Abb. 38: Spannschloss .....	39
Abb. 39: Winkelholzschraube .....	39

## **Tabellenverzeichnis**



Tabelle 1: Übersicht Muskel mit Ansatz, Ursprung und Funktion .....	8
Tabelle 2: Gliederung Standbeinphase mit Intervallangaben eines Gangzyklus .....	25
Tabelle 3: Überblick Einteilung Studien .....	31

## **Anhang**

A Glossar

B Skizzen

## Anhang A

Begriff	Erklärung
Deadlifts	<p>Deadlifts beschreibt eine Übung zur Muskelkräftigung der unteren Extremitäten, sowie die Kräftigung der Rückenmuskulatur. Folgende Abbildung zeigt die Ausführung eines Deadlifts.</p>  <p>Abb. 36: Ablauf für einen Deadlift</p>
Spezielle Deadlifts	<p>Die in dieser Arbeit erwähnten speziellen Deadlifts, welche auf Seite 4 erläutert sind, werden auf Abbildung 37 dargestellt (Pfeiffer, 2014).</p>  <p>Abb. 37: Ablauf für einen speziellen Deadlift</p>

Spannschloss

Folgende Abbildung zeigt ein Spannschloss.



Abb. 38: Spannschloss

Winkelholzschraube

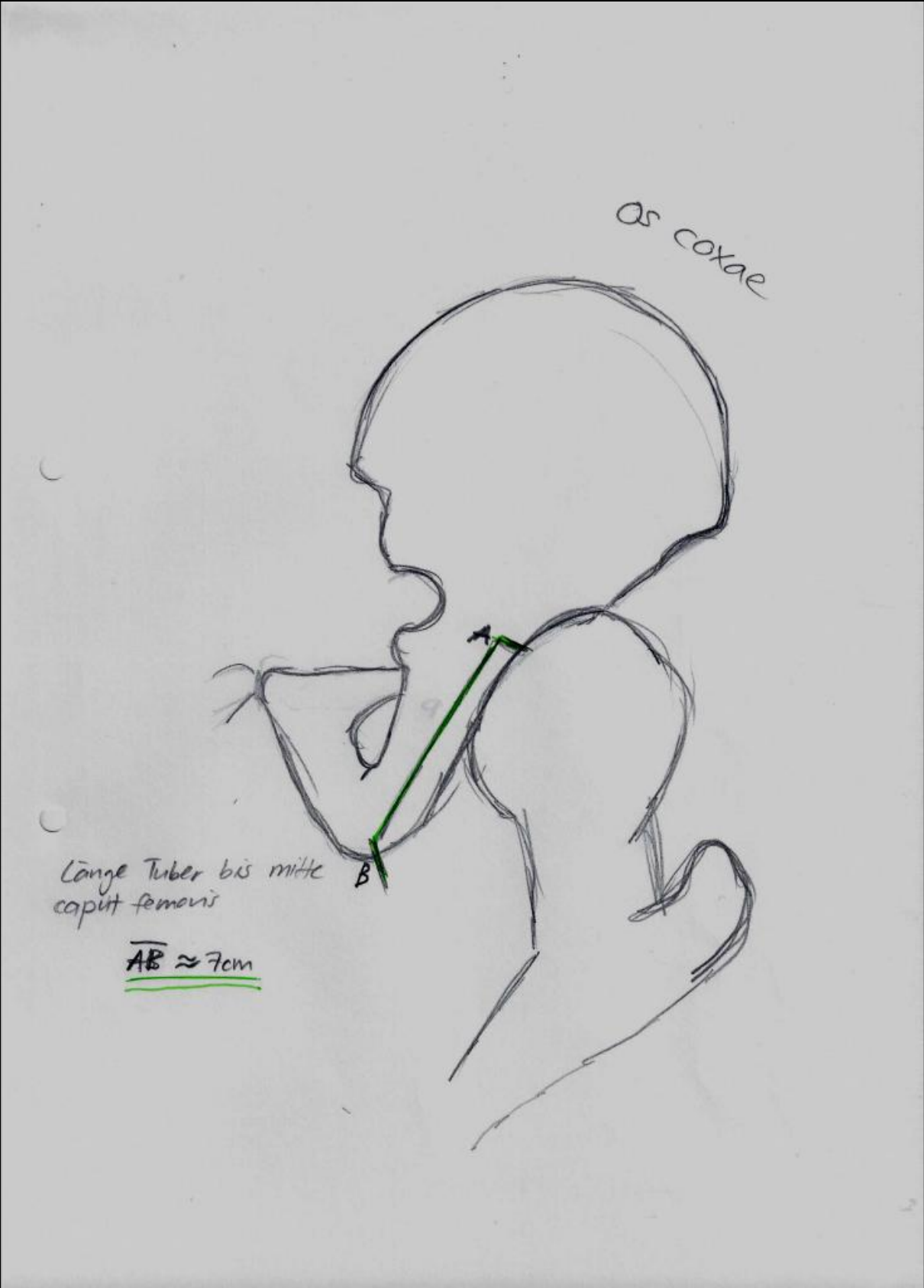
Folgende Abbildung zeigt eine Winkelholzschraube.



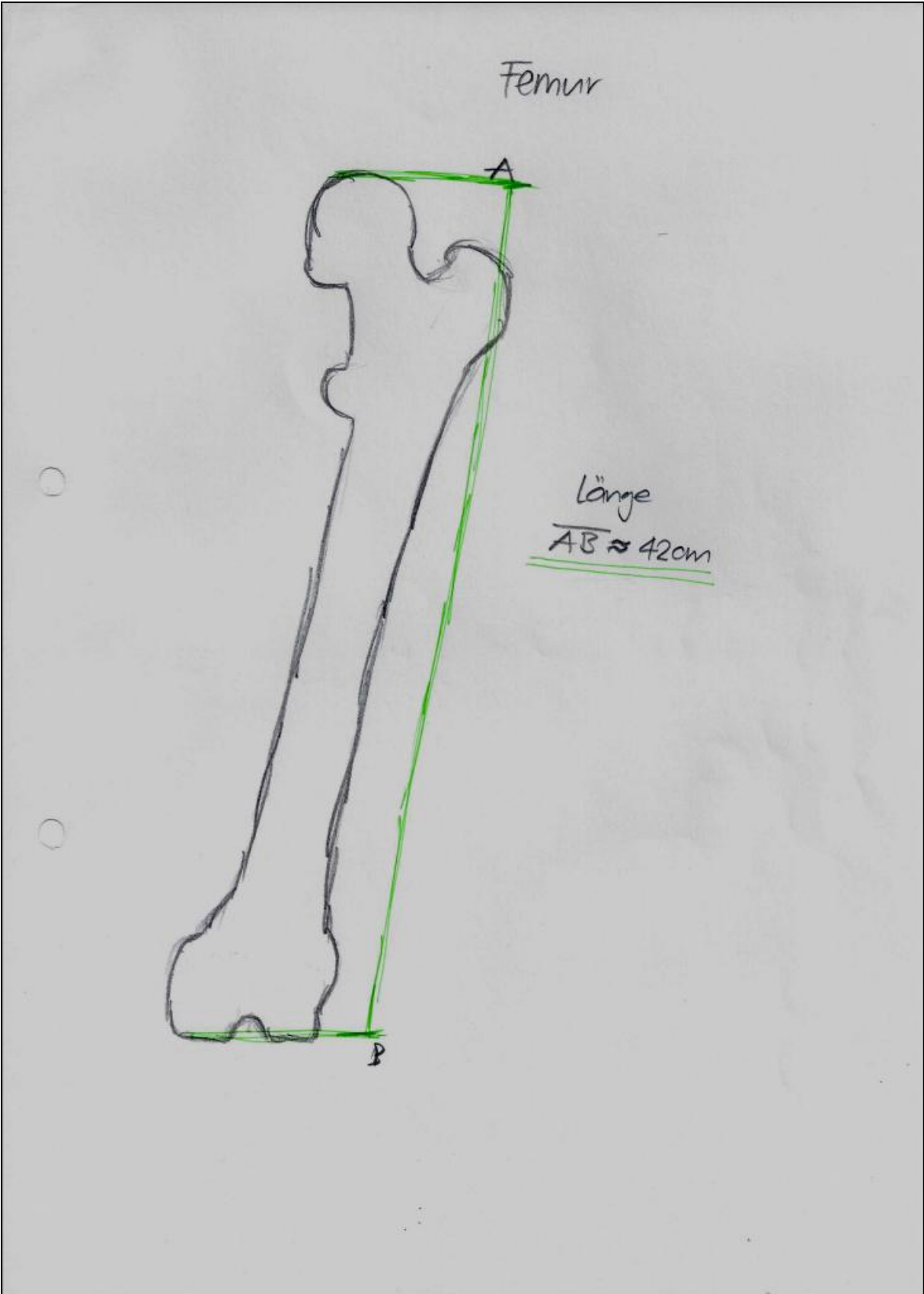
Abb. 39: Winkelholzschraube



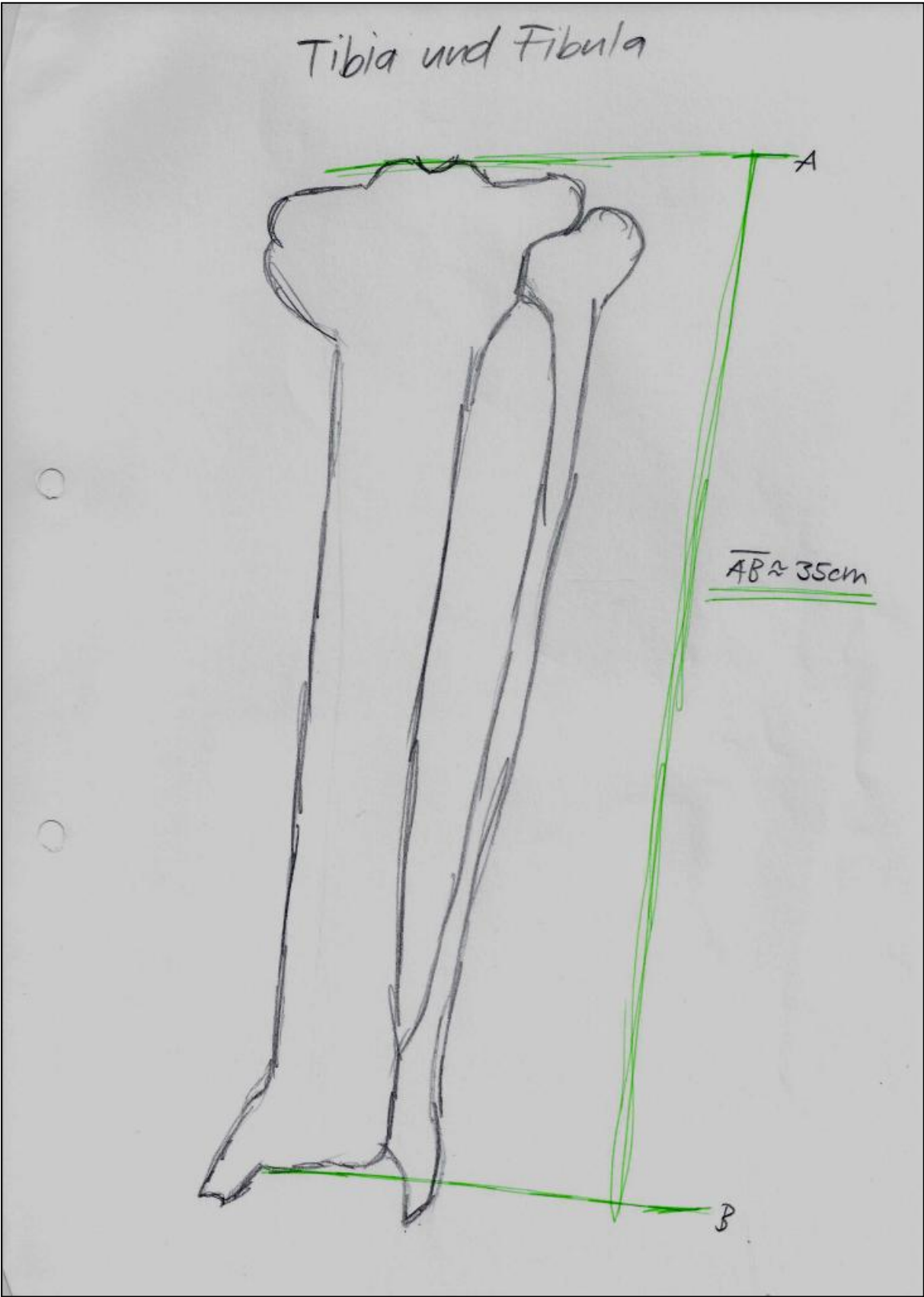
Anhang B1



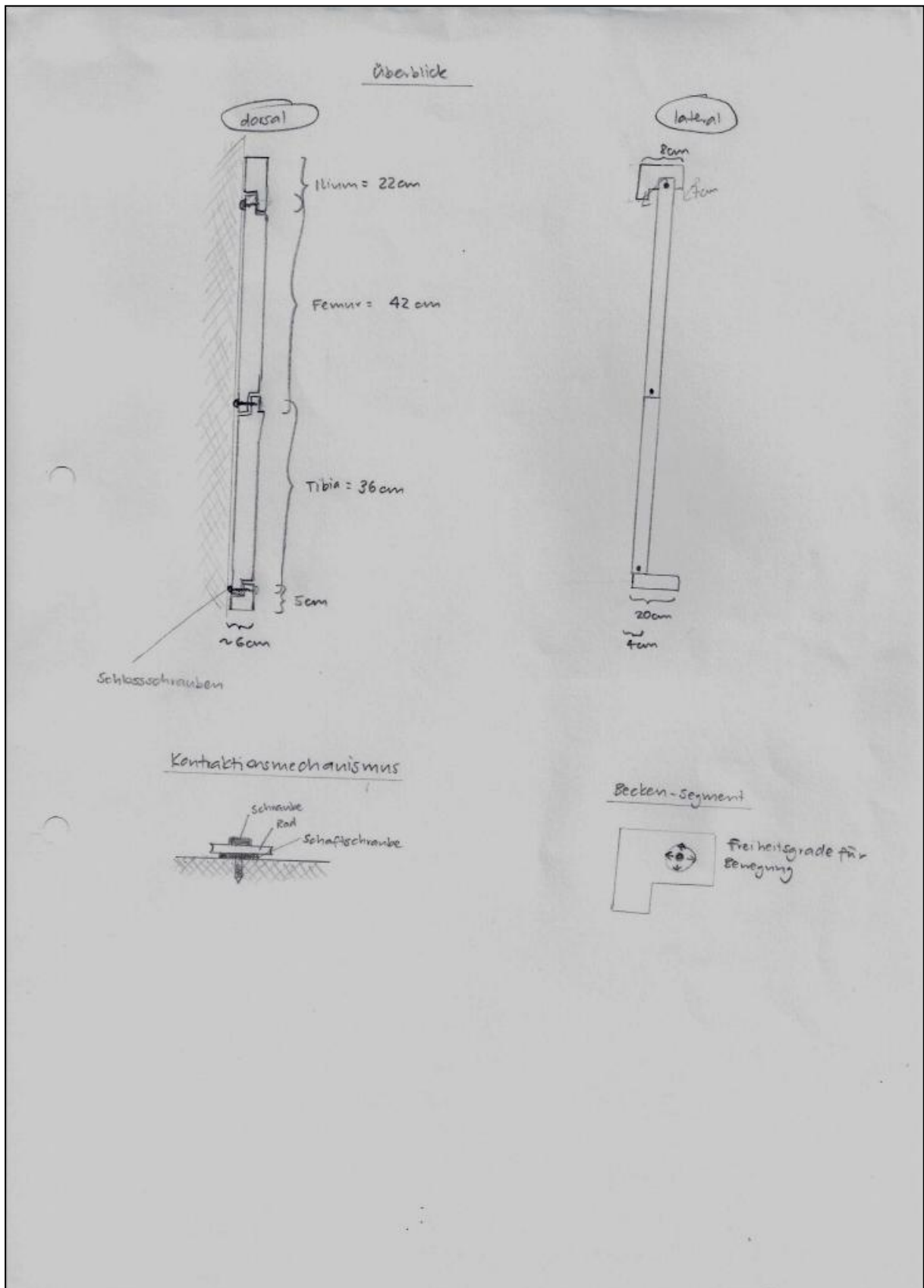
B2

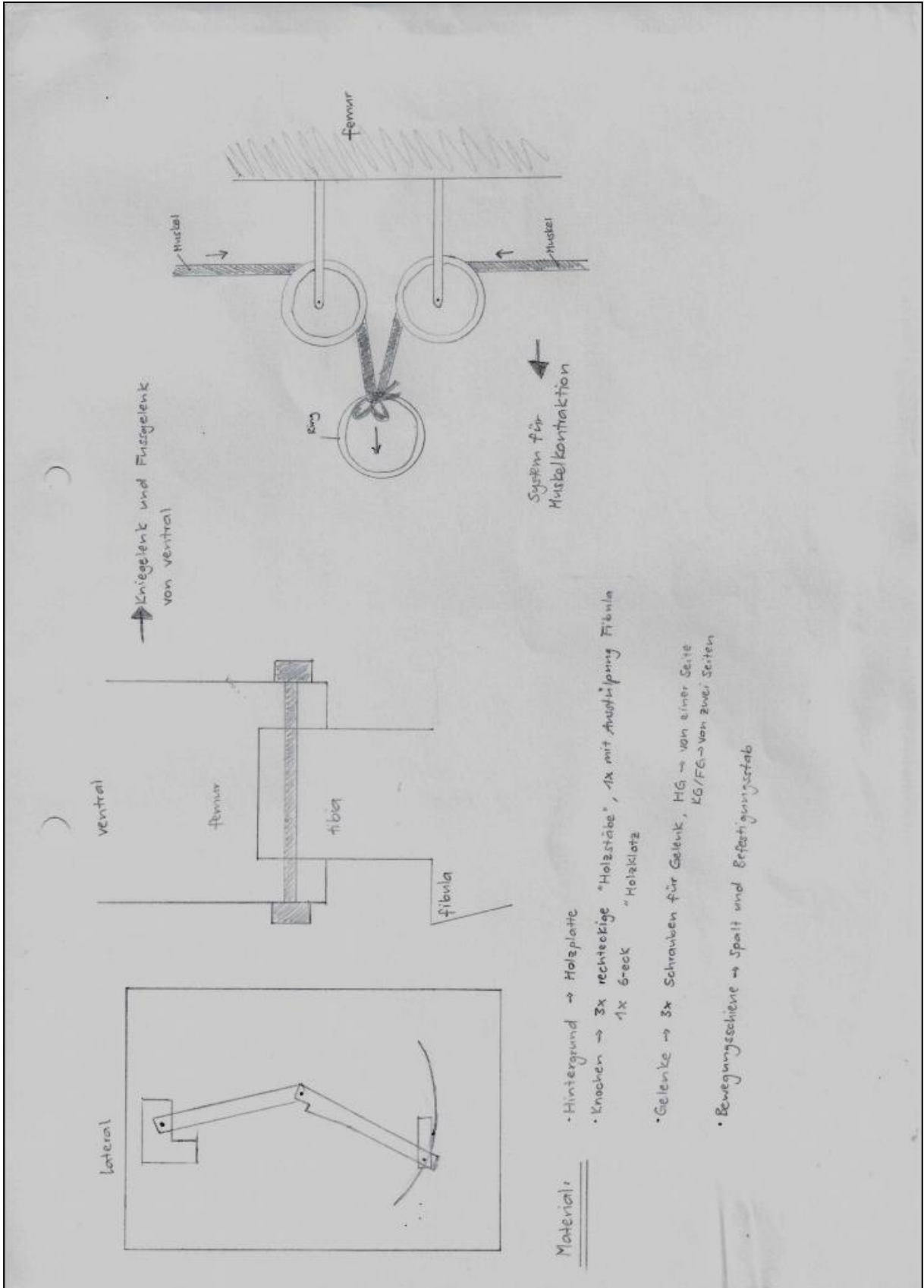


B3

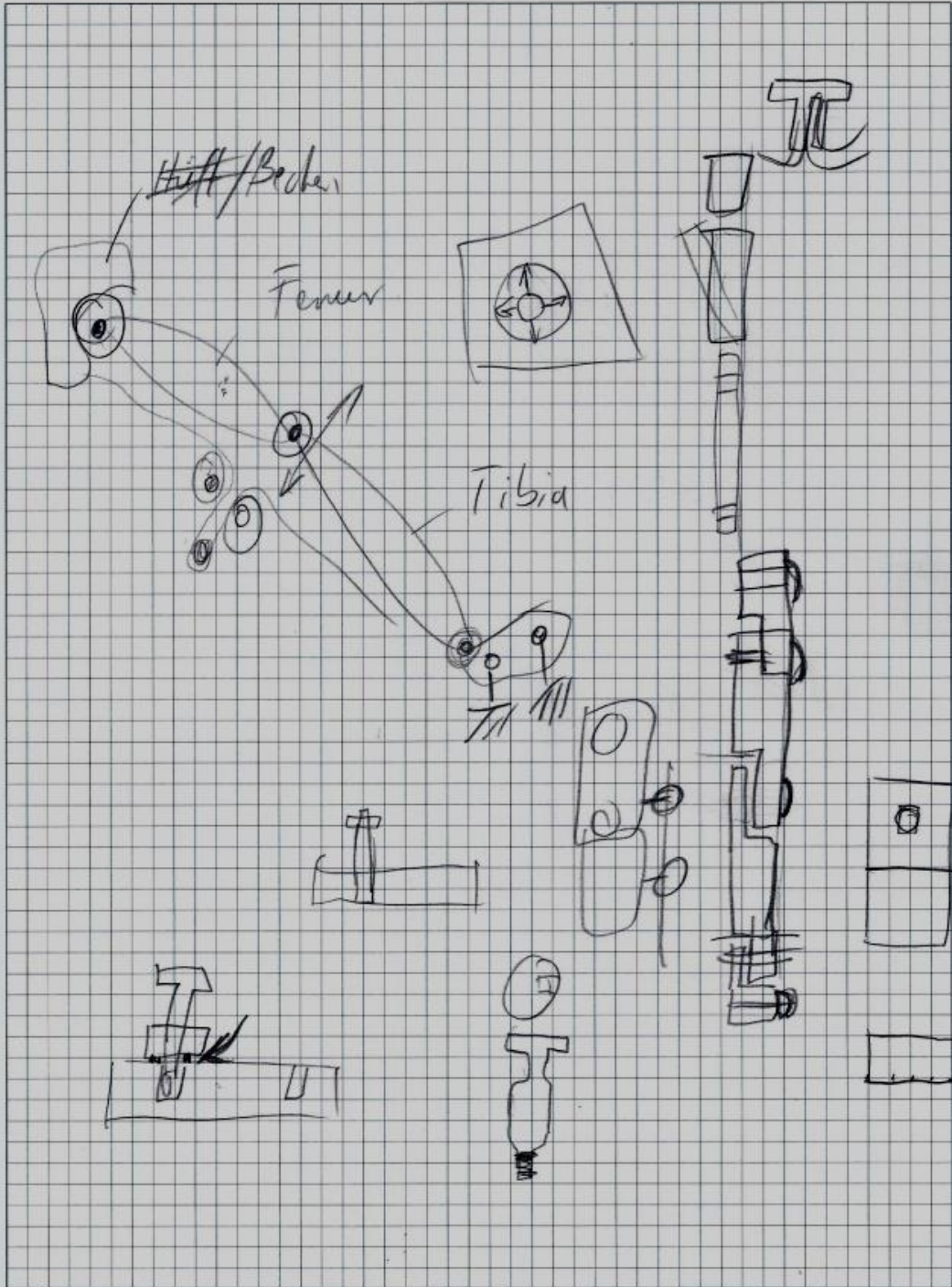


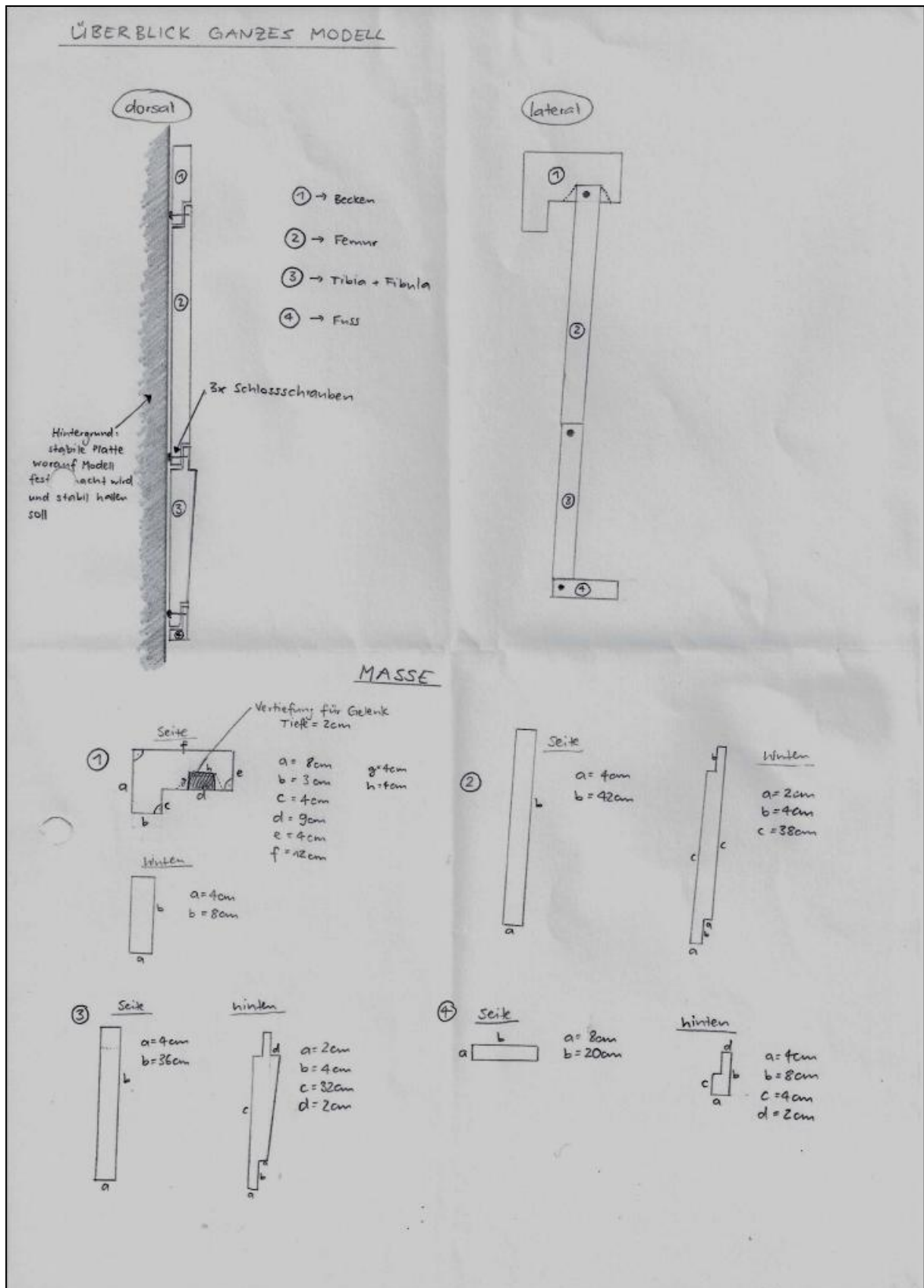
B4





M





## **Danksagung**

Ich möchte mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. Bernd Heinlein für die Betreuung dieser Bachelorarbeit, das fortwährende Interesse und die ständige Ansprechbarkeit bedanken.

Weiter gilt mein Dank Martin Tinner für die tatkräftige Unterstützung beim Bauen des Modells und das Bereitstellen des Materials.

Auch bei Jana Frangi möchte ich mich bedanken für die Begleitung an Fachgesprächen und das Einbringen wichtiger Thematiken sowie das Hinterfragen physiotherapeutischer Ansichten zum Modell.

Ebenfalls möchte ich mich bei meinen Lektoren für das Korrekturlesen bedanken, was zur Verbesserung der Arbeit beigetragen hat.

## **Anzahl Worte**

Anzahl Worte im Abstract:

187 Worte

Anzahl Worte der Arbeit (exklusive Abstract, Abbildungen, Literaturverzeichnis, Anhang, Danksagung und Selbstständigkeitserklärung):

5039 Worte

## **Selbstständigkeitserklärung**

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig, ohne Mithilfe Dritter und unter Benützung der angegebenen Quellen verfasst habe.

Ort, Datum: \_\_\_\_\_

Unterschrift: \_\_\_\_\_