

Aus den  
Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhaus Hamburg  
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Ch. Jürgens  
Chefarzt PD Dr. med. Faschingbauer  
und der  
Klinik für Unfallchirurgie der Universität zu Lübeck  
Direktor: Prof. Dr. med. Ch. Jürgens

---

**Telemetrische Lastmessungen  
im Rahmen der Physiotherapie  
bei mittels Osteosynthese  
versorgten Femurpseudarthrosen**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Universität zu Lübeck  
- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von  
Kasim Karakaya  
aus Imranli

Hamburg 2014

1. Berichterstatter/Berichterstatterin:

Priv.-Doz. Dr. med. Maximilian Faschingbauer

2. Berichterstatter/Berichterstatterin:

Prof. Dr. med. Wolfgang Eichler

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2015

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 24.06.2015

- Promotionskommission der Sektion Medizin -

*In Dankbarkeit  
meiner Familie  
gewidmet,  
die mir auf meinem bisherigen  
Lebensweg mit ihrer liebevollen Unterstützung  
immer hilfreich zur Seite stand.*

## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung .....	3
1.1 Fragestellung .....	3
1.2 Stand des Wissens .....	4
1.2.1 Biomechanik des Oberschenkels .....	4
1.2.2 Frakturversorgung und Pseudarthrosen .....	4
1.2.3 Krankengymnastik nach osteosynthetisch versorgter Femurfraktur .....	5
2. Material und Methoden .....	7
2.1 Patientenkollektiv .....	7
2.2 Telemetrisches Messsystem .....	7
2.3 Intraindividuelle Standardlast .....	10
2.4 Messungen unter der Physiotherapie .....	11
2.5 Auswertung .....	11
2.6 Durchführung der Übungen .....	12
2.6.1 Maximale Anspannung des Oberschenkelmuskels in Rückenlage .....	12
2.6.2 Schleifende Ferse in Rückenlage .....	13
2.6.3 PNF (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) in Rückenlage .....	13
2.6.4 Rückenlage, gestrecktes Bein anheben .....	15
2.6.5 Bauchlage, angewinkelten Unterschenkel anheben .....	15
2.6.6 Bauchlage, gestrecktes Bein anheben .....	16
2.6.7 Seitenlage, gestrecktes Bein anheben .....	17
2.7 Fallbeschreibung .....	19
2.7.1 Erstes Fallbeispiel .....	19
2.7.1.1 Anamnese .....	19
2.7.1.2 Kurvenanalyse .....	21
2.7.1.3 Beobachtete Besonderheiten .....	23
2.7.2 Zweites Fallbeispiel .....	23
2.7.2.1 Anamnese .....	23
2.7.2.2 Kurvenanalyse .....	25
3. Ergebnisse .....	27
3.1 Rückenlage, Oberschenkelmuskulatur anspannen .....	27
2 Wochen postoperativ .....	27
8 Wochen postoperativ .....	27
3.2 Rückenlage, Schleifen der Ferse .....	29
2 Wochen postoperativ .....	29
8 Wochen postoperativ .....	29
3.3 Rückenlage, gestrecktes Bein anheben .....	31
2 Wochen postoperativ .....	31
8 Wochen postoperativ .....	32
3.4 PNF-Übung (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) .....	33
2 Wochen postoperativ .....	33
8 Wochen postoperativ .....	34
3.5 Bauchlage, Oberschenkel bei 90° gebeugten Unterschenkel anheben .....	35
2 Wochen postoperativ .....	35
8 Wochen postoperativ .....	36
3.6 Bauchlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben .....	38
2 Wochen postoperativ .....	38
8 Wochen postoperativ .....	38

---

3.7 Seitenlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben .....	40
2 Wochen postoperativ .....	40
8 Wochen postoperativ .....	40
3.8 Vergleich der verschiedenen Übungen.....	42
4. Diskussion .....	45
5. Zusammenfassung .....	54
6. Literatur .....	55
7. Anhang .....	58
8. Danksagung .....	67
9. Lebenslauf .....	68

# 1. Einleitung

## 1.1 Fragestellung

Ziel der Osteosynthese des frakturierten Oberschenkels und auch von Oberschenkelchaft-pseudarthrosen ist es, eine korrekte Wiederherstellung von Länge, Achse und Rotation sowie eine knöcherne Konsolidierung im Frakturspalt zu erreichen [4,21,27].

In den meisten Fällen ist nach osteosynthetischer Versorgung eine Übungsstabilität mit einer Teilbelastung von 10 kg gegeben [16]. Es ist bekannt, dass Überlastungen zu schädlichen Frakturspaltbewegungen und so zu Pseudarthrosen bzw. Re-Pseudarthrosen führen können [8]. Da die Patienten neben der Teilbelastung auch frühzeitig physiotherapeutisch beübt werden müssen [24], ist es für den Operateur, aber auch für die Physio- und Sporttherapeuten, entscheidend zu wissen, wie viel Last hierbei auf die Osteosynthese übertragen wird.

In den letzten Jahren wurde ein Osteosynthesystem entwickelt und klinisch eingesetzt, welches telemetrisch in-vivo-Messungen bei internen Femurosteosynthesen ermöglicht [12,29]. Dieses erlaubt, die Belastung der Platte transcutan zu bestimmen und Aufschluss über die Knochenheilung zu geben. Die Belastung der Platte wiederum korreliert mit ihrer elastischen Biegung und somit auch der Bewegung im Frakturspalt [12]. Es wirken dabei nicht nur die äußere axiale Belastung der Extremität, sondern auch durch Muskeln bedingte Kräfte auf das Implantat [11,12].

Das Ziel dieser Studie ist es, in einem ersten Ansatz die während definierter physiotherapeutischer Übungen auf die Oberschenkelosteosynthese wirkenden Belastungen in vivo zu messen und zu analysieren sowie Therapeuten und Patienten auf Überlastungsrisiken aufmerksam zu machen.

Es ist daher die Hypothese zu prüfen, dass trotz Einhaltung einer erlaubten axialen Teilbelastung dennoch Überlastungen durch Bewegungsabläufe in der Krankengymnastik stattfinden können.

Eine Anwendung elektronisch instrumentierter Implantate für die systematische Analyse der Belastungen bei der Physiotherapie nach einer Osteosynthese ist in der Literatur bisher nicht bekannt.

---

## 1.2 Stand des Wissens

### 1.2.1 Biomechanik des Oberschenkels

Im Stand verläuft die mechanische Achse des Beines vom Zentrum des Hüftkopfes durch das Zentrum des Knies zum Mittelpunkt des Fußgelenkes und weist einen Winkel von drei Grad gegenüber der Vertikalen auf. Die Schaftachse des Oberschenkelknochens ist um neun Grad gegenüber der Vertikalen geneigt. Die Muskeln der Hüfte und des Oberschenkels lassen sich ihrer Funktion nach in Beuger, Strecker, Ab- und Adduktoren sowie in Innen- und Außenrotatoren unterscheiden [14].

Nach Pauwels [26] führt die Zuggurtung der Muskeln (z.B. des iliotibialen Seitenstranges) zur Ausprägung einer Zug- und Druckseite des Knochens. Neuere Analysen der muskuloskelettalen Interaktion deuten an, dass sich grundsätzlich Zug- und Druckseite abwechseln und es zu einer Biegewechselbelastung des Knochens kommt [11].

Es zeigten sich bei in vivo Messungen als auch bei Berechnungen, dass kritisch hohe Beanspruchungen durch muskuläre Kontraktion entstehen können [3]. Eine nicht ausgeglichene muskuläre Aktivität, wie sie beim Stolpern entsteht, führt zu extremen Belastungen [3].

### 1.2.2 Frakturversorgung und Pseudarthrosen

Die Behandlung von Femurfrakturen erfolgt in der Regel durch Operation mit einem Gleitnagel oder einer dynamischen Hüftschraube im proximalen Bereich, mit einem Verriegelungs-Marknagel im Schaftbereich und mit einer winkelstabilen Platte im distalen Bereich [16]. Die Vorteile des Marknagels sind die geringe Invasivität des Zugangs und, in Abhängigkeit vom Vorliegen einer Trümmerzone, eine frühe Belastbarkeit [16]. Typischer Nachteil ist eine gewisse Rotationsinstabilität mit einem entsprechenden Pseudarthrosenrisiko [30]. Bei Femurschaftpseudarthrosen werden neben einem Nagelwechsel zunehmend Platten als zusätzliche oder alleinige Stabilisierung empfohlen, mit dem Vorteil einer größeren Torsionsstabilität [30].

Eine Pseudarthrose bezeichnet das Ausbleiben der Heilung einer Fraktur oder einer Osteotomie nach Ablauf von sechs bis acht Monaten nach konservativer oder operativer Versorgung [4,16,21]. Selten kann durch umgebendes Bindegewebe die Frakturzone so fest sein, dass die Extremität ohne Beschwerden voll belastet werden kann [30]. Häufiger gehen Pseudarthrosen mit belastungsabhängigen Beschwerden im Bruchbereich einher. Die Häufigkeit von Femurpseudarthrosen nach osteosynthetischer Versorgung wird mit 0,6-8% [8,30] angegeben.

---

Unterschieden werden die Pseudarthrosen [32,18] in

- Hypertrophe Pseudarthrosen (intakte Vitalität und Kallusbildung bei mangelnder Stabilität)
- Atrophe Pseudarthrosen (ausbleibende Kallusbildung, z.B. durch gestörte Perfusion)
- Infektpseudarthrosen

Lokale Ursachen sind mechanische Unruhe mit mangelndem Kontakt der Frakturrenden, Durchblutungsstörungen mit Avitalität der Frakturrenden oder Infekte [4,21]. Systemische Ursachen sind Gefäßerkrankungen, Diabetes mellitus, Radiatio, Alkohol, Rauchen, Steroide [4,21].

Kleine interfragmentäre Bewegungen stimulieren die Kallusheilung, während zu große Bewegungen häufig eine knöcherne Überbrückung verhindern [7]. Bei großen Frakturspalten kommt es ebenfalls zu einer Verzögerung von Kallusbildung und Frakturüberbrückung [7]. Trotz aller Bestrebungen zu gewebeschonenden Operationstechniken ist deshalb eine gute Reposition und eine stabile Osteosynthese die Voraussetzung für eine komplikationsfreie Kallusheilung [7].

Bestimmte Knochen, die nur von wenigen Blutgefäßen ernährt werden, wie zum Beispiel das Kahnbein in der Handwurzel, der Oberschenkelhals oder das Sprungbein, neigen eher dazu eine Pseudarthrose auszubilden. Bei anderen Knochen, wie zum Beispiel am Unterarm sowie am Oberschenkelschaft, führen eher mechanische Ursachen zur Pseudarthrose.

In der Regel bedeutet der Nachweis einer Pseudarthrose eine operative Revision mit Auffrischung der Knochenenden, einer Spongiosaplastik sowie einer stabilen osteosynthetischen Versorgung.

### **1.2.3 Krankengymnastik nach osteosynthetisch versorgter Femurfraktur**

Das Ziel der postoperativen Physiotherapie ist es, die Beweglichkeit der Gelenke zu erhalten und zudem die durch Inaktivität bedingte Muskelatrophie zu vermeiden. Nach Femurfrakturen sind insbesondere für die Hüftabduktion und die Knieextension Defizite festgestellt worden, welche in der Folge zu einem unphysiologischen Bewegungsmuster führten [25,23].

Zudem ist bekannt, dass die Durchblutung einer Extremität mit Hilfe der Muskelaktivität deutlich gesteigert wird [8]. Dieses wiederum führt zur Mehrdurchblutung im Frakturbereich und fördert die Konsolidierung.

Die Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation (PNF) ist eine dreidimensionale physiotherapeutische Behandlungsmethode, welche bei Patienten aller medizinischen Fachbereiche Anwendung findet, bei denen das Bewegungsverhalten durch eine Erkrankung, Verletzung,

---

Operation oder Degeneration gestört ist. Die PNF hat das Ziel, pathologisch veränderte Bewegungsabläufe wieder zu physiologischen (gesunden) Bewegungsabläufe zurückzuführen. Sie nutzt die Tatsache, dass die physiologischen Bewegungsmuster der Körperabschnitte und die Gesamtbewegungsmuster (z.B. Musterkombinationen im Gehen) im zentralen Nervensystem abgespeichert sind [17]. Alle Bewegungsmuster zeichnen sich durch eine festgelegte Dreidimensionalität aus. Bei den Bewegungsmustern der Arme und Beine ist in physiologischen Mustern immer auch eine beugende oder streckende Komponente des Hüft- bzw. des Kniegelenkes dabei. In der praktischen Anwendung wählt man einen sich möglichst physiologisch bewegenden Körperabschnitt aus und führt mit genau festgelegten taktilen Reizen ein physiologisches Bewegungsmuster aus, indem man den Patienten aus der korrekten Vordehnung des Musters gegen einen angepassten dreidimensionalen Widerstand bis in die Endstellung des Musters bewegen lässt. Während der Durchführung werden Berührungs-, Druck-, Muskeldehnungs-, Sehnenspannungs- und Lagesinnrezeptoren gezielt gereizt. Des Weiteren achtet man auf eine physiologische Muskelaktionsfolge des behandelten Körperabschnittes. Die summierten Reize des Bewegungsmusters werden über das periphere Nervensystem zum zentralen Nervensystem (ZNS) geleitet. Dort wird ein einzelnes Bewegungsmuster als ein Teil eines Gesamtbewegungsmusters erkannt, woraufhin das ZNS die entsprechenden Aufträge für eine muskuläre Aktivität in alle anderen, am Gesamtbewegungsmuster beteiligten Körperabschnitte, sendet. Physiologische Bewegung wird fazilitiert (angebahrt). Sobald die gesunden Reaktionen in geringem Ausmaß sichtbar sind, wird direkt an dem betroffenen Körperabschnitt mit PNF-Bewegungsmustern und Behandlungstechniken gearbeitet. Die Behandlung findet befundorientiert in Ausgangsstellungen statt, die in der sensomotorischen Entwicklung des Patienten vorkommen, wie Rückenlage, Seitlage, Bauchlage, 4-Füßlerstand, Sitz und Stand [17].

---

## **2. Material und Methoden**

### **2.1 Patientenkollektiv**

Die Untersuchung erfolgte an 15 Patienten mit 17 Osteosynthesen, die bei einer Oberschenkelgelenk-Pseudarthrose mittels telemetrisch instrumentiertem Implantat zwischen 2008 und 2011 im Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhaus Hamburg behandelt wurden. Bei zwei Patienten erfolgte eine beidseitige Versorgung mittels instrumentiertem Implantat, so dass insgesamt 17 Femurpseudarthrosen nach eingebrachtem Implantat ausgewertet wurden (Tabelle A, Anhang).

Das Patientengut verteilte sich auf 3 weibliche sowie 12 männliche Patienten.

Der Altersdurchschnitt lag bei 32 Jahren. Die durchschnittliche Größe lag bei 1,78 m, das durchschnittliche Körpergewicht bei 94 kg und der durchschnittliche BMI bei 29,7 kg/m<sup>2</sup>.

Lokalisiert war die zugezogene Fraktur 4mal im proximalen Femurschaft, 11mal im mittleren Femurschaft, einmal am distalen Femurschaft sowie einmal subtrochantär.

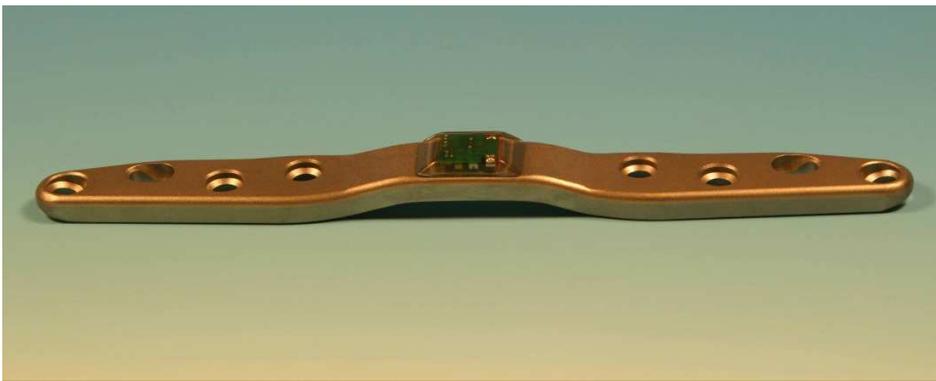
Im Durchschnitt erfolgte die Osteosynthese mittels instrumentiertem Implantat 19,2 Monate nach zugezogener Femurschaftfraktur.

Zu den Pseudarthrosetypen ist anzumerken, dass es sich bei 6 Femurpseudarthrosen um hypertrophe Pseudarthrosen, bei 8 um atrophe Pseudarthrosen und bei drei Femurpseudarthrosen um oligotrophe Pseudarthrosen handelte.

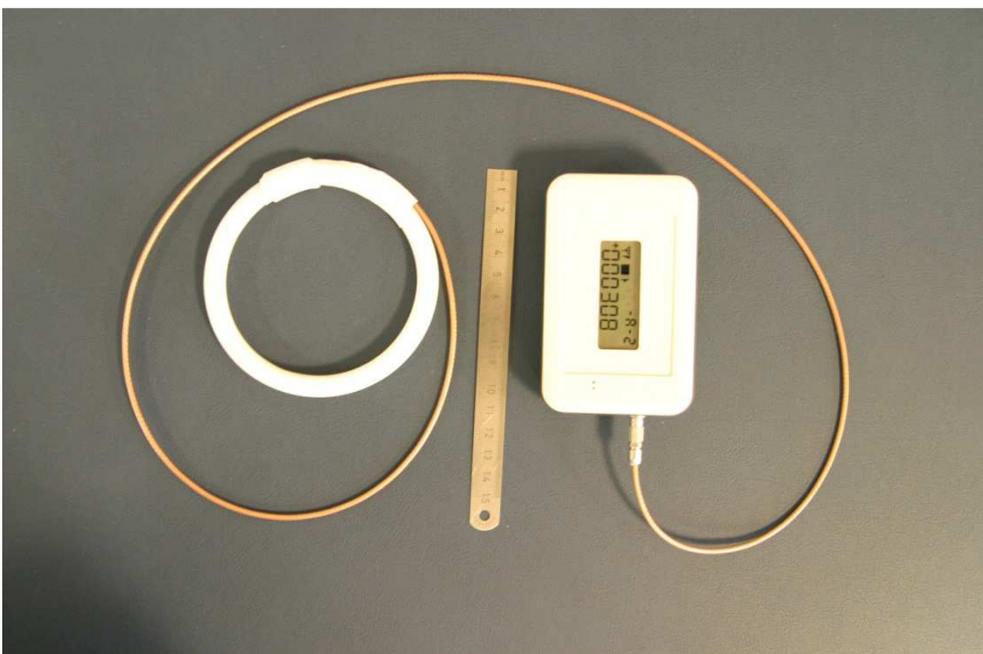
Retrospektiv beurteilt kam es in allen Fällen im Durchschnitt 24 Wochen nach osteosynthetischer Versorgung mittels instrumentiertem Implantat zu einer klinischen Heilung.

### **2.2 Telemetrisches Messsystem**

Die Telemetrietechnik beruht auf Messeinheiten mit Dehnungsmessstreifen und einer 12x12 mm großen Platine. Diese werden mit einem biokompatiblen Epoxyd-Harz verkapselt auf der Rückseite, mittig auf winkelstabile Implantatsysteme (Femur-Tifix, Fa. Litos, Ahrensburg) montiert (Abb. 2).



**Abbildung 1: Instrumentiertes Implantat**



**Abbildung 3: Lesegerät der neueren Generation**

Die Messwerte werden mit einem externen Lesegerät empfangen (Abb. 3) und auf einen Notebook-PC übertragen (Abb. 4). Im Rahmen der Messungen wird die Stromversorgung der implantierten Elektronik per induktiver Kopplung von dem Lesegerät aus gewährleistet.



**Abbildung 4: Telemetrisches Messsystem zur Bestimmung der Knochenheilung mit am Oberschenkel angebrachter Antenne, Druckmessplatte, die unter der linken Ferse platziert ist, Lesegerät und Notebook-PC.**

Zur Applikation der externen Last wurde ein Kraftsensor Modell iLoad-U (Loadstar Sensors, Fremont CA, USA) verwendet. Das Signal wurde parallel auf das Notebook übermittelt.

Mit Hilfe einer Anwendungssoftware, mit der graphischen Benutzeroberfläche Lab VIEW (National Instruments Inc., Austin, USA), ist es möglich, die Messwerte von Implantat und externem Kraftsensor simultan in einem Diagramm darzustellen und auszuwerten.

In der 2. und in der 8. postoperativen Woche erfolgten im Rahmen der routinemäßigen Messungen zur Bestimmung des Heilungsverlaufs zusätzlich kontinuierliche Messungen im Rahmen der routinemäßig durchgeführten Krankengymnastik. Dabei wurde die Belastung, die auf das Implantat unter definierten äußeren Lasten der betroffenen unteren Extremität wirkte, bestimmt (Abb. 4). Das Verhältnis zwischen Implantatlast und extern applizierter Last stellt ein Maß für die Konsolidierung dar. Postoperativ wurden nach vier Wochen Röntgenbilder erstellt. Darüber hinaus erfolgte nach drei Monaten eine Computertomographie. Die Technik des telemetrisch instrumentierten Implantats, die Methodik der Bestimmung des Knochenheilungsverlaufes und die klinischen Daten der Patienten, sind detailliert publiziert [12,29].

In der 2. postoperativen Woche war es möglich, durch Kallusbildung noch unbeeinflusste Ausgangsmesswerte zu erhalten. Einige Patienten waren aufgrund des erst kurze Zeit

---

zurückliegenden Eingriffes schmerzbedingt nicht in der Lage, alle geforderten Übungen umzusetzen. In der 8. postoperativen Woche war von einer fortgeschrittenen knöchernen Konsolidierung, zudem auch von einer weitgehenden Heilung der Weichteile, auszugehen.

Für jede Übung wurden drei Zyklen angesetzt. Folgende Übungen wurden durchgeführt:

- Auf dem Rücken liegend Oberschenkelmuskel anspannen.
- Auf dem Rücken liegend die Ferse auf der Liege schleifen.
- Auf dem Rücken liegend das Bein in gestreckter Stellung ca. bis 60° anheben.
- PNF (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation).
- Auf dem Bauch liegend und das Knie 90° gebeugt, das Bein ca. 20° anheben.
- Auf dem Bauch liegend das Bein gestreckt ca. 20° anheben.
- In Seitenlage das Bein seitlich ca. 40° anheben.

In dieser Arbeit wird der komplexe, dreidimensionale Bewegungsablauf mit der betroffenen Extremität als PNF bezeichnet.

Bei der ersten Messung nach 2 Wochen war von keinem wesentlichen Durchbau, somit von einer relativen Instabilität auszugehen. Entsprechend erfolgten die Übungen unter assistiver Unterstützung durch den Behandler.

Nach 8 Wochen, bei in allen Fällen nachgewiesenen rückläufigen telemetrisch ermittelten Messwerten, die eine zunehmende Stabilität des Kallus widerspiegeln, erfolgte keine assistive Unterstützung.

Die Messungen unter Physiotherapie erfolgten jeweils im Anschluss an die routinemäßige Messung des Knochenheilungsverlaufes.

### **2.3 Intraindividuelle Standardlast**

Im Rahmen der routinemäßigen Bestimmung der Knochenheilung wurde das Verhältnis zwischen extern applizierter Last und der Implantatlast bestimmt. Hieraus ließ sich intraindividuell zum jeweiligen Messzeitpunkt ein Wert der Plattenbiegebelastung bestimmen, welcher einer externen zusätzlichen axialen Last von 10 kg (100 N), in liegender Position von der Ferse aus appliziert, für den jeweiligen Patienten zuzuordnen war (Abb. 5). Dieser wird im Folgenden als „Standardlast“ bezeichnet.

Es wurden intraindividuell die gemessenen Werte des Biegemomentes des Implantates mit dieser in Beziehung gesetzt. Ein Vielfaches der Standardlast ist klinisch besser vorstellbar als ein Biegemoment der Platte. Darüber hinaus ermöglicht es den statistischen Vergleich der verschiedenen Übungen unter Ausschluss der individuellen Stabilität der Osteosynthese, welche in die jeweilige Standardlast eingeht.



**Abbildung 5: Axiale Belastung mit 10 kg, dabei wird der Patient, damit er komplett entspannen kann, an den Schultern gehalten.**

## **2.4 Messungen unter der Physiotherapie**

Während der physiotherapeutischen Übungen wurden kontinuierlich (5/sec) die Werte der Implantatlast registriert und abgespeichert. Parallel erfolgte die kontinuierliche Videodokumentation. Durch Abfilmen der Zeitanzeige der Telemetriesoftware erfolgte eine Synchronisation.

## **2.5 Auswertung**

Die Auswertung erfolgte mit der Software Excel (Microsoft, Redmond, USA). Zum einen wurde die Form der Lastkurve deskriptiv analysiert, zum anderen die Spitzenbelastung für jede Kurve ermittelt. Die Spitzenwerte der drei Wiederholungen wurden jeweils gemittelt.

Zusätzlich wurden die ermittelten Spitzenwerte durch die intraindividuelle Standardlast, ermittelt durch axiale Belastung mit 100N, dividiert.

Für die statistische Beschreibung des Patientenkollektivs wurden aufgrund der geringen Zahl der Patienten und der bei klinischen Messungen häufig zu beobachtenden Ausreißer der Medianwert und als Streuungsmaß der Quartilsbereich gewählt. Ebenso wurden Minimum und Maximum bestimmt. Mittelwert und Standardabweichung werden ergänzend angegeben.

## 2.6 Durchführung der Übungen

### 2.6.1 Maximale Anspannung des Oberschenkelmuskels in Rückenlage

Der Patient wurde in Rückenlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, den Oberschenkelmuskel maximal anzuspannen und in Folge zu entspannen (Abb. 6). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



Abbildung 6: Maximale Anspannung der Oberschenkelmuskulatur im Liegen.

### 2.6.2 Schleifende Ferse in Rückenlage

Der Patient wurde in Rückenlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, das betroffene Bein im Kniegelenk langsam zu beugen und nach maximaler Beugung das Bein wieder langsam zu strecken. Dabei soll die Ferse auf der Liege Kontakt haben (Abb. 7). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



Abbildung 7: Schleifen der Ferse in Rückenlage

### 2.6.3 PNF (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) in Rückenlage

Der Patient wurde in Rückenlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, die Ferse des betroffenen Beines zunächst distal prätibial auf die Gegenseite aufzulegen, dann die Ferse bis zum Kniegelenk, dann wieder zurück zum Ausgangspunkt zu schleifen und das Bein abzulegen. Das Bein wurde dabei geführt (Abb. 8, 9). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



**Abbildung 8: PNF (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) in Rückenlage, das Bein wird dabei geführt.**



**Abbildung 9: PNF (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) in Rückenlage, das Bein wird dabei geführt.**

### 2.6.4 Rückenlage, gestrecktes Bein anheben

Der Patient wurde in Rückenlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, das betroffene Bein in gestreckter Stellung langsam bis  $60^\circ$  anzuheben, kurz zu halten und wieder langsam zu senken (Abb. 10). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



Abbildung 10: Rückenlage, gestrecktes Bein anheben

### 2.6.5 Bauchlage, angewinkelten Unterschenkel anheben

Der Patient wurde in Bauchlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, das betroffene Bein im Kniegelenk bis  $90^\circ$  zu beugen und im Anschluss den Oberschenkel anzuheben, kurz zu halten und in die Ausgangstellung langsam zurückzukehren (Abb. 11). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



**Abbildung 11: Bauchlage, angewinkelten Unterschenkel anheben**

### **2.6.6 Bauchlage, gestrecktes Bein anheben**

Der Patient wurde in Bauchlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, das betroffene Bein in gestreckter Stellung langsam anzuheben, kurz zu halten und das Bein wieder langsam ablegen (Abb. 12). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



**Abbildung 12: Bauchlage, gestrecktes Bein anheben**

### **2.6.7 Seitenlage, gestrecktes Bein anheben**

Der Patient wurde in Seitenlage nach kompletter Entspannung aufgefordert, das betroffene Bein in gestreckter Stellung langsam bis ca. 40° anzuheben, kurz zu halten und das Bein wieder langsam ablegen (Abb. 13a,b). Dieses wurde 3-mal wiederholt.



a)

b)

**Abbildung 13: Seitenlage, gestrecktes Bein anheben a) Beginn der Übung b) 60°Abduktion mit geführtem Bein**

Bei der ersten Messung nach 2 Wochen war von keinem wesentlichen Durchbau, somit von keiner Stabilität der Fraktur auszugehen und demzufolge war die assistive Unterstützung der Übungen durch den Untersucher erforderlich.

Nach 8 Wochen, bei nachgewiesenen rückläufigen telemetrisch ermittelten Messwerten, die eine zunehmende Stabilität der Fraktur widerspiegeln, war keine assistive Unterstützung durch den Untersucher mehr erforderlich.

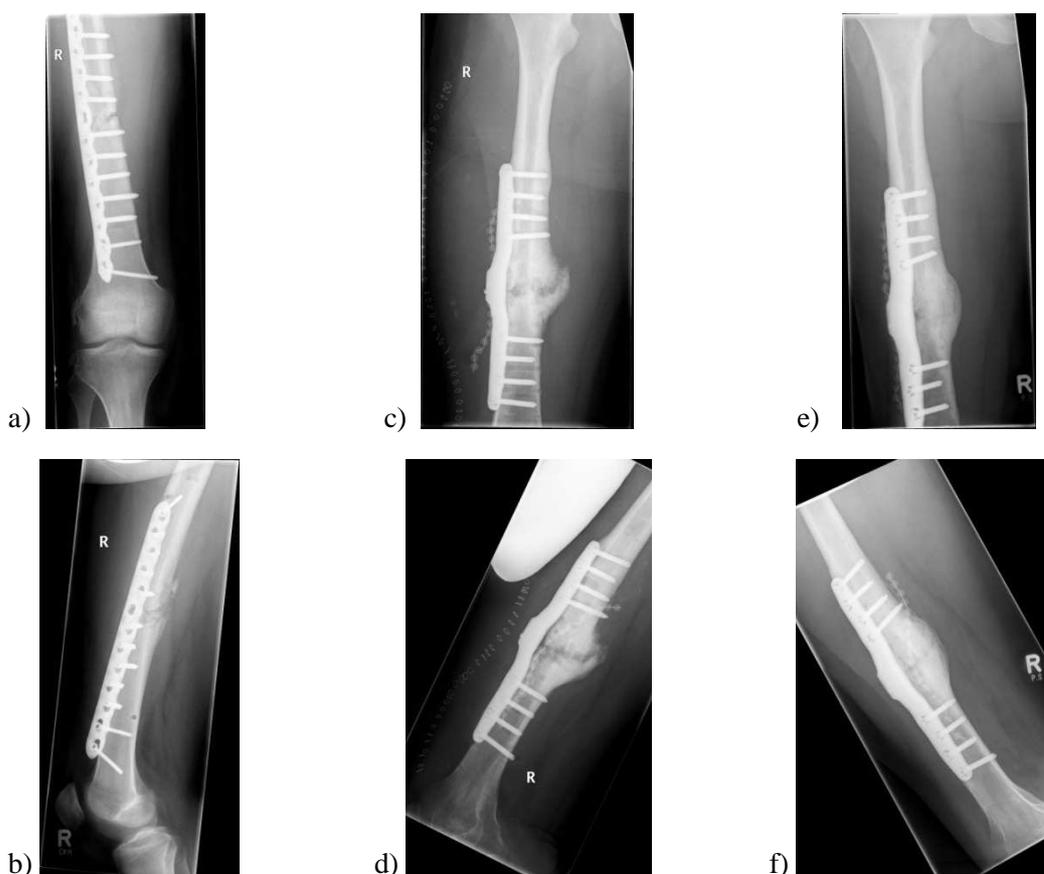
## 2.7 Fallbeschreibung

### 2.7.1 Erstes Fallbeispiel

#### 2.7.1.1 Anamnese

18jähriger Patient, der am 20.06.10 als Beifahrer auf dem Rücksitz eines PKWs sitzend im Rahmen eines Autounfalls verunfallte. Dabei zog er sich unter anderem eine erstgradig offene Femurschaftfraktur rechts zu, die auswärts mit einer winkelstabilen Plattenosteosynthese versorgt wurde (Abb. 14). Zusätzlich zog er sich eine Femurschaftfraktur links zu, die mittels eines langen Gammanagels versorgt wurde (Abb. 15).

Im Verlauf entwickelte sich am rechten Femur eine Pseudarthrose. Im Rahmen der Heilverlaufskontrolle wurde der Patient in unserem Hause vorgestellt und die Notwendigkeit einer Reosteosynthese gestellt. Am 04.05.2011 wurde der Patient nach präoperativer Diagnostik mit einem instrumentierten Implantat (sog. „Intelligentes Implantat,“) in unserem Hause operiert. Der postoperative Verlauf gestaltete sich komplikationslos.



**Abbildung 14: Verlauf des ersten Fallbeispiels rechter Oberschenkel (oberes Bild ap, unteres seitlich):**

**(a,b) Pseudarthrosenbildung 10 Monate nach Plattenosteosynthese, (c,d) postoperatives Bild nach Intelligentem Implantat vom 05.05.11 (e,f) Knöcherne Konsolidierung nach 6 Monaten.**

Zunächst erfolgte die Teilbelastung mit 10kg. Im weiteren Verlauf konnten wir unter parallel durchgeführten Messungen sowie unter Nutzung von Röntgenbildern die Teilbelastung sukzessive steigern. Nach der Entlassung erfolgte zunächst eine Komplexe stationäre Rehabilitation (KSR). Der Patient erreichte nach ca. 16 Wochen die Vollbelastung. Danach erfolgte eine Berufsgenossenschaftlich stationäre Weiterbehandlung (BGSW).

Im Rahmen der Untersuchungen zeigte sich, dass die mittels Gammanagel versorgte linksseitige Femurschaftfraktur ebenfalls eine Pseudarthrose entwickelte (Abb. 15).



**Abbildung 15: Verlauf des ersten Fallbeispiels linker Oberschenkel (oberes Bild ap, unteres seitlich): (a,b) Pseudarthrosenbildung 6 Monaten nach Gamma-Nagelversorgung, (c,d) postoperatives Bild nach Intelligentem Implantat vom Februar 2012, (e,f) knöcherne Konsolidierung nach 10 Monaten.**

Somit wurde der lange Gammanagel im Februar 2011 entfernt und durch ein instrumentiertes Implantat ersetzt. Auch linksseitig führten wir Messungen durch und veranlassten radiologische Kontrollen.

Die zunächst erlaubte Teilbelastung von 10 kg konnten wir nach ca. 16 Wochen individuell, sukzessive und erfolgreich bis zur Vollbelastung steigern.

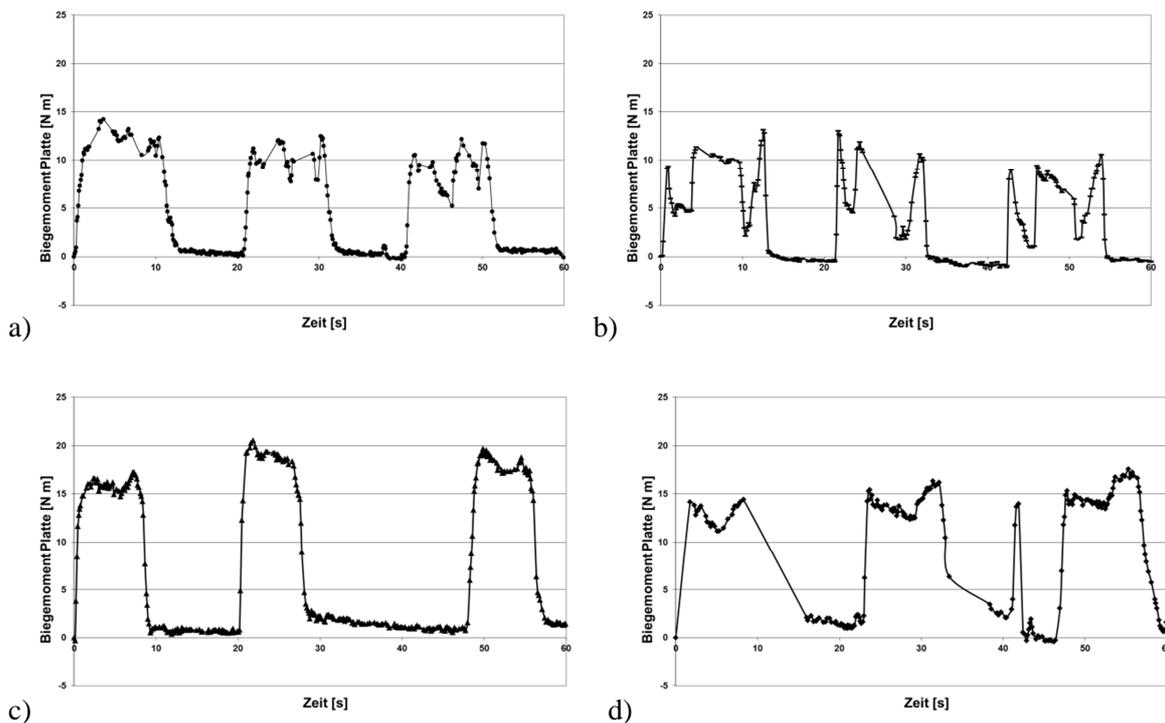
Hiernach war eine stationäre Rehabilitation zum Muskelaufbau sowie zur Optimierung der Kraft und Koordination erforderlich und wurde erfolgreich durchgeführt.

Die Auswertung der Röntgenbilder zeigte, dass ein breiterer Pseudarthrosenspalt sowie ein Unterschied der Frakturlokalisierung (proximal) für die linke Extremität (Abb. 15 a-c) im Gegensatz zur rechten Extremität (Abb. 14a-c) vorlagen.

### **2.7.1.2 Kurvenanalyse**

Die Kurvenanalyse erfolgte für die mit dem „Intelligenten Implantat“ des linken Beines gemessenen Werte sowie für die mit dem „Intelligenten Implantat“ des rechten Beines gemessenen Werte, wobei die Übungen jeweils mit dem entsprechenden Bein vorgenommen wurden. Die in der 8 postoperativen Woche gemessenen Werte vom linken Bein zeigten sich bei folgenden Übungen deutlich erhöht:

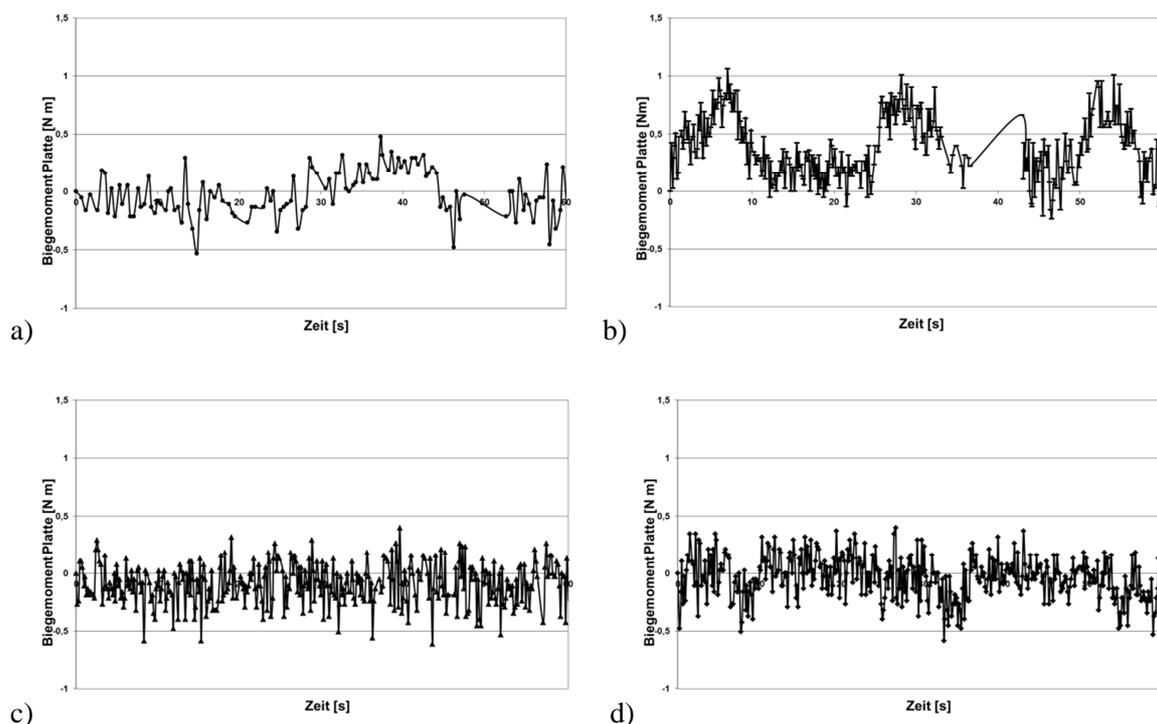
1. bei der PNF-Übung wurde ein Spitzenwert von 14,22 Nm erreicht (Abb. 16a),
2. beim Anheben des Oberschenkels bei gebeugtem Unterschenkel in Bauchlage hat der Patient einen Spitzenwert von 11,86 Nm erreicht (Abb. 16b),
3. beim Anheben des Oberschenkels mit gestrecktem Bein in Bauchlage wurden Spitzenwerte von 20,24 Nm erreicht (Abb. 16c),
4. beim Anheben des Beins in Seitenlage wurde ein Spitzenwert von 17,57 Nm erreicht (Abb. 16d).



**Abbildung 16: Kurvenverläufe zum 1. Fallbeispiel, Patient 11, linkes Bein. a) PNF-Übung, b) Anheben des Oberschenkels bei gebeugtem Unterschenkel in Bauchlage, c) Anheben des Oberschenkels bei gestrecktem Bein in Bauchlage, d) Anheben des Beins in Seitenlage**

Für das rechte Bein wurden, resultierend aus der unterschiedlichen Fraktursituation bei den genannten Übungen, deutlich geringe Messwerte ermittelt:

1. bei der PNF-Übung wurde ein Spitzenwert von 0,47 Nm erreicht (Abb. 17a),
2. beim Anheben des Oberschenkels bei gebeugtem Unterschenkel in Bauchlage hat der Patient einen Spitzenwert von 1,06 Nm erreicht (Abb. 17b),
3. beim Anheben des Oberschenkels mit gestrecktem Bein in Bauchlage wurden Spitzenwerte von 0,29 Nm erreicht (Abb. 17c),
4. beim Anheben des Beins in Seitenlage wurde ein Spitzenwert von 0,39 Nm erreicht (Abb. 17d).



**Abbildung 17: Kurvenverläufe zum 1. Fallbeispiel, Patient 11, rechtes Bein. a) PNF-Übung, b) Anheben des Oberschenkels bei gebeugtem Unterschenkel in Bauchlage, c) Anheben des Oberschenkels bei gestrecktem Bein in Bauchlage, d) Anheben des Beins in Seitenlage**

### 2.7.1.3 Beobachtete Besonderheiten

Der Heilverlauf gestaltete sich für den linken sowie für den rechten Femur komplikationslos (Abb. 16a-c, 17a-c). Wie oben beschrieben, konnte mit Hilfe der Messungen für jede Extremität eine stetig zunehmende Konsolidierung bestätigt werden. Unter zusätzlicher Auswertung des erstellten radiologischen Bildmaterials wurden individuell die zunächst erlaubte Teilbelastung von 10 kg sukzessive bis zur Vollbelastung gesteigert.

Es fiel auf, dass im Rahmen der Messungen für die linke Extremität deutlich höhere Werte gemessen wurden als für die rechte Extremität.

## 2.7.2 Zweites Fallbeispiel

### 2.7.2.1 Anamnese

29-jähriger Patient, der am 26.03.2008 mit seinem Fahrzeug gegen einen Baum prallte. Zum röntgenologischen Verlauf siehe Abbildung 18.

---

Dabei zog sich der Patient eine geschlossene Femurschaft-Mehrfragmentfraktur mit Fissur des Schenkelhalses links sowie eine erstgradig offene Unterschenkel-Mehrfragmentfraktur links zu.

Noch am Unfalltag erfolgten eine offene Reposition und die osteosynthetische Versorgung der Femurschaft-Mehrfragmentfraktur mittels eines UFN (Nichtaufgebohrter Femurnagel) mit Schenkelhalsschrauben.

Zusätzlich erfolgte die geschlossene Reposition und die osteosynthetische Versorgung der Unterschenkel-Mehrfragmentfraktur mittels eines AO- Fixateur externe.

Die postoperativen Röntgenkontrollen zeigten eine achsgerechte Stellung der Frakturen.

Im postoperativen Verlauf klagte der Patient im Rahmen der Physiotherapie über zunehmende Schmerzen im Bereich der linken Hüfte, so dass eine erneute Röntgenkontrolle durchgeführt wurde, in der sich eine Dislokation im medialen Schenkelhals nachweisen ließ. Diesbezüglich erfolgte am 04.04.08 eine erneute operative Intervention mit geschlossener Reposition und Osteosynthese mittels zwei kanülierter Schrauben mit kurzem Gewinde.

Der weitere postoperative Verlauf war nach der zweiten Operation komplikationslos. Der Patient wurde unter Einhaltung der Teilbelastung von 10 kg an zwei Unterarmgehstützen unter krankengymnastischer Anleitung mobilisiert.

Vom 25.04.2008 bis zum 02.07.2008 erfolgte im Rahmen der Behandlung eine komplexe stationäre Rehabilitation.

Der Verlauf war geprägt durch eine verzögerte Frakturheilung, sowohl im Unter- als auch im Oberschenkelbereich. Am 27.08.2008 wurde eine Dynamisierung des Fixateur externe durchgeführt und Teilbelastung mit 20 kg empfohlen.

Es folgte vom 29.09.2008 bis zum 16.10.2008 ein stationärer Aufenthalt mit Materialentfernung des Fixateur externe und Anlage einer unterschenkelentlastenden Orthese und anschließender Teilbelastung mit 10 kg.

Bei ausbleibender Frakturheilung am linken Oberschenkel wurde am 07.04.2009 die Materialentfernung der distalen Nagel-Verriegelungsschrauben durchgeführt. Bei weiterhin ausbleibender Konsolidierung am Oberschenkel erfolgte am 29.06.2009 die Pseudarthrosen-Revision mit Entfernung der Schenkelhalsschrauben und des Femurmarknagels. Ergänzende Maßnahmen waren die Spongiosa-Plastik vom linken vorderen Beckenkamm, Einlage von per Ossal, Gentamycin-Vlies und einer Maxiseptopalkette sowie die Re-Osteosynthese mit einer winkelstabilen Platte (intelligentes Implantat). Im Anschluss erfolgt eine Teilbelastung mit 10 kg.



**Abbildung 18: Verlauf des zweiten Fallbeispiels (oberes Bild ap, unteres seitlich):**

**(a,b) Pseudarthrosenbildung nach ca. 1 Jahr nach Osteosynthese per UNF (c,d) Postoperatives Bild nach Intelligentem Implantat (e,f) zunehmende knöcherner Konsolidierung nach 5 Monaten (g,h) weitere knöcherner Konsolidierung nach 7 Monaten**

Die knöcherner Konsolidierung zeigte einen prolongierten Verlauf mit Erreichen der Vollbelastung nach 18 Wochen. In der durchgeführten CT-Untersuchung, zeigte sich eine zunehmende knöcherner Konsolidierung. Es wurde eine ambulante Rehabilitation in der Reha City angeschlossen und es gelang den Handstock abzutrainieren.

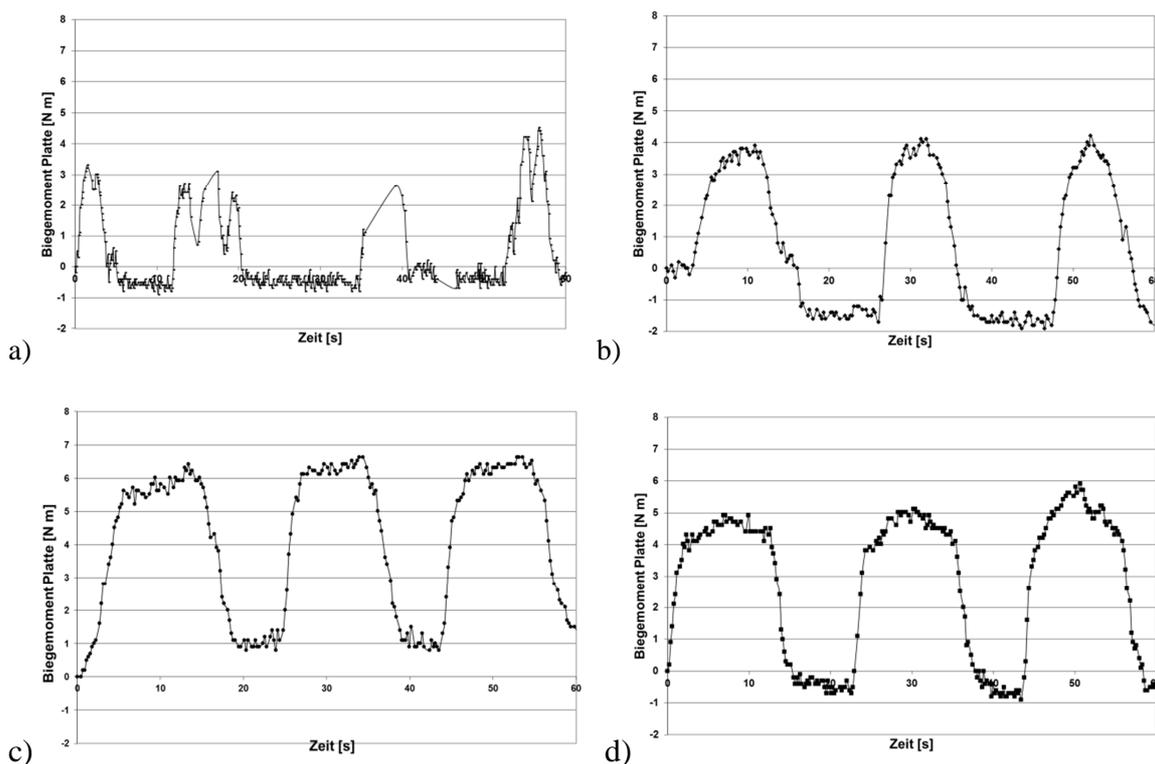
Im Rahmen einer ambulanten Vorstellung am 15.02.2010 zeigte sich sowohl nativ-radiologisch als auch in der CT-Untersuchung eine zunehmende knöcherner Konsolidierung. Die ambulante Rehabilitation endete am 26.02.2010 und es trat zum 01.03.2010 die Arbeitsfähigkeit ein.

### 2.7.2.2 Kurvenanalyse

Die in der 8. postoperative Woche gemessenen Werte vom linken Bein zeigten im Rahmen der Übungen folgende Messwerte:

1. bei der PNF -Übung hat der Patient einen Spitzenwert von 3,31 Nm erreicht (Abb. 19a),
2. beim Anheben des Oberschenkels bei gebeugtem Unterschenkel in Bauchlage hat der Patient einen Spitzenwert von 4,21 Nm erreicht (Abb. 19b),
3. beim Anheben des Oberschenkels mit gestrecktem Bein in Bauchlage hat der Patient einen Spitzenwert von 6,62 Nm erreicht (Abb. 19c),
4. beim Anheben des Beins in Seitenlage hat der Patient hier einen Spitzenwert von 5,82 Nm erreicht (Abb. 19d).

Im Vergleich mit den Messwerten anderer Patienten befanden sich diese im unteren Drittel. Trotz des postoperativ nicht anatomischen Repositionsergebnisses ist davon auszugehen, dass die isometrische Muskelanspannung, aber auch das aktive Anheben des Beins, keine übermäßige Dehnung auf die Platte bewirkte.



**Abb. 19: Kurvenverläufe zum 2. Fallbeispiel, Patient 5. a) PNF-Übung, b) Anheben des Oberschenkels bei gebeugtem Unterschenkel in Bauchlage, c) Anheben des Oberschenkels bei gestrecktem Bein in Bauchlage, d) Anheben des Beins in Seitenlage**

### **3. Ergebnisse**

#### **3.1 Rückenlage, Oberschenkelmuskulatur anspannen**

##### *2 Wochen postoperativ*

Im Rahmen der Übung „Rückenlage, Oberschenkelmuskel anspannen“ zeigten die Messkurven erwartungsgemäß einen relativ steilen Anstieg, eine Plateauphase, die als Spannungszeit interpretiert werden kann und der ein steiler Abfall der Kurve folgte, die der Entspannung entspricht (Abb. 20). Es zeigte sich eine Variabilität bezüglich der Dauer der Plateauphase.

Die Lastspitzen wurden im Median mit 3,55 Nm und dem 1,8-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 27,19 Nm, und das 4,1-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 1).

##### *8 Wochen postoperativ*

Es zeigten sich ebenfalls ein relativ steiler Anstieg, eine Plateauphase und ein relativ steiler Abfall der Kurven (Abb. 21).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 2,44 Nm und dem 1,4-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 9,74 Nm, und das 5,1-fache der axialen Standardlast von 100 N (Tab. 1).

Es fällt eine große Streubreite (Quartilsbereiche) der Messwerte auf. Als Beobachtung ergab sich, dass es als Untersucher zum Teil nicht möglich war, mit aufgelegter Hand auf dem Oberschenkel, den Spannungszustand vom entspannten Zustand der Muskulatur zu unterscheiden.

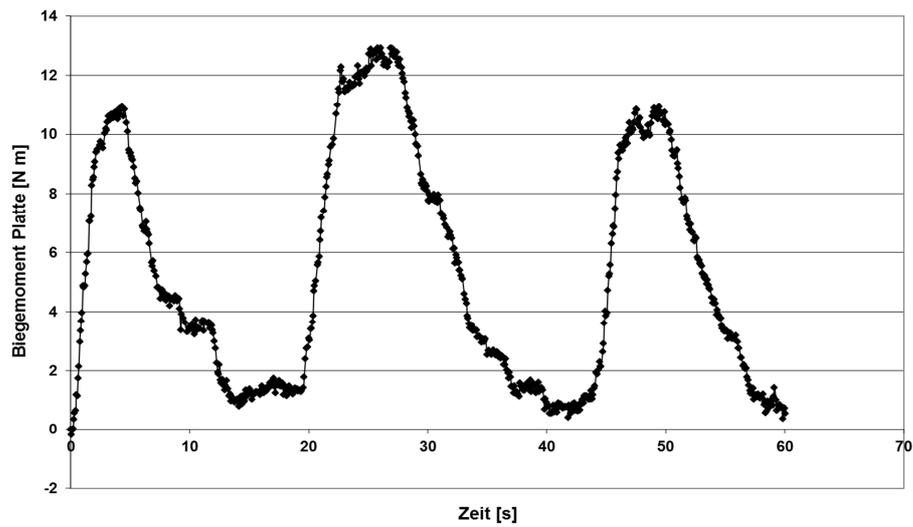


Abbildung 20: Patient 14. Kurvenverlauf (3 Zyklen) 2 Wochen postoperativ „Rückenlage, Oberschenkelmuskel anspannen“.

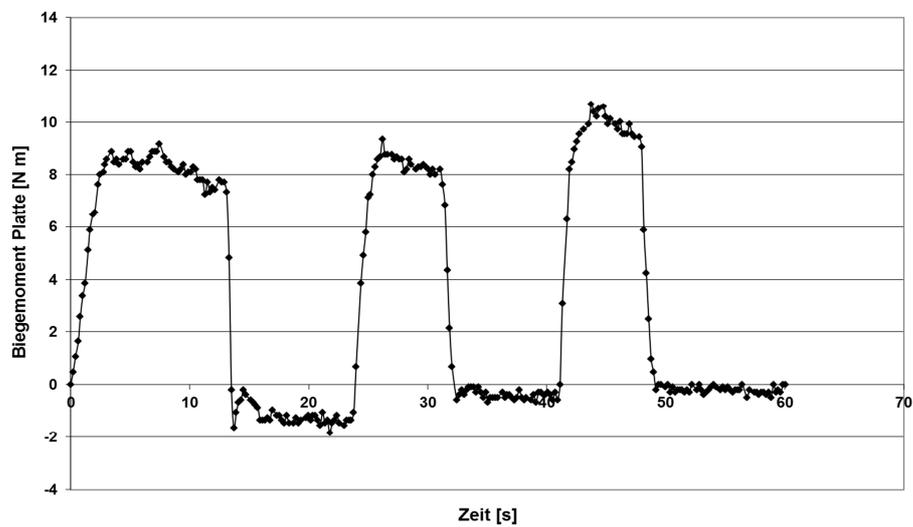


Abbildung 21: Patient 7. Typischer Verlauf einer Kurve, 8 Wochen postoperativ (3 Zyklen) „Rückenlage, Oberschenkelmuskel anspannen“.

Tabelle 1: Anspannen der Oberschenkelmuskulatur

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment OS-Muskeln anspannen	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment OS-Muskeln anspannen	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	5,59	1,82	3,48	1,98
<b>Standardabw.</b>	6,62	1,22	2,95	1,53
<b>Median</b>	3,55	1,79	2,44	1,35
<b>Minimum</b>	0,39	0,10	0,30	0,27
<b>1. Quartil</b>	1,21	0,92	1,23	0,62
<b>3. Quartil</b>	6,47	2,63	5,65	2,87
<b>Maximum</b>	27,19	4,06	9,74	5,10

## 3.2 Rückenlage, Schleifen der Ferse

### *2 Wochen postoperativ*

Bei der Übung „Schleifen der Ferse“ war es interessant, dass im Rahmen eines Zyklus zwei Spitzen zu sehen waren, die mittig einen kurzen Abfall der Kurve aufwiesen. Die erste Spitze entstand beim Abheben aus der liegenden Stellung. Die zweite Spitze nach zunächst maximaler Beugung im Kniegelenke beim initialen Streckvorgang. In der Regel glichen sich die Peaks in der Höhe, jedoch gab es auch Kurven, bei der der erste Peak einen höheren Wert als der zweite Peak zeigte (Abb. 22).

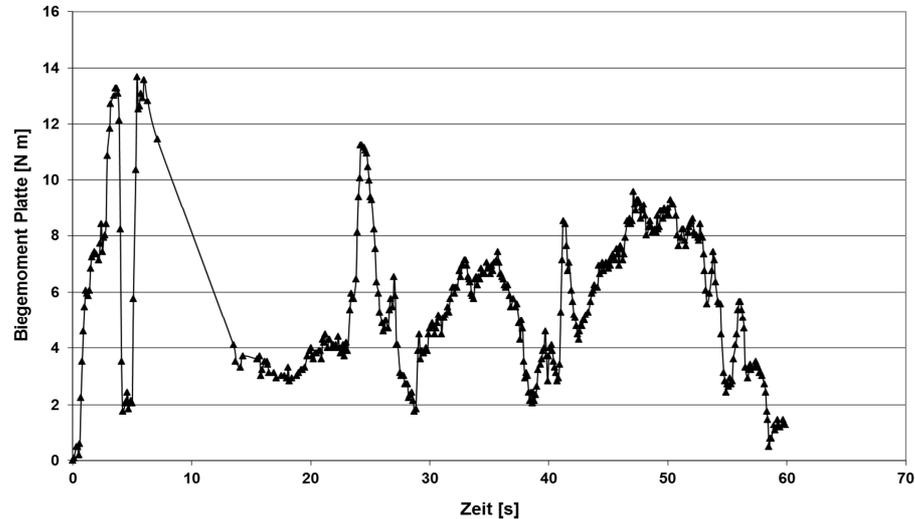
Die Lastspitzen des ersten Peaks wurden im Median mit 3,73 Nm und dem 1,55-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 10,99 Nm und das 4,05-fache der axialen Standardlast von 100 N (Tab. 2).

Für den 2. Peak betrug Medianwert 2,19 Nm bzw. das 1,24-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N. Maximal fanden sich 11,36 Nm und das 3,61-fache der axialen Standardlast von 100 N (Tab. 3).

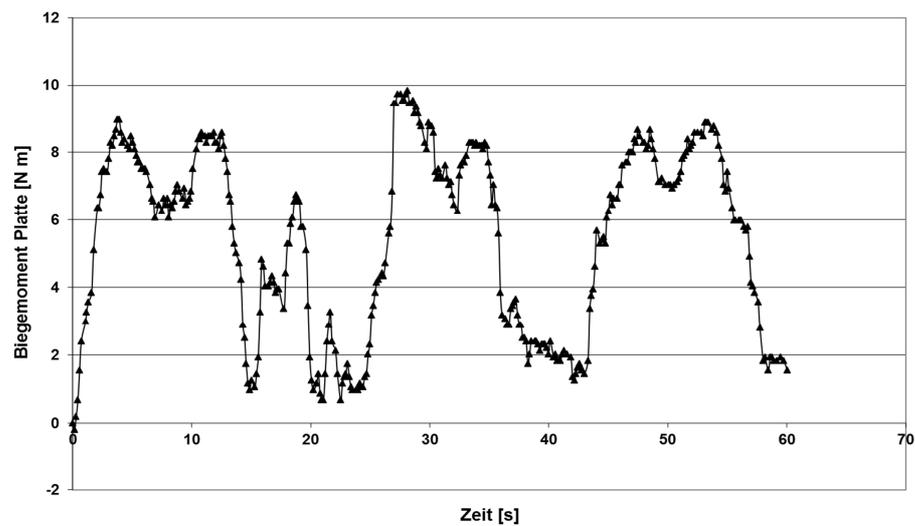
### *8 Wochen postoperativ*

Es zeigten sich auch hier im Rahmen eines Zyklus zwei Spitzen, die mittig eine kurze Senkung aufwiesen (Abb. 23). Die Lastspitzen des ersten Peaks wurden im Median mit 2,01 Nm und dem 1,56-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 9,70 Nm und das 3,22-fache der axialen Standardlast von 100 N (Tab. 2).

Für den 2. Peak betrug Medianwert 2,34 Nm bzw. das 1,74-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N. Maximal fanden sich 10,57 Nm und das 4,83-fache der axialen Standardlast von 100 N (Tab. 3).



**Abbildung 22: Patient 3. Übung „Schleifen der Ferse“ 2 Wochen postoperativ (3 Zyklen) mit nicht klarer Abgrenzung des Kurvenverlaufes mit aufsteigendem und absteigendem Schenkel sowie mittig lokalisiertem kurzen Abfall der Kurve. Der erste Zyklus zeigt in diesem Fall ein messtechnisches Problem.**



**Abbildung 23: Patient 8. Typischer Kurvenverlauf, 8 Wochen postoperativ (3 Zyklen) bei „Schleifen der Ferse“ mit aufsteigendem und absteigendem Schenkel sowie mittig lokalisiertem geringem Kurvenabfall.**

Tabelle 2: Schleifen der Ferse Peak 1

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment Schleifen der Ferse Peak 1	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment Schleifen der Ferse Peak 1	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	4,74	1,66	3,36	1,67
<b>Standardabw.</b>	3,48	0,96	3,20	0,94
<b>Median</b>	3,73	1,55	2,01	1,56
<b>Minimum</b>	0,50	0,45	0,23	0,18
<b>1. Quartil</b>	2,15	0,98	0,80	0,94
<b>3. Quartil</b>	6,69	2,22	5,05	2,41
<b>Maximum</b>	10,99	4,05	9,70	3,22

Tabelle 3: Schleifen der Ferse Peak 2

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment Schleifen der Ferse Peak 2	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment Schleifen der Ferse Peak 2	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	3,97	1,29	3,24	1,78
<b>Standardabw.</b>	3,44	0,85	3,06	1,18
<b>Median</b>	2,19	1,24	2,34	1,74
<b>Minimum</b>	0,37	0,37	0,07	0,05
<b>1. Quartil</b>	1,69	0,57	0,77	0,98
<b>3. Quartil</b>	5,92	1,50	5,02	2,18
<b>Maximum</b>	11,36	3,61	10,57	4,83

### 3.3 Rückenlage, gestrecktes Bein anheben

#### *2 Wochen postoperativ*

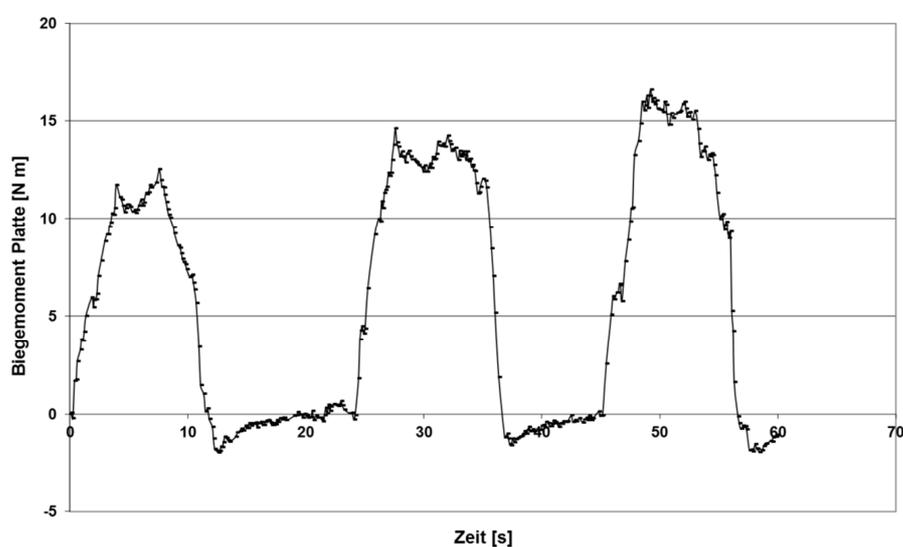
Bei der Übung „Rückenlage, gestrecktes Bein anheben“ zeigte sich ein steiler Anstieg, der als Anspannungszeit mit Anheben des Beines interpretiert werden kann, eine Plateauphase, die der Haltezeit entsprach und ein relativ steiler Abfall der Kurven, der das Senken des Beines wiedergab. Anschließend war die sichtbare Entspannung der Beinstrecker zu beobachten (Abb. 24).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 4,07 Nm und dem 2,09-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 14,59 Nm und das 6,3-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 4).

### 8 Wochen postoperativ

Hier wurden prinzipiell gleiche Kurvenverläufe wie nach 2 Wochen gefunden. Die Kurven zeigten ebenfalls einen relativ steilen Anstieg, eine Plateauphase und danach einen relativ steilen Abfall (Abb. 25).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 3,18 Nm und dem 1,74-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 11,38 Nm und das 5,19-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 4).



**Abbildung 24: Patient 14 Kurvenverlauf „Rückenlage, gestrecktes Bein anheben“ 2 Wochen postoperativ (3 Zyklen) mit Anheben, kurzes Halten des Beins in der Luft sowie das Absenken des Beins.**

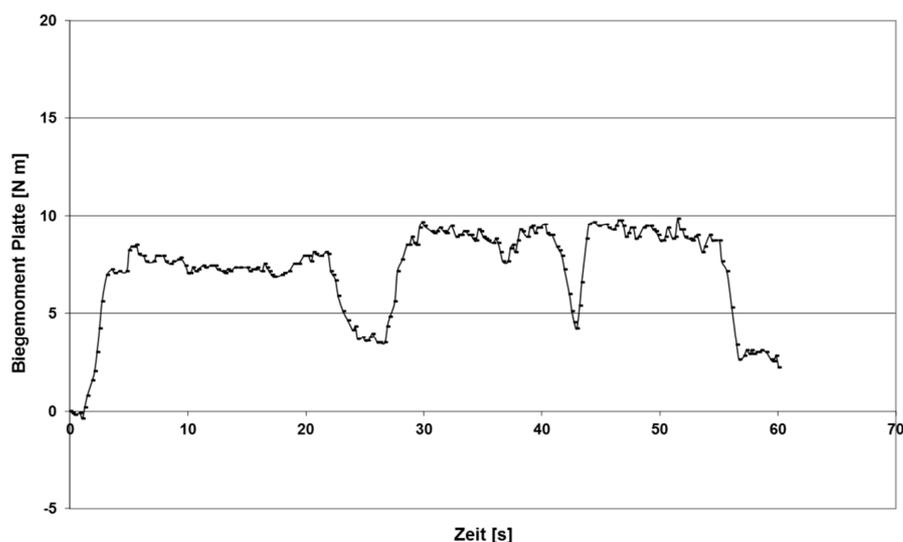


Abbildung 25: Patient 8, Kurvenverlauf „Rückenlage, gestrecktes Bein anheben“ 8 Wochen postoperativ (3 Zyklen) mit Anheben, 1,5 Sekunden langen Halt des Beins in der Luft sowie das Absenken des Beins.

Tabelle 4: Rückenlage, gestrecktes Bein anheben

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment in Rückenlage gestrecktes Bein auf 60° anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment in Rückenlage gestrecktes Bein auf 60° anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
Mittelwert	5,76	2,29	4,55	2,39
Standardabw.	4,70	1,69	3,87	1,35
Median	4,07	2,09	3,18	1,74
Minimum	0,63	0,40	0,48	0,67
1. Quartil	1,91	0,98	1,73	1,64
3. Quartil	8,53	2,87	8,18	3,04
Maximum	14,59	6,30	11,38	5,19

### 3.4 PNF-Übung (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation)

#### 2 Wochen postoperativ

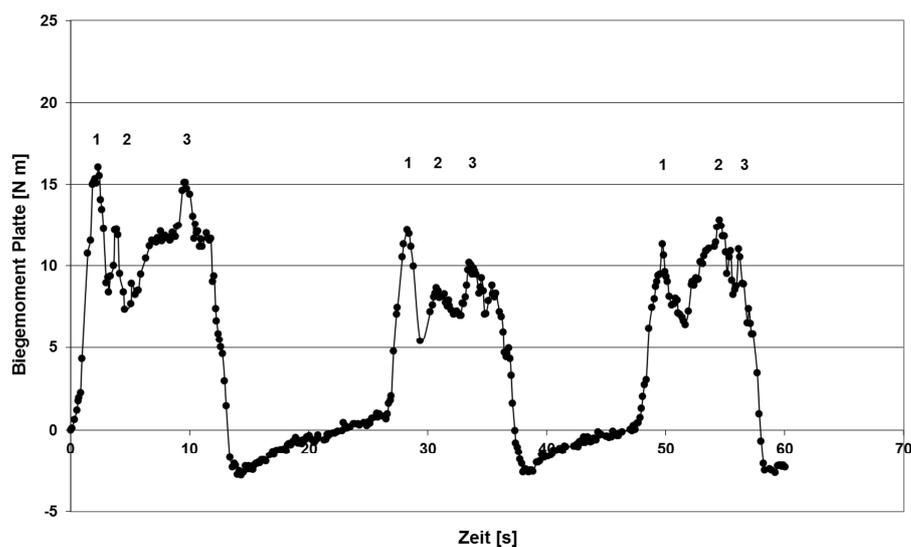
Bei der PNF-Übung (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) zeigte sich in den meisten Messungen ein mehrgipfliger Verlauf. Die Maxima spiegeln jeweils das Anheben des Beines von der Liege auf das Sprunggelenk und das Schleifen bis zum Knie (1), das Schleifen des Beines vom Knie zum Sprunggelenk (2) und das Ablegen auf die Liege wieder (3) (Abb. 26).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 6,15 Nm und dem 2,77-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100N gemessen. Maximal fanden sich 30,61 Nm und das 4,86-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 5).

### *8 Wochen postoperativ*

Auch hier fand sich ein mehrgipfliger Verlauf. Die Maxima spiegeln jeweils das Anheben des Beines von der Liege auf das Sprunggelenk und das Schleifen bis zum Knie (1), das Schleifen des Beines vom Knie zum Sprunggelenk (2) und das Ablegen auf die Liege wieder (3) (Abb. 27).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 3,16 Nm und dem 2,26-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 14,43 Nm und das 4,39-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 5).



**Abbildung 26: Patient 14. PNF-Übung (3 Zyklen) 2 Wochen postoperativ mit mehrgipfligem Kurvenverlauf.**

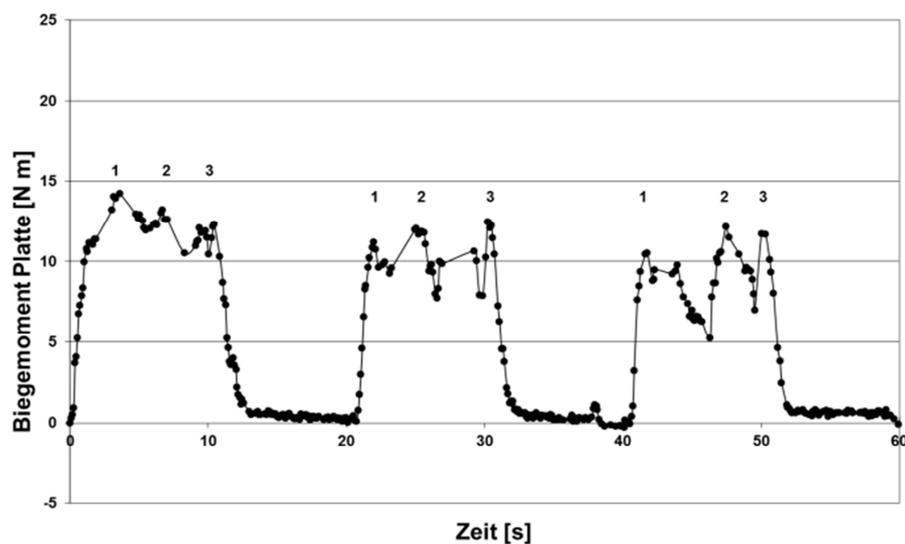


Abbildung 27: Patient 11. Beispiel eines mehrgipfligen Kurvenverlaufes bei der PNF-Übung, 8 Wochen postoperativ mit 3 Zyklen.

Tabelle 5: PNF-Übung (Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation)

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment PNF	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment PNF	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	8,52	2,79	5,12	2,20
<b>Standardabw.</b>	8,00	1,34	4,73	1,01
<b>Median</b>	6,15	2,77	3,16	2,26
<b>Minimum</b>	0,90	0,77	0,33	0,51
<b>1. Quartil</b>	4,47	1,84	1,47	1,61
<b>3. Quartil</b>	9,88	4,00	8,11	2,57
<b>Maximum</b>	30,61	4,86	14,43	4,39

### 3.5 Bauchlage, Oberschenkel bei 90° gebeugten Unterschenkel anheben

#### 2 Wochen postoperativ

Bei der Übung „Bauchlage, den Oberschenkel bei 90° gebeugtem Unterschenkel anheben“ nahm die Belastung auf das Implantat, wie erwartet, aufgrund der Schwere der Anforderung im Vergleich zu den vorher durchgeführten Übungen deutlich zu (Abb. 28).

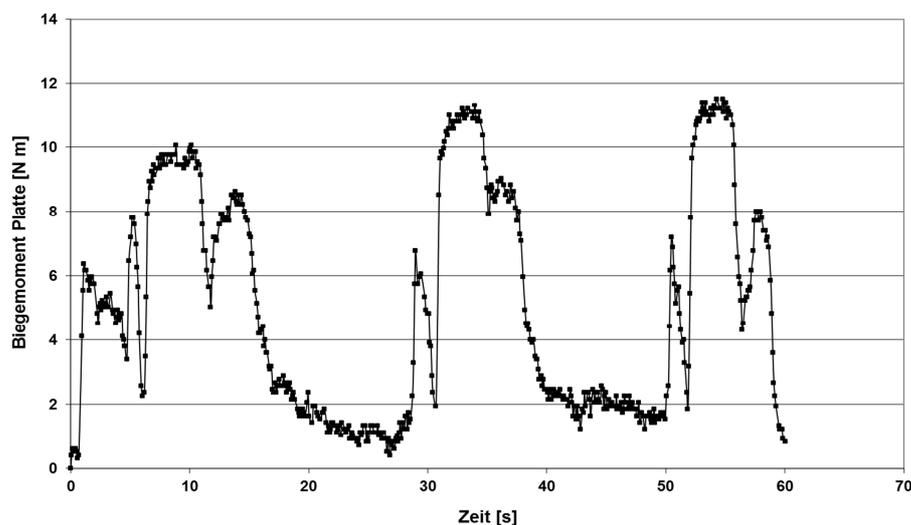
Die Kurvenverläufe ergaben eine nachvollziehbare Korrelation zum Übungsablauf. Es zeigte sich zunächst beim Beugen bis 90° im Kniegelenk eine flache Kurve und beim Anheben des Beines ein steiler Anstieg. Eine kurze Plateauphase gab das Halten des Beines in der Luft wieder. Der erste steile Abfall der Kurve korrelierte mit dem Ablegen des Oberschenkels auf die Liege, die anschließende flache Kurve gab das Strecken des Unterschenkels wieder.

Die Lastspitzen wurden im Median mit 7,48 Nm und dem 2,93-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 16,97 Nm und das 5,50-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 6).

### 8 Wochen postoperativ

Auch 8 Wochen postoperativ konnte ein Verlauf mit Anstieg beim Anheben des Beines, Plateauphase von 2 Sekunden, und anschließendem steilen Abfall der Kurve beim Ablegen des Beines dargestellt werden. Wie erwartet, wurden aufgrund der Konsolidierung des Knochens geringere Werte im Vergleich zur 2. postop. Woche verzeichnet (Abb. 29).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 4,08 Nm und dem 2,55-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 16,34 Nm und das 5,90-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 6).



**Abbildung 28: Patient 10. Übung „Bauchlage, den Oberschenkel bei 90° gebeugten Unterschenkel anheben“ 2. postoperative Woche (3 Zyklen).**

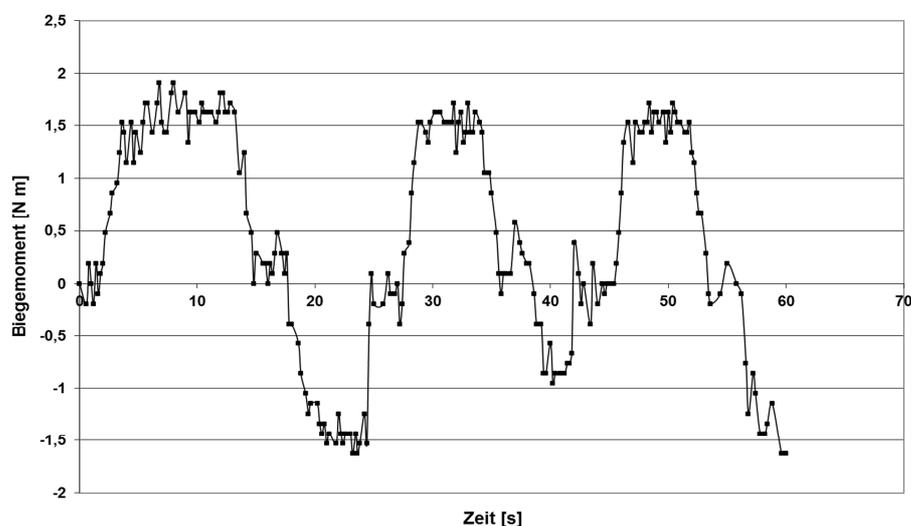


Abbildung 29: Patient 1. Übung „Bauchlage, den Oberschenkel bei 90° gebeugten Unterschenkel anheben“, 8. postoperative Woche ( 3 Zyklen) mit zunächst beim Beugen bis 90° nachweisbarer kleiner und schmaler Kurve, beim Anheben des Beines zeigte sich ein erneuter steiler Anstieg der Kurve, die kurze Plateauphase gibt das Halten des Beines in der Luft wieder. Der erste steile Abfall der Kurve korreliert mit dem Ablegen des Oberschenkels auf die Liege, die anschließende kleine und schmale Kurve gibt das Strecken des Unterschenkels wieder.

Tabelle 6: Bauchlage, den Oberschenkel bei 90° gebeugten Unterschenkel anheben

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment in Bauchlage angewinkelten US anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment in Bauchlage angewinkelten US anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	7,83	3,01	5,72	3,00
<b>Standardabw.</b>	5,27	1,22	5,00	1,71
<b>Median</b>	7,48	2,93	4,08	2,55
<b>Minimum</b>	0,96	1,14	0,55	0,44
<b>1. Quartil</b>	3,50	2,25	1,16	2,07
<b>3. Quartil</b>	11,13	3,60	10,53	3,57
<b>Maximum</b>	16,97	5,50	16,34	5,90

---

### **3.6 Bauchlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben**

#### *2 Wochen postoperativ*

Bei der Übung „Bauchlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben“ zeigten sich die höchsten Lastspitzen der Übungen.

Es konnte zunächst ein relativ steiler Anstieg registriert werden, der der Anspannungszeit mit Anheben des Beines entsprach, dann folgte eine Plateauphase. Danach folgte ein steiler Abfall der Kurven, entsprechend dem Senken und Ablegen des Beines (Abb. 30). Es konnten im Vergleich zu den Vorübungen deutlich mehr Patienten mit einer hohen Belastung registriert werden.

Die Lastspitzen wurden im Median mit 10,35 Nm und dem 4,03-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 40,13 Nm und das 8,49-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 7).

#### *8 Wochen postoperativ*

Bei gleichem Kurvenverlauf (Abb. 31) waren die Absolutwerte aufgrund der Konsolidierung nach 8 Wochen geringer. Der Unterschied betrug 30% bis 40%.

Die Lastspitzen wurden im Median mit 6,18 Nm und dem 3,25-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 25,38 Nm und das 9,17-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 7).

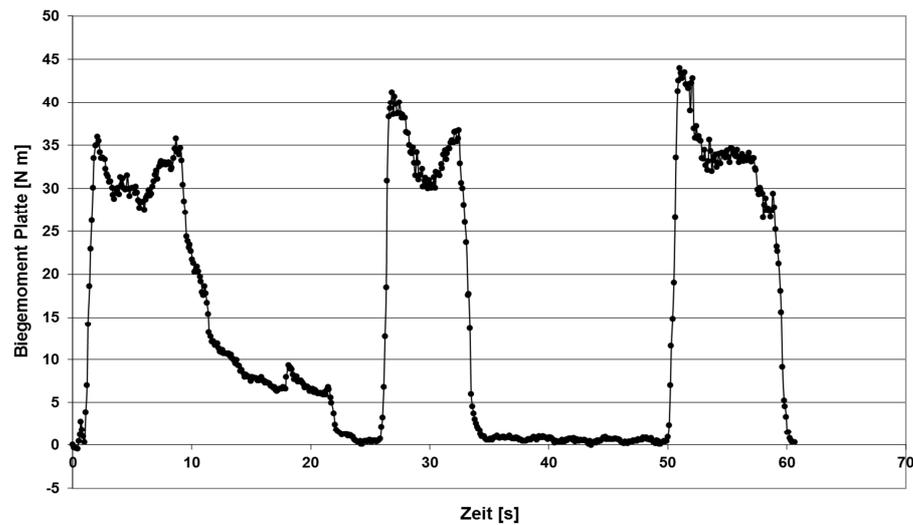


Abbildung 30: Patient 11, linkes Bein. „Bauchlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben“ 2. postoperative Woche (3 Zyklen) mit ähnlichem Kurvenmuster mit kurzer Senkung der Kurve in der Plateauphase welches ebenfalls durch die Unterstützung des Beins resultiert.

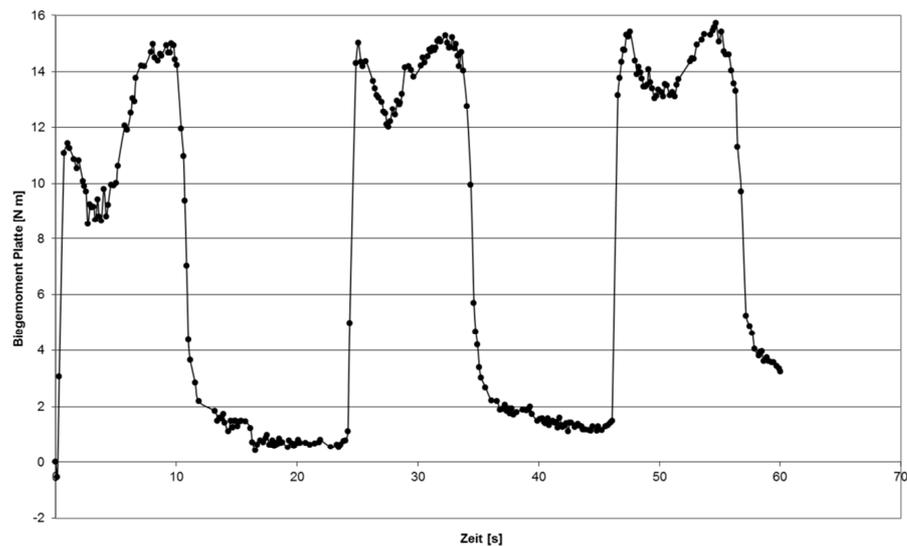


Abbildung 31: Patient 14. Zweites Beispiel der Übung „Bauchlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben“ 8. postoperative Woche (3 Zyklen) mit kurzer Senkung der Kurve in der Plateauphase. Diese resultierte daraus, dass in diesem Fall durch eine Unterstützung des Beins durch den Behandler bei der Durchführung der Übung die Last kurzfristig aufgefangen wurde.

Tabelle 7: Bauchlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment in Bauchlage gestrecktes Bein anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment in Bauchlage gestrecktes Bein anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	12,33	4,02	8,48	4,02
<b>Standardabw.</b>	10,87	2,07	7,70	2,42
<b>Median</b>	10,35	4,03	6,18	3,25
<b>Minimum</b>	0,76	0,91	0,28	1,26
<b>1. Quartil</b>	3,27	2,34	1,45	2,57
<b>3. Quartil</b>	18,97	5,49	14,32	4,92
<b>Maximum</b>	40,13	8,49	25,38	9,17

### 3.7 Seitenlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben

#### *2 Wochen postoperativ*

Auch bei der Übung „Seitenlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben“ wirkten hohe Belastungen auf das Implantat. Diese zeigten beim seitlichen Anheben des Beines einen steilen Anstieg. Eine Plateauphase gab das kurze Halten wieder, ein steiler Abfall der Kurve korrelierte mit dem Ablegen des Beines (Abb. 32).

Die Lastspitzen wurden im Median mit 10,06 Nm und dem 3,62-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 26,70 Nm und das 8,29-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 8).

#### *8 Wochen postoperativ*

Bei gleichem Kurvenverlauf (Abb. 33) waren die Absolutwerte aufgrund der Konsolidierung nach 8 Wochen um ca. 50% geringer.

Die Lastspitzen wurden im Median mit 5,54 Nm und dem 3,65-fachen der individuellen axialen Standardlast von 100 N gemessen. Maximal fanden sich 25,73 Nm und das 9,3-fache der individuellen axialen Standardlast von 100 N (Tab. 8).

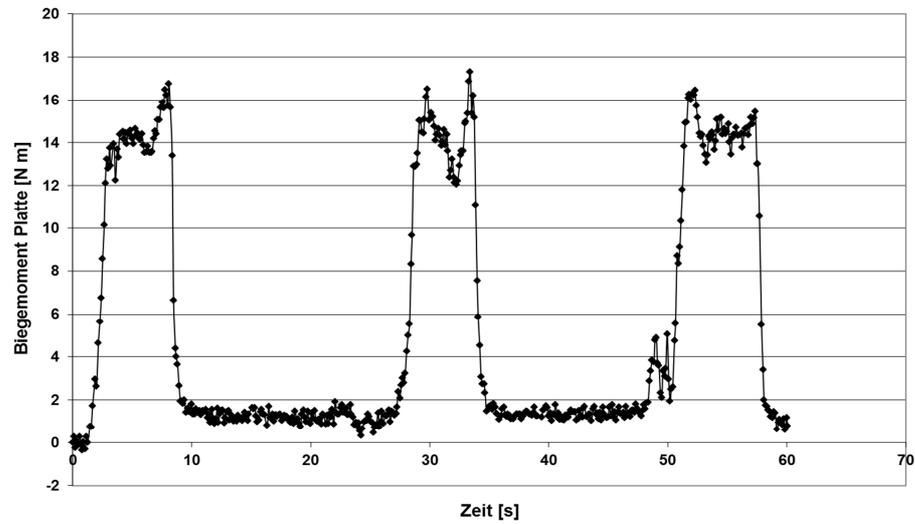


Abbildung 32: Patient 16. „Seitenlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben“ 2. postoperative Woche (3 Zyklen). Typisches Kurvenmuster mit kurzer Senkung der Kurve in der Plateauphase, welches daraus resultiert, dass durch die Unterstützung des Beins die Last kurzfristig aufgefangen wird.

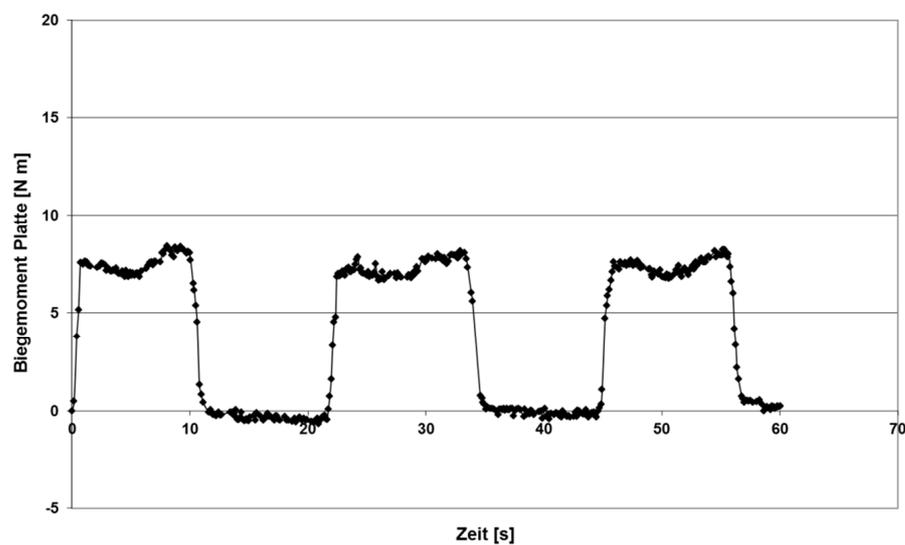


Abbildung 33: Patient 12. Übung „Seitenlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben“ 8. postoperative Woche (3 Zyklen) mit kurzem Abfall der Kurve in der Plateauphase.

Tabelle 8: Seitenlage, Oberschenkel mit gestrecktem Bein anheben

	nach 2 Wochen		nach 8 Wochen	
	Biegemoment in Seitenlage gestrecktes Bein anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N	Biegemoment in Seitenlage gestrecktes Bein anheben	Vielfaches der axialen Standardlast von 100 N
<b>Mittelwert</b>	11,20	4,10	8,21	4,32
<b>Standardabw.</b>	8,57	2,33	7,28	2,63
<b>Median</b>	10,06	3,62	5,54	3,65
<b>Minimum</b>	0,67	1,22	0,37	0,74
<b>1. Quartil</b>	2,90	2,25	2,00	2,68
<b>3. Quartil</b>	16,92	5,63	14,40	5,37
<b>Maximum</b>	26,70	8,29	25,73	9,30

### 3.8 Vergleich der verschiedenen Übungen

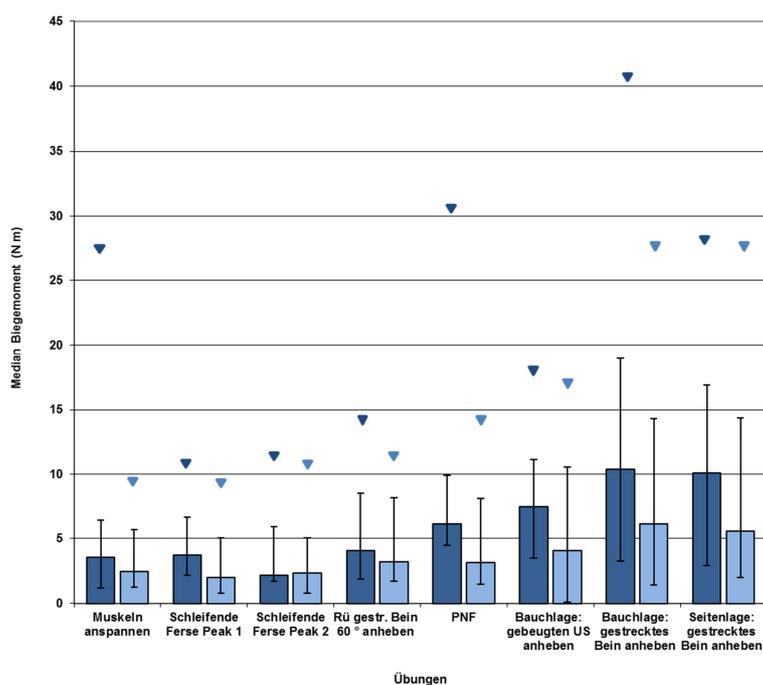


Abbildung 34: Median des Biegemoments 2 Wochen postoperativ (dunkelblau) und 8 Wochen postoperativ (hellblau); Streubalken 1. Quartil und 3. Quartil, Dreiecke markieren das Maximum

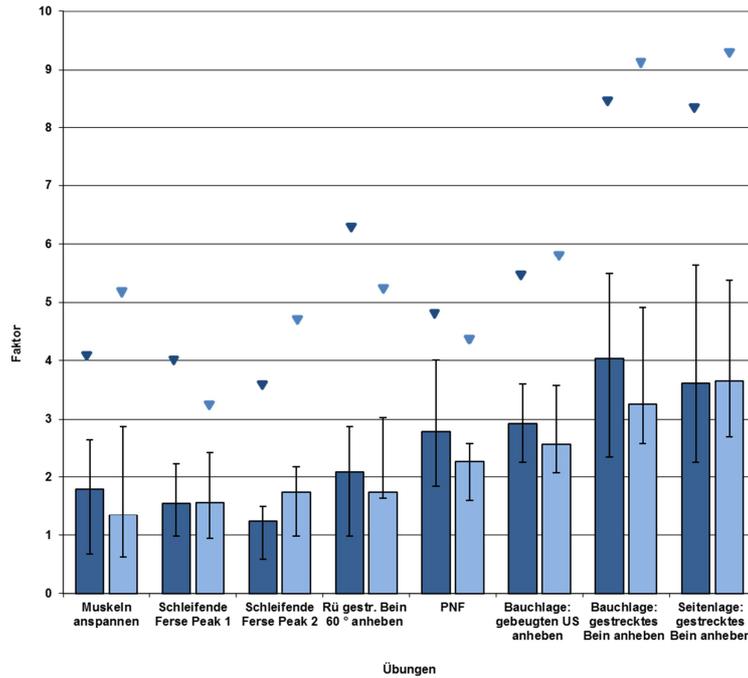
Die geringsten Platten-/Osteosynthesebelastungen wurden beim Muskelanspannen (Median 3,6 Nm nach 2 Wochen, 2,4 Nm n. 8 Wo.) sowie bei schleifender Ferse (3,7 Nm n. 2 Wo, 2,0 Nm n. 8 Wo.) gemessen (Abb. 34). Größere Belastungen ergaben sich beim Heben des gestreckten Beines in Rückenlage (4,1 Nm n. 2 Wo, 3,2 Nm n. 8 Wo.) Demgegenüber traten beim Heben des Beines in Seitenlage (10,1 Nm n. 2 Wo, 5,5 Nm n. 8 Wo.) und Bauchlage (10,4 Nm n. 2 Wo., 6,2 Nm n.

---

8. Wo.) mehr als doppelt so hohe Belastungen auf. Durch Anwinkeln des Beines im Knie konnte die Belastung verringert werden (7,5 Nm n. 2 Wo, 4,1 Nm n. 8. Wo.). PNF (Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation) – Übungen lagen in der Belastung im mittleren Bereich (6,2 Nm n. 2 Wo, 3,2 Nm n. 8. Wo.). Die detaillierten Messwerte befinden sich im Anhang (Tabellen B1-B8).

Auffällig sind große Streuungen, welche bei den Übungen mit Heben des gesteckten Beines in Bauch- und Seitenlage zu sehr hohen 3. Quartilen von 19 Nm bzw. 17 Nm nach 2 Wochen führten. Dieses bedeutet, dass 25 % der Messwerte (4 Patienten) über diesen Werten liegende Platten-/Osteosynthesebelastungen zeigten. Als Maximalwerte wurden 40 Nm bzw. 27 Nm festgestellt. Der Vergleich zwischen den Messzeitpunkten zeigt eine deutliche Verringerung der Platten-/Osteosynthesebelastung - bei den Übungen mit großen Werten etwa eine Halbierung - zwischen der 2. Woche und der 8. Woche (Abb.10).

Vergleicht man die Übungen intraindividuell mit einer standardisierten axialen Belastung von 10 kg (100 N, Abb. 11), so ergeben die Übungen mit den insgesamt geringen Belastungen – Muskelanspannen, Schleifen der Ferse, gestrecktes Bein in Rückenlage anheben - im Median Faktoren zwischen 1,4 und 2,1, die 3. Quartile zeigen allerdings Faktoren bis zu 3,0 (Abb. 35). Für die Übungen mit hohen Belastungen - Heben des gestreckten Beines in Bauch- und Rückenlage zeigten Medianwerte Faktoren von bis zu 4,0, die 3. Quartile Faktoren bis zu 5,6 und maximale Faktoren bis zu 9,3. Erwartungsgemäß sind die Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten 2 Wochen und 8 Wochen relativ gering, da die Bezugswerte für 10 kg axialer Belastung zwischen den jeweiligen Zeitpunkten aufgrund der knöchernen Konsolidierung parallel geringer wurden. Die detaillierten Messwerte befinden sich im Anhang (Tabellen C1-C8).



**Abbildung 35: Median des Vielfachen der axialen Standardlast von 100 N 2 Wochen postoperativ (dunkelblau) und 8 Wochen postoperativ (hellblau); Streubalken 1. Quartil und 3. Quartil), Dreiecke markieren das Maximum**

---

## 4. Diskussion

### *Biomechanische Betrachtung der Übungen*

In der vorliegenden Studie wurden mit einem telemetrisch instrumentierten Implantat die während physiotherapeutischer Übungen auf eine Femurosteosynthese wirkenden Belastungen gemessen. Das physiotherapeutische Konzept beruhte darauf, im Rahmen verschiedener Einheiten alle relevanten Muskelgruppen einzubeziehen. Jede Muskelgruppe am Oberschenkel wirkt bezüglich der auf das Femur wirkenden Kräfte in unterschiedlicher Weise.

Bei der Übung „Anspannung der Oberschenkelmuskulatur“ werden alle Muskeln, sowohl die Beuger als auch die Strecker und Adduktoren, angespannt. Eine Gewichtsbelastung ist durch die flache Auflage dabei ausgeschlossen. Es war deshalb interessant, dass im Vergleich zu einer axialen Belastung der Extremität von 10 kg deutlich höhere Werte gemessen wurden.

Bei der Übung „Schleifen der Ferse“ waren 2 Peaks im Kurvenverlauf festzustellen. Diese korrelierten jeweils mit dem Beugen und Strecken des Oberschenkels. Diese Übungen zeigten insbesondere die geringsten Belastungen. Dieses ist erklärbar durch die Abstützung des Unterschenkelgewichtes durch die Ferse in Verbindung mit der Tatsache, dass jeweils nur ein Teil der Muskulatur aktiviert wird.

Bei der Übung aktives „Heben des Beines in Rückenlage“ ist insbesondere eine Anspannung der Quadrizepsmuskulatur anzunehmen, welche im Rahmen dieser Übung auch trainiert wird. Im Vergleich zur Übung „Muskulatur anspannen“ mit aufliegendem Bein wird hier die rückseitige Oberschenkelmuskulatur nicht verwendet, was zu einer Verringerung der Belastung führt, jedoch ist durch die über den Hebelarm des Unterschenkels wirkende Gewichtskraft eine Zunahme der Belastung gegeben.

Bei der Übung mit propriorezeptiver Faszilitation handelte es sich um eine äußerst anspruchsvolle Übung, bei der verschiedene Muskelgruppen beteiligt sind. Hier zeigte sich in den meisten Messungen ein mehrgipfliger Verlauf. Die Maxima spiegelten jeweils das Anheben des Beines von der Liege auf das Sprunggelenk und das Schleifen bis zum Knie, das Schleifen des Beines vom Knie zum Sprunggelenk und das Ablegen auf die Liege wider.

---

Bei den Übungen „Anheben des gestreckten Beines in Bauchlage“, wo insbesondere die Hüftstrecker- und die Kniebeugermuskulatur angespannt werden und „Anheben des Beines in Seitenlage“ mit Anspannung der Hüftgelenksabduktoren ergaben sich sehr hohe Belastungen. Unterhalb des Pseudarthrosenspaltes wirkt insbesondere über einen langen Hebelarm das Gewicht des Unterschenkels.

Bei der Übung „Anheben des 90° angewinkelten Beines in Bauchlage“ waren die Belastungen aufgrund eines kleineren Hebelarms für das Unterschenkelgewicht geringer.

Deshalb sollten Übungen mit abgestütztem Unterschenkel von solchen mit frei bewegtem Unterschenkel unterschieden werden. In Rückenlage „Muskeln anspannen“ erfolgte mit Auflage des Beines, ebenso war beim „Schleifen der Ferse“ eine Abstützung des Unterschenkels gegeben. Diese Übungen zeigten entsprechend die geringsten Belastungen. Demgegenüber sind Übungen mit gestrecktem Bein insbesondere in Seiten- und in Bauchlage mit sehr hohen Belastungen verbunden. Etwas geringer waren die Auswirkungen beim Heben des gestreckten Beines in Rückenlage. Übungen mit angewinkeltem Bein, hierzu zählt insbesondere der Oberschenkel bei Bauchlage bei 90° gebeugtem Unterschenkel, und letztlich auch die PNF-Übung zeigten mittlere Belastungen.

Folgende Parameter haben darüber hinaus theoretisch einen relevanten Einfluss auf die Messwerte:

- Die Breite des Frakturspaltes nach osteosynthetischer Versorgung. Je breiter der Frakturspalt, desto größer ist die mögliche Bewegung bis es zu einer Abstützung kommt.
- Muskelbeschaffenheit der Patienten und dadurch bedingt unterschiedlich starke Muskelspannung bei einheitlicher Implantatstabilität.
- Unterschiedliche Masse der unteren Extremität. Bei kräftigerer Extremität ist eine höhere Masse im Rahmen der physiotherapeutischen Übungen zu bewegen.
- Lokalisation der Fraktur am Oberschenkel. Die anatomische Achse des proximalen Femurs ist weiter von der mechanischen Achse entfernt als die des distalen Femurs [15]. Hieraus resultieren bei gleicher Übung unterschiedliche Hebelarme für die Krafteinwirkung auf das Implantat.
- Achsfehlstellungen (varus / valgus). Diese führen ebenfalls zu einer Verlagerung der Belastungsachse.

---

### *Physiotherapie bei Femurfrakturen/-pseudarthrosen*

Es gibt keine Literatur direkt zum Thema Physiotherapie nach Femurosteosynthesen. Es finden sich jedoch einige wenige Artikel zum Thema der Rehabilitation und Physiotherapie nach Femurfrakturen, insbesondere nach Marknagelung [1,23,24,25].

Paterno [25] weißt ausführlich auf die Notwendigkeit einer Physiotherapie nach Femurosteosynthese hin. Diese sei notwendig, um Folgeprobleme zu vermeiden. Als wesentliche Probleme nach Oberschenkelosteosynthesen werden die Abduktionsschwäche in der Hüfte [1,2,10], die Knie- Extensionsschwäche [10,15,19,22], retropatellare Schmerzen und Gangabnormalitäten genannt. Es sind Kraftdefizite des Quadrizeps femoris zwischen 14% [2] und 18 % [19] auch quantitativ beschrieben.

Das standardisierte Protokoll von Paterno umfasst drei Phasen. In der ersten Phase erfolgen vorsichtige ROM (range of movement) -Übungen sowie Beginn der Teilbelastung und ein Beginn isometrischer Extremitätenübungen. Initiale Krafttrainingsübungen fokussieren die Knieextension, Hüftextensions- und Hüftabduktionsmuskulatur. In der zweiten Phase wird unter zunehmender Belastung der Fokus auf weitere ROM-Übungen im Hinblick auf eine volle Knieextension und -flexion sowie Übungen zur Balance und Propriozeption sowie zum Gangbild vorgegeben. Die Phase 3 umfasst die Steigerung auf 100 % Vollbelastung und weiteres Krafttraining in Hinblick auf eine Dynamisierung des Gangbildes und Übergang zu sportlichen Bewegungen.

Archdeacon [1] untersuchte durch Bewegungsanalyse die Hüftabduktion 2 Monate und 6 Monate nach Femurfrakturversorgung. Er stellte fest, dass Patienten nach isolierten Femurfrakturen, welche mit einem antegraden Nagel versorgt wurden, einen negativen Effekt auf die Hüftkinematik und -/Kinetik somit zeitabhängige negative Effekte auf das Bewegungsmuster als Folge einer dynamischen Schwäche der Hüftabduktoren erleiden.

In einer Fallbeschreibung [24] wird ebenfalls auf die Notwendigkeit der Physiotherapie in Hinblick auf frühzeitige Belastung und muskelkräftigenden Aktivitäten hingewiesen. In dem beschriebenen Fall schlossen Weichteilprobleme eine Hüftabduktorschwäche mit resultierendem Trendelenburg-Bewegungsmuster, eine Quadrizeps femoris Muskelschwäche, vorderen Knieschmerz, eine Bursitis trochanterica sowie eine eingeschränkte Funktion beim Gangbild und der Gangausdauer ein. Das Rehabilitationsprogramm war eine Kombination aus zunehmender Belastung, Gangtraining, Streckung, Dehnung, progressive Übungen gegen Widerstand, Balance und

---

Propriorezeptionsübungen. Isometrische Übungen für den M. Quadrizeps femoris wurden sofort nach der Operation begonnen, um die Knieextensionsmuskelgruppe zu trainieren. Fortgesetzt wurde die Behandlung durch ein „Home-Excercise-Program“. In der Diskussion wird aus der Literatur zusammengestellt, dass Behinderungen und funktionelle Einschränkungen oft über 1 Jahr nach der Operation anhalten [1,2,10,19]. Nur 72 % der Patienten mit Frakturen der unteren Extremität kehren 12 Monaten, nur 82 % 30 Monate nach der Verletzung an ihren Arbeitsplatz zurück [6]. Von Bedeutung ist vor allem das veränderte Gangbild aufgrund einer Hüftabduktorschwäche [6].

Es ist wahrscheinlich, dass nach einer Pseudarthrose eine andere muskuläre Situation vorliegt als nach einer frischen Fraktur, da bereits eine langjährige Behandlung, oft mit Entlastung über längere Zeit, stattgefunden hat. Die dargestellten Literaturstellen zeigen jedoch relativ einheitlich die Schwachstellen an der Oberschenkelmuskulatur nach Femurverletzung, insbesondere für die Kniestreckung und die Hüftabduktion, für die ein Trainingsprogramm unbedingt durchgeführt werden sollte. Es ist deshalb davon auszugehen, dass nach einer Pseudarthrose grundsätzlich die gleichen Muskelgruppen wie nach einer Fraktur zu behandeln sind.

#### *Konflikt Physiotherapie – Ruhe im Frakturspalt, Vorschläge zur Modifikation der Übungen*

Es wird insbesondere einheitlich auf die Notwendigkeit eines intensiven Programmes und einer möglichen frühzeitigen Belastung hingewiesen. Hier entsteht ein Konflikt mit dem Konzept der Behandlung von Pseudarthrosen. Es ist unumstritten [4,30], dass entscheidend für die Heilung einer Pseudarthrose die optimale Stabilität, das heißt die Minimierung der Bewegung im Pseudarthrosenspalt, ist. Durch Belastung oder trainierende Übungen wird die Osteosynthese belastet. Die hierbei auftretenden elastischen Bewegungen des Implantates sind zwingend mit entsprechenden Bewegungen im Pseudarthrosenspalt verbunden.

Physiotherapeutisch sollten bei der Behandlung einer Pseudarthrose Übungen durchgeführt werden, welche zwar das Bewegungsausmaß und, wenn möglich, ein Krafttraining der Muskulatur erlauben, ohne jedoch Überlastungen auf die Osteosynthese zu bewirken.

Unter den untersuchten Übungen haben sich insbesondere für ein Beinaneheben in Seiten- und Bauchlage hohe Biegebelastungen auf das Implantat gezeigt.

---

Bei der Übung in der Bauchlage wird, neben einer Dehnung der Hüftbeuger-Muskulatur, insbesondere einer Hüftextensionsschwäche entgegengewirkt. Die Extension ist nicht als wesentliches Problem in der Literatur beschrieben. Diese Übungen könnten somit, insbesondere in der Frühphase, wahrscheinlich vermieden werden oder sollten streng passiv erfolgen.

Beim Beinanheben in Seitenlage ist insbesondere der lange Hebelarm des Gewichts des gestreckten Unterschenkels für eine Biegebelastung im Oberschenkel schädlich wirksam. Hier könnte ein seitliches Abspreizen in Rückenlage mit aufliegender Ferse und gegen Druck im Bereich des mittleren Oberschenkels als Alternative in Erwägung gezogen werden. Bei einem Gegendruck durch den Therapeuten im Bereich des mittleren Oberschenkels wird die Osteosynthese einer deutlich geringeren Biegebelastung unterworfen, mit der Option, Widerstand gegen die Abduktion der Hüfte jedoch auszuüben.

Beim Heben des gestreckten Beines in Rückenlage waren die Belastungen kleiner und bezogen auf die Platte in einem sicheren Belastungsbereich. Natürlich ist auch hier eine Bewegung im Frakturspalt gegeben. In dieser Bewegungsrichtung wird die Platte, welche typischerweise am seitlichen Oberschenkel fixiert ist, entlang ihrer größten Querausdehnung belastet. In dieser Richtung ist die Stabilität wesentlich größer als gegenüber der Biegung in latero-medialer Richtung. Hierdurch sind die geringeren Belastungswerte bei letztlich gleichem Hebelarm des Unterschenkels, wie bei Seitenlage, erklärbar. Auf der anderen Seite ist für das dringend gebotene Training des M. Quadrizeps diese Übung besonders effektiv und sollte entsprechend möglichst beibehalten werden, ggf. unter messtechnischer Kontrolle.

### *Überlastung der Platte*

Bei den Übungen Oberschenkel mit gestrecktem Bein in Bauchlage und gestreckten Beinanheben in Seitenlage traten maximale Belastungen auf. Es fanden sich im Median der Patienten Spitzen von etwa 10 bis 11 Nm. Der Quartilsbereich für in Bauchlage gestrecktes Beinanheben reicht bis ca. 19 Nm. Die Maximalwerte liegen in Einzelfällen noch darüber (40 Nm). Interne Untersuchungen der Herstellerfirma der Platte [20] ergaben für an ein 30 mm durchmessendes Rohr seitlich angebrachtes Implantat, mit gleicher Form und Abmessungen, wie die des intelligenten Implantates und simuliertem Frakturspalt, einen

---

elastischen Bereich bis einer axialen Belastung von 1200 N (120 Kg). Dieses entsprach unter den gegebenen geometrischen Verhältnissen einem Biegemoment in der Platte von 30 Nm. Oberhalb dieses Festigkeitswertes der Platte ist eine Materialdeformation (Verbiegung) möglich. Einzelne Belastungen der gemessenen Übungen liegen somit im Überlastungsbereich der Platte.

Für die anderen Übungen Muskelanspannung, schleifende Ferse, gestrecktes Bein in Rücklage sowie PNF und auch Bauchlage mit angewinkeltem Unterschenkel liegen alle gemessenen Werte unterhalb der für die Platte anzusetzenden Festigkeitsgrenze.

#### *Deformation im Pseudarthrosenspalt*

In der gleichen Untersuchung [20] wurde auch die axiale Bewegung unter diesen Belastungen gemessen, so dass eine Abschätzung der Auswirkungen der Physiotherapie auf den Kallus im Pseudarthrosenspalt möglich ist. Im simulierten Frakturspalt ergab sich für die verwendete Plattengeometrie und Titan als Material pro 100 N axialer Belastung, entsprechend 2,5 Nm wirksames Biegemoment auf die Platte, eine Deformation im Frakturspalt von 0,027 mm, unter 1200 N / 30 Nm wären dies 0,32 mm. Es ist somit aus den Messwerten des Implantates eine Abschätzung der Bewegung im Pseudarthrosenspalt möglich. Perren [28] und Claes [7] geben an, dass für die Bildung einer knöchernen Brücke eine relative Dehnung von 1 % nicht überschritten werden sollte. Dieses wären z.B. bei einem 3 mm Pseudarthrosenspalt 0,03 mm. Für dieses Beispiel ist somit zu erkennen, dass bis ca. 100 N axialer Belastung Pseudarthrosenspaltbewegungen unter dieser Grenze resultieren, die bei der Physiotherapie gemessenen Biegemomente in der Platte aber z.T. wesentlich größeren Bewegungen entsprechen, die nach der Knochenheilungs-Theorie der relativen Dehnung nicht zu einer knöchernen Überbrückung führen, rechnerisch bereits bei einfachen Übungen wie Muskelanspannung oder schleifende Ferse. Es ist somit zu überlegen, ob bei einem Patienten mit problematischen Knochenheilungsverhältnissen in der Frühphase eine krankengymnastische Behandlung unter Muskelbeteiligung überhaupt durchgeführt werden sollte, wenn es darum geht, eine Pseudarthrose so sicher wie möglich zum Durchbau zu bringen. Die Rate des Durchbaus, nach Nagelung, einer nicht infizierten femoralen diaphysären Pseudarthrose wird mit einem Bereich von 72-100 % berichtet [5, 30]. Es ist zu schließen, dass die Rate von Versagern nach Reosteosynthese einer

---

Pseudarthrose durchaus nicht unbeträchtlich ist und somit ggf. alle denkbaren Maßnahmen erforderlich sind, Überlastungen im Rahmen einer Instabilität zu vermeiden.

### *Assistive Übungen - aktive Übungen*

Die Übungen 2 Wochen postoperativ wurden assistiv durchgeführt, wie es in der Routine der physiotherapeutischen Abteilung üblich ist. Dennoch zeigten sich hohe Belastungswerte, in Einzelfällen sogar sehr hohe Werte. Die Gewichtsunterstützung ist in diesen Fällen offensichtlich nicht ausreichend gewährleistet. Einzelne Spitzenbelastungen scheinen auch durch die assistive Behandlung nicht vermeidbar zu sein. Insbesondere im Hinblick darauf, dass bei der Behandlung einer Pseudarthrose eine mögliche Schädigung durch übermäßige Bewegung im Pseudarthrosenspalt zu minimieren ist [4,7], ist zu diskutieren, auch assistive Übungen in der frühen postoperativen Phase vollständig zu vermeiden oder eventuell unter Kontrolle einer telemetrischen Messung durchzuführen. Eine Schulung unter messtechnischer Kontrolle könnte eine Lösung darstellen. Hier ist eine gute Anwendung des intelligenten Implantates zu sehen.

### *2 Wochen versus 8 Wochen*

Zwischen den Messungen 2 Wochen postoperativ und 8 Wochen postoperativ bestehen prinzipielle Unterschiede. 2 Wochen postoperativ ist der Pseudarthrosenspalt weitgehend instabil, hier ist insbesondere durch die Messungen eine mögliche Überlastung der Platte oder des Kallusgewebes zu bestimmen. 8 Wochen postoperativ ist von einer weitgehenden mechanischen Verfestigung im Pseudarthrosenspalt auszugehen. Hier sind die Übungen auch aktiv durchgeführt worden. Die grundsätzliche Idee war, in einem Zustand zu messen, welcher nahezu einer knöchernen Konsolidierung entspricht. Aus praktikablen Gesichtspunkten wurde hierfür der überschaubare einheitliche Zeitpunkt von 8 Wochen angesetzt.

Geht man davon aus, dass eine Situation etwa wie bei einem geheilten Knochen vorliegt, so ist das einliegende Implantat letztlich wie ein aufgebracht Sensor für biomechanische Belastung im Oberschenkel zu interpretieren, welcher die biomechanische Belastung im Oberschenkel bestimmt. Dies gilt insbesondere für vergleichende Untersuchungen, da die Angabe eines absoluten Referenzwertes von vielen Modellannahmen abhängt. Hierzu zählt

---

unter anderem auch die asymmetrische Lage der Platte. Biomechanisch entspricht eine axiale Belastung des Knochens durch die asymmetrische Plattenlage einer Biegung in der Platte. Das Biegemoment der Platte lässt sich somit als Maß für die axiale Belastung des Oberschenkelknochens verwenden. Die Messwerte nach 8 Wochen sind somit insofern gut geeignet, um die Belastungen der unterschiedlichen krankengymnastischen Übungen miteinander oder mit einer standardisierten Axiallast zu vergleichen. Im Durchschnitt fand sich etwa eine Halbierung zwischen der 2. und 8. postoperativen Woche.

### *Realität Teilbelastung*

Zum Vergleich mit den in den krankengymnastischen Übungen gefundenen Belastungen wurde eine standardisierte axiale Belastung der Extremität herangezogen. Dieses ist für einen Kliniker gut vorstellbar. Es ist jedoch zu bedenken, dass die zusätzliche Belastung nicht exakt mit einer 10 kg Teilbelastung gleichzusetzen ist, da das Gewicht des unterhalb der Osteosynthese vorhandenen Beines gegengerechnet werden muss. Die im Rahmen der krankengymnastischen Übungen festgestellten, zum Teil wesentlichen, Überschreitungen einer erlaubten Teilbelastung von 10 kg sind zu relativieren, da Untersuchungen gezeigt haben, dass Teilbelastungen dieser Art grundsätzlich sehr schwer eingehalten werden können [9]. Untersuchungen an 25 Patienten ergaben dabei Belastungen bis zu 432 % der erlaubten Teilbelastung, die 75 % Quartile lagen bei 211 %, im Mittel erfolgte eine Belastung mit 183 % der erlaubten Teilbelastung. Andererseits konnte nicht bestätigt werden, dass durch diese Überschreitungen letztlich eine Heilungsverzögerung resultierte [9]. Hieraus ist zu schließen, dass bei den nicht so stark belastenden krankengymnastischen Übungen wie Muskelanspannung, schleifende Ferse, gestrecktes Bein in Rückenlage anheben und PNF mit einem gefundenen Faktor bis zu 5 wahrscheinlich die Belastungen etwa im Rahmen dessen sind, was bei den meisten Patienten typischerweise auftritt. Die Belastungen bei den Übungen in Bauchlage gestrecktes Bein anheben und in Seitenlage gestrecktes Bein anheben liegen jedoch erheblich darüber.

### *Limitierungen der Arbeit*

Limitierungen ergeben sich insbesondere aus der klinischen Gesamtsituation, so ist z. B. die assistive Unterstützung nicht klar definierbar. Ebenso ist die Positionierung des Patienten in der Regel nicht exakt reproduzierbar.

Die gefundene große Streuung in den Messwerten könnte auch durch die festgestellten Unterschiede im Körpergewicht der Patienten bedingt sein.

Auch ergibt sich aufgrund des großen Aufwandes eine geringe Fallzahl.

Für die Messungen nach 8 Wochen ist anzunehmen, dass der Heilungszustand der gemessenen Patienten nicht einheitlich war.

Eine weitere Limitierung stellt die Messung in nur einem Freiheitsgrad dar. Obwohl bei der Platte die Biegung in medio-lateraler Richtung die größte Bewegung darstellt und somit gute, insbesondere relative, Aussagen ermöglicht, könnten vor allem nicht gemessene Torsionsbewegungen problematisch auf die Pseudarthrosenheilung sein. Eine Torsion führt zu Scherkräften im Frakturspalt. Scherkräfte gelten als schädlich für die Knochenheilung.

Weitere Belastungen, welche aufgrund der Technik des Telemetriesystems nicht gemessen werden, sind Scherkräfte und axiale Kräfte im Implantat. Diese führen jedoch zu sehr geringen Verformungen der Platte und sind vernachlässigbar gegenüber der Biegung.

### *Ausblick*

Die gefundenen Messwerte stellen eine gute Grundlage für eine Evaluierung und entsprechende Modifikation des Behandlungsschemas von Femurfrakturen und Pseudarthrosen dar. Das System bietet technisch die Möglichkeit, kontinuierlich während der Physiotherapie die Belastung der Osteosynthese anzuzeigen. Ein akustisches Überlastsignal ist bereits implementiert. Ein Routineeinsatz mit einem entsprechenden Anzeigegerät am Behandlungsplatz ist gut denkbar und könnte die Heilungssicherheit bei Patienten mit kritischen Knochenheilungsverhältnissen erhöhen. Weitere Studien können dann die Effektivität neuer Behandlungsschemata mit herkömmlichen mit entsprechender klinischer Evidenz vergleichen.

---

## 5. Zusammenfassung

Nach osteosynthetischer Versorgung ist in der Regel Übungsstabilität mit Teilbelastung gegeben. Überlastungen können zu schädlichen Frakturspaltbewegungen und so zu Pseudarthrosen bzw. Re-Pseudarthrosen sowie zum Implantatversagen führen. Da die Patienten frühzeitig physiotherapeutisch beübt werden müssen, ist es entscheidend zu wissen, wie viel Last hierbei auf die Osteosynthese übertragen wird.

Bei 15 Patienten mit durch instrumentierte Plattenosteosynthese versorgten Femurpseudarthrosen wurde telemetrisch das auf die Platte wirkende Biegemoment während 7 definierter physiotherapeutischer Übungen 2 Wochen und 8 Wochen postoperativ gemessen.

Die geringsten Platten-/Osteosynthesebelastungen wurden beim Muskelanspannen (Median 3,6 Nm nach 2 Wochen, 2,4 Nm n. 8. Wo.) sowie bei schleifender Ferse (3,7 Nm n. 2. Wo., 2,0 Nm n. 8. Wo.) gemessen. Größere Belastungen ergaben sich beim Heben des gestreckten Beines in Rückenlage (4,1 Nm n. 2. Wo., 3,2 Nm n. 8. Wo.). Demgegenüber traten beim Heben des Beines in Seitenlage (10,1 Nm n. 2. Wo., 5,5 Nm n. 8. Wo.) und Bauchlage (10,4 Nm n. 2. Wo., 6,2 Nm n. 8. Wo.) mehr als doppelt so hohe Belastungen auf. Durch Anwinkeln des Beines im Knie konnte die Belastung verringert werden (7,5 Nm n. 2. Wo., 4,1 Nm n. 8. Wo.). PNF (Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation) – Übungen lagen in der Belastung im mittleren Bereich (6,2 Nm n. 2. Wo., 3,2 Nm n. 8. Wo.).

Auffällig sind große Streuungen, welche bei den Übungen mit Heben des gesteckten Beines in Bauch- und Seitenlage zu sehr hohen 3. Quartilen von 19 Nm bzw. 17 Nm führten. Der Vergleich zwischen den Messzeitpunkten zeigt eine deutliche Verringerung der Platten-/Osteosynthesebelastung, - bei den Übungen mit großen Werten etwa eine Halbierung - zwischen der 2. Woche und der 8. Woche. Beim Vergleich der Übungen intraindividuell mit einer standardisierten axialen Belastung von 10 kg (100 N) ergeben die Übungen Muskelanspannen, Schleifen der Ferse, gestrecktes Bein in Rückenlage anheben im Median Faktoren zwischen 1,4 und 2,1, die 3. Quartile zeigen Faktoren bis zu 3,0. Für das Heben des gestreckten Beines in Bauch- und Seitenlage finden sich als Medianwerte Faktoren von 4,0 bzw. 3,7 und 3. Quartile mit Faktoren von 5,5 und 5,6.

Während üblicher krankengymnastischer Übungen können Belastungen der Osteosynthese auftreten, welche deutlich über diejenigen bei einer erlaubten Teilbelastung hinausgehen. Eine Vermeidung der Überlastungen ist allgemein durch Modifikation der Übungen und individuell durch eine kontinuierliche Messung während der Übungen möglich.

---

## 6. Literatur

1. Archdeacon M, Ford KR, MS, Wyrick J, Paterno MV, Hampton S, Ludwig MB and Hewett TE (2008) A prospective functional outcome and motion analysis evaluation of the hip abductors after femur fracture and antegrade nailing. *J Orthop Trauma* 22:3-9.
2. Bain GI, Zacest AC, Paterson DC et al. (1997) Abduktion strength following intramedullary nailing of the femur. *J Orthop Trauma* 11:93-97.
3. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss JM, Duda GN (2001) Hip contact forces and gait pattern from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34:859-871.
4. Brinker MR, O'Conner DP (2009) Nonunions: Evaluation and treatment. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG, Krettek C (Hrsg.) *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*, Fourth edition. Saunders Elsevier, Philadelphia PA:615-708.
5. Brinker MR, O'Conner DP. (2007) Exchange Nailing of Ununited Fractures. *JBone Joint Surg* 89-A:177-88.
6. Butcher JL, MacKenzie EJ, Cushing B. et al (1996) Long-term outcomes after lower extremity trauma. *J. Trauma* 41:4-9.
7. Claes L, Wolf S, Augat P (2000) Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung. *Chirurg* 71:989-994.
8. Crowley DJ, Kanakaris NK, Giannoudis PV (2007) Femoral diaphyseal aseptic non-unions: Is there an ideal method of treatment? *Injury, Int. J. Care Injured* 38S2: 55-63.
9. Dabke HV, Gupta SK, Holt CA, O'Callaghan P, Dent CM. How accurate is partial weightbearing? (2004) *Clinical Orthop* 421:282-286.
10. Danckwardt-Lillienstrom G, Sjogren S (1976) Prospective restoration of muscle strength after intramedullary nailing of fracture of the femoral shaft. *Acta Orthop Scand* 47:101-107.
11. Duda GN, Schneider E and Chao EYS (1997) Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech* 30:933-41.
12. Faschingbauer M (2009) Telemetrisch instrumentierter Fixateur interne für die Osteosynthese, Biokompatibilitätsnachweis und Entwicklung des klinischen Anwendungsverfahrens, Habilitationsschrift Universität zu Lübeck.
13. Faschingbauer M, Seide K, Weinrich N, Wackenhut F, Wurm M, Gille J, Jürgens C, Müller J (2007) Fixateur interne mit Telemetriesystem. *Trauma und Berufskrankh* 9:88-97.
14. Gray H (1918) *Anatomy of the Human Body* (online) <http://www.bartleby.com/107/128.html> (Tag des Zugriffs: 17.06.2014).

- 
15. Hennrikus WL, Kasser LR, Rand F et al. (1993) The function of the quadriceps muscle after a fracture of the femur in patients who are less than seventeen years old. *J Bone Joint Surg* 75-A:508-513.
  16. Höntzsch D (2000) Femur: shaft (incl. subtrochanteric). In: Ruedi TP, Murphy WM (Hrsg.): *AO Principles of Fracture Management*, Thieme, Stuttgart:457-467
  17. Horst R (2008) *Therapiekonzepte in der Physiotherapie*. Thieme, Stuttgart.
  18. Jürgens Ch, Wolter D, Queitsch Ch, Schulz JH (1994) Behandlungskonzepte und Ergebnisse bei nicht-infizierten posttraumatischen Pseudarthrosen an Femur und Tibia. *Zentralbl Chir* 119:706-713.
  19. Kapp W, Lindsey RW, Noble PC et al. (2000) Long –term residual musculoskeletal deficits after femoral shaft fracture treated with intramedullary nailing. *J Trauma* 49:446-449.
  20. Litos GmbH (2012) Ahrensburg, Interne Untersuchung (nicht publiziert).
  21. McKee MD (2001) Aseptic non-union. In: Ruedi TP, Murphy WM (Hrsg.): *AO Principles of Fracture Management*, Thieme, Stuttgart:749-762
  22. Mira AJ, Markley K, Greer PR III (1980) A critical analysis of quadriceps function after femoral shaft fracture in adults. *J Bone Joint Surg* 62-A:61-67.
  23. Nichols P (1963) Rehabilitation after fracture of the shaft of the femure. *J. Bone Joint Surg* 46-B:96-102.
  24. Paterno MV, Archdeacon MT, Ford KR, Galvin D and Hewett TE (2006) Early rehabilitation following surgical fixation of a femoral shaft fracture. *Phy Ther*, 86:558-572.
  25. Paterno MV and Archdeacon MT (2009) Is there a standard rehabilitation Protocol after femoral intramedullary nailing? *J Orthop Trauma* 23:S39-S46.
  26. Pauwels F (1951) Über die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung des Röhrenknochens. *Acta Anat (Basel)* 12:207 - 227.
  27. Perren SM, Claes L (2000) Biology and biomechanics in fracture management. In: Ruedi TP, Murphy WM (Hrsg.): *AO Principles of Fracture Management*, Thieme, Stuttgart:7-30
  28. Perren SM, Cordey J (1977) Die Gewebedifferenzierung in der Frakturheilung. *Unfallheilkunde* 80:161-164.
  29. Seide K, Aljudaibi M, Weinrich N, Kowald B, Jürgens C, Müller J, Faschingbauer M (2012) Telemetric assessment of bone healing with an instrumented internal fixator. *J. of Bone Joint Trauma Surg* 94-B:398-404.
  30. Somford MP, van den Bekerom MPJ, Kloen P (2013) Operative treatment for femoral shaft non-union, a systematic review of the literature *Strat Traum Limb Recon* 8:77-88.

31. Tveit M, Karrholm J (2001) Low effectiveness of prescribed partial weight bearing: Continuous recording of vertical loads using a new pressure-sensitive insole. *J Rehabil Med* 33:42-46.
32. Weber B G, Cech O (1973) *Pseudarthrosen, Allgemeiner Teil*; Verlag Hans Huber, Bern:39-45.

## 7. Anhang

**Tabelle A: Patientendaten**

Lfd. Nr.	Alter	Geschlecht	Zeit Verletzung - instrumentiertes Implantat	Lokalisation	Pseud- arthrosen- typ	Klinische Heilung nach	Größe m	Gewicht kg	BMI kg/m <sup>2</sup>	Begleiterkrankungen
	Jahre					Monate				
1	41	M	69	Mittlerer Femurschaft	Hypertroph	14	1,78	91	28,7	chron. Glomerulonephritis, Allergien gegen nicht steroidale Antirheumata und Cox2-Inhibitoren
2	45	F	40	Mittlerer Femurschaft	Atroph	23	1,65	90	33,1	keine internistischen Vorerkrankungen
3	30	M	10	Mittlerer Femurschaft	Oligotroph	24	1,75	130	42,4	Lungenerkrankung unklarer Genese
4	20	F	7	Mittlerer Femurschaft	Oligotroph	17	1,7	62	21,5	Asthma bronchiale
5	31	M	15	Proximaler Femurschaft	Atroph	18	1,83	103	30,8	Heuschnupfen
6	19	M	7	Mittlerer Femurschaft	Atroph	15	1,85	95	27,8	Vorerkrankungen nicht bekannt
7*	35	M	5	Proximaler Femurschaft	Atroph	24	1,8	95	29,3	keine internistischen Vorerkrankungen
8	23	M	14	Mittlerer Femurschaft	Hypertroph	23	1,73	79	26,4	keine internistischen Vorerkrankungen
9	31	M	14	Proximaler Femurschaft	Atroph	16	1,73	90	30,1	keine internistischen Vorerkrankungen
10	39	M	25	Mittlerer Femurschaft	Hypertroph	30	1,87	130	37,2	arterieller Hypertonus, Heuschnupfen
11*	19	M	7	Proximaler Femurschaft	Atroph	47	1,82	80	24,2	keine internistischen Vorerkrankungen
12	40	M	9	Distaler Femurschaft	Atroph	27	1,76	80	25,8	keine internistischen Vorerkrankungen
13*	19	M	11	Mittlerer Femurschaft	Hypertroph	16	1,82	80	24,2	keine internistischen Vorerkrankungen
14	51	M	11	Mittlerer Femurschaft	Hypertroph	24	1,93	95	25,5	arterieller Hypertonus
15*	37	M	28	Femur, subtrochantär	Atroph	38	1,80	95	29,3	keine internistischen Vorerkrankungen
16	49	M	27	Mittlerer Femurschaft	Hypertroph	30	1,78	120	37,9	Koronare Herzkrankheit, arterieller Hypertonus, Hyperlipidämie
17	22	F	29	Mittlerer Femurschaft	Oligotroph	19	1,60	80	31,3	Hypothyreose, autoimmun hämolytische Anämie
<b>Mittelwert</b>	<b>32,38</b>	<b>F: 3</b>	<b>19,20</b>	<b>proximaler Femur: 4</b>	<b>H: 6</b>	<b>23,76</b>	<b>1,78</b>	<b>94</b>	<b>29,72</b>	
<b>Standard- abweichung</b>	<b>10,80</b>	<b>M: 12</b>	<b>16,19</b>	<b>mittlerer Femur: 11</b>	<b>A: 8</b>	<b>8,70</b>	<b>0,08</b>	<b>18</b>	<b>5,47</b>	
<b>Median</b>	<b>31</b>		<b>14</b>	<b>distaler Femur: 1</b>	<b>O: 3</b>	<b>23</b>	<b>1,78</b>	<b>91</b>	<b>29</b>	
<b>Minimum</b>	<b>19</b>		<b>5</b>	<b>subtrochantärer Femur: 1</b>		<b>14</b>	<b>1,60</b>	<b>62</b>	<b>21</b>	
<b>Quartil1</b>	<b>22,33</b>		<b>9,10</b>			<b>17,00</b>	<b>1,73</b>	<b>80</b>	<b>25,83</b>	
<b>Quartil3</b>	<b>39,63</b>		<b>26,57</b>			<b>26,57</b>	<b>1,82</b>	<b>95</b>	<b>31,25</b>	
<b>Maximum</b>	<b>51</b>		<b>69</b>			<b>47</b>	<b>1,93</b>	<b>130</b>	<b>42</b>	
<b>*beidseitige Versorgung</b>										

Tabelle B1: Biegemomente Oberschenkelmuskulatur anspannen

Lfd. Nr.	Oberschenkelmuskulatur anspannen nach 2 Wochen			Oberschenkelmuskulatur anspannen nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	6,32	5,64	5,64	2,97	2,87	2,68
2	0,98	1,37	1,27	1,56	1,46	1,56
3	26,99	27,97	26,6	3,42	4,69	6,25
4	2,89	3,4	3,5	0,60	0,50	0,80
5	12,75	8,93	10,94	5,22	5,72	6,02
6	1,51	0,91	0,81	1,71	1,20	1,20
7*	5,5	4,92	2,99	9,16	9,36	10,71
8	12,72	3,95	6,94	1,34	2,60	3,37
9	4,64	3,77	3,48	0,29	0,38	0,77
10	7,19	6,88	5,34	2,67	1,43	2,05
11*	2,35	2,74	4,46	9,28	8,32	7,09
12	3,96	3,1	3,59	2,67	3,34	3,57
13*	1,91	1,84	1,46	6,70	5,66	5,85
14	14,52	12,72	10,82	7,23	7,49	7,51
15*	0,48	0,88	0,85	0,98	1,09	1,62
16	0,76	0,51	-0,11	1,63	1,36	0,69
17	0,48	0,51	0,37	0,47	0,21	0,21

\* beidseitige Versorgung

Tabelle B2: Biegemomente Schleifende Ferse Peak 1

Lfd. Nr.	Schleifende Ferse Peak 1 nach 2 Wochen			Schleifende Ferse Peak 1 nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	8,39	9,07	9,07	0,68	0,78	0,48
2	2,74	3,72	3,71	0,29	0,48	-0,09
3	13,30	11,25	8,41	4,00	1,46	0,58
4	0,90	0,90	1,00	0,30	0,40	0,50
5	2,91	2,31	1,81	5,02	5,02	5,12
6	1,71	2,82	1,91	0,80	1,00	0,60
7*	4,44	3,76	2,99	1,73	2,70	3,37
8	9,06	6,36	13,69	8,96	9,73	8,67
9	4,45	2,90	3,38	1,06	1,16	0,87
10	4,21	4,52	3,59	3,69	3,49	3,79
11*	9,10	11,51	9,40	7,89	7,37	6,74
12	6,83	4,62	4,65	4,15	4,07	4,42
13*	1,33	1,22	1,04	0,42	0,37	0,42
14	6,07	9,32	3,86	8,94	9,29	10,86
15*	0,75	0,75	0,67	1,40	1,96	1,33
16	6,32	7,05	6,70	6,70	7,28	7,61
17	0,48	0,48	0,53	1,33	1,22	1,17

\* beidseitige Versorgung

Tabelle B3: Biegemomente Schleifende Ferse Peak 2

Lfd. Nr.	Schleifende Ferse Peak 2 nach 2 Wochen			Schleifende Ferse Peak 2 nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	5,75	5,17	6,83	0,68	0,78	0,39
2	1,37	0,68	3,03	0,00	-0,09	0,29
3	13,69	7,14	9,56	1,95	0,48	2,05
4	0,60	0,90	0,90	0,50	0,70	0,60
5	2,31	1,71	1,41	4,51	5,22	5,32
6	0,81	2,41	2,01	2,21	2,41	2,41
7*	2,12	3,09	1,35	5,40	5,98	5,98
8	12,05	8,64	3,95	8,38	8,29	8,86
9	1,84	2,03	1,84	0,87	0,87	0,58
10	3,90	4,62	4,42	2,67	2,97	2,77
11*	13,84	9,54	10,71	5,91	6,68	4,90
12	5,13	4,59	4,65	3,34	3,48	3,13
13*	0,75	0,69	0,48	0,31	0,23	0,29
14	5,91	7,79	4,93	10,00	10,76	10,94
15*	0,61	0,53	0,43	1,27	1,88	1,48
16	3,96	7,31	3,54	5,06	4,44	4,04
17	0,35	0,37	0,40	0,66	1,01	1,48

\* beidseitige Versorgung

Tabelle B4: Biegemomente in Rückenlage gestrecktes Bein anheben

Lfd. Nr.	In Rückenlage gestrecktes Bein anheben nach 2 Wochen			In Rückenlage gestrecktes Bein anheben nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	./.**	./.**	./.**	./.**	./.**	./.**
2	2,35	2,05	1,27	0,68	0,97	0,88
3	15,16	12,81	11,64	4,00	3,71	2,27
4	0,60	0,60	0,70	0,60	0,50	0,50
5	2,91	3,41	3,92	3,31	3,31	3,01
6	4,44	3,41	4,23	3,01	2,81	2,31
7*	12,93	12,64	10,81	9,65	10,51	10,03
8	11,38	12,24	10,89	8,48	9,64	9,83
9	3,67	3,77	2,61	1,83	./.**	1,64
10	6,68	7,60	8,32	2,56	2,46	2,46
11*	7,07	3,09	2,19	10,16	10,54	11,31
12	5,83	8,10	6,67	2,91	3,37	3,78
13*	0,67	1,17	1,44	0,47	0,47	0,50
14	12,52	14,61	16,64	10,82	11,04	12,29
15*	1,92	1,92	1,89	2,81	3,32	3,32
16	3,78	5,31	6,03	7,69	7,79	7,93
17	1,01	0,72	0,80	1,72	1,78	1,64

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

Tabelle B5: Biegemomente PNF

Lfd. Nr.	PNF nach 2 Wochen			PNF nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	5,93	6,31	6,99	1,81	2,00	1,62
2	4,99	5,77	8,31	./.**	./.**	./.**
3	30,71	30,02	31,10	./.**	./.**	./.**
4	./.**	./.**	./.**	0,40	0,40	0,40
5	12,35	7,53	8,84	3,31	3,11	2,61
6	3,12	4,12	3,72	3,62	3,11	3,21
7*	9,75	5,31	6,18	7,43	6,27	6,94
8	10,12	11,95	10,31	10,41	10,79	10,02
9	5,03	4,55	4,64	0,87	0,67	0,77
10	5,14	5,65	5,34	1,02	0,20	1,12
11*	23,26	24,93	20,71	14,22	12,43	12,14
12	5,64	6,05	6,16	4,94	4,26	4,21
13*	1,49	1,04	2,90	0,29	0,47	0,23
14	16,03	11,96	12,83	14,27	14,30	14,73
15*	1,36	1,30	1,41	2,95	2,50	2,55
16	4,28	5,98	4,92	9,44	7,98	8,14
17	0,80	0,96	0,93	1,17	1,38	1,51

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

Tabelle B6: Biegemomente in Bauchlage gebeugten Unterschenkel anheben

Lfd. Nr.	In Bauchlage gebeugten Unterschenkel anheben nach 2 Wochen			In Bauchlage gebeugten Unterschenkel anheben nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	3,54	3,45	./.**	1,19	1,72	1,72
2	6,85	5,48	6,16	0,58	0,68	0,39
3	13,20	11,44	9,29	9,78	10,75	11,05
4	1,70	2,00	1,70	0,70	0,70	0,70
5	3,92	3,92	4,22	3,91	4,11	4,21
6	8,95	8,45	8,45	8,15	7,75	7,85
7*	9,65	11,48	12,26	16,40	16,40	16,21
8	17,74	16,97	16,20	10,70	10,70	11,76
9	7,64	7,64	7,16	1,25	1,16	1,06
10	10,06	11,30	11,40	3,49	4,10	4,00
11*	20,06	16,19	12,82	11,04	11,86	9,42
12	4,64	5,33	5,08	5,02	3,37	4,61
13*	2,45	2,29	2,31	1,06	1,01	1,01
14	14,68	13,31	15,10	8,81	8,20	9,57
15*	1,13	1,12	1,14	1,96	1,88	2,07
16	10,43	12,49	10,13	11,20	11,89	12,14
17	0,85	1,06	0,98	0,87	0,74	0,77

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

Tabelle B7: Biegemomente in Bauchlage gestrecktes Bein anheben

Lfd. Nr.	In Bauchlage gestrecktes Bein anheben nach 2 Wochen			In Bauchlage gestrecktes Bein anheben nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	./.**	./.**	./.**	./.**	./.**	./.**
2	4,99	5,09	4,60	1,56	1,46	1,76
3	23,67	23,47	23,08	14,71	15,84	17,21
4	2,60	2,80	2,80	0,60	0,60	0,60
5	11,25	11,75	12,05	6,42	6,52	6,62
6	12,58	11,97	12,17	5,63	5,73	6,13
7*	6,27	2,70	1,38	25,28	26,34	24,51
8	24,20	22,75	23,91	13,68	14,07	14,36
9	8,99	9,09	8,99	0,96	0,96	1,06
10	12,32	13,76	14,48	4,51	4,92	5,13
11*	35,76	40,69	43,95	16,71	20,24	19,07
12	7,83	8,05	8,32	7,74	7,88	8,20
13*	1,62	1,76	1,92	0,29	0,29	0,26
14	22,53	22,50	22,50	15,01	15,08	15,46
15*	1,49	1,54	2,00	2,92	3,16	3,32
16	16,46	17,53	19,38	12,89	14,57	13,96
17	0,75	0,77	0,75	1,01	1,03	1,01

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

Tabelle B8: Biegemomente in Seitenlage gestrecktes Bein anheben

Lfd. Nr.	In Seitenlage gestrecktes Bein anheben nach 2 Wochen			In Seitenlage gestrecktes Bein anheben nach 8 Wochen		
	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3	Biegemoment [Nm] Zyklus 1	Biegemoment [Nm] Zyklus 2	Biegemoment [Nm] Zyklus 3
1	1,53	4,02	3,54	3,15	3,44	3,54
2	3,90	4,11	4,60	0,97	0,88	0,97
3	23,96	23,76	24,06	13,30	12,61	13,00
4	2,10	2,00	2,30	0,60	0,70	0,70
5	9,24	9,04	9,40	4,91	5,12	5,82
6	9,96	9,36	9,66	6,63	7,04	6,94
7*	13,80	14,96	5,89	25,76	25,66	25,76
8	16,20	16,29	18,89	13,88	14,74	15,32
9	./.**	./.**	./.**	2,03	2,03	1,93
10	14,79	15,20	15,41	5,75	5,44	5,44
11*	23,04	22,82	24,52	14,16	16,33	17,56
12	10,23	10,18	10,99	8,20	7,96	8,23
13*	2,50	2,50	2,50	0,34	0,39	0,37
14	29,69	25,25	25,17	16,38	15,95	16,58
15*	2,53	2,48	2,53	5,24	5,55	5,58
16	16,78	17,31	16,46	14,25	14,23	14,71
17	0,69	0,61	0,72	0,98	0,90	0,79

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C1: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
Oberschenkelmuskulatur anspannen**

Lfd. Nr.	Oberschenkelmuskulatur anspannen nach 2 Wochen	Oberschenkelmuskulatur anspannen nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	4,07
2	0,35	1,21
3	./.**	2,41
4	2,08	5,10
5	3,44	2,87
6	0,23	0,62
7*	1,18	3,52
8	1,34	0,62
9	2,58	./.**
10	1,79	1,35
11*	0,67	./.**
12	2,68	./.**
13*	4,06	./.**
14	3,07	1,17
15*	2,43	2,03
16	0,10	0,27
17	1,27	0,49

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C2: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
Schleifende Ferse Peak 1**

Lfd. Nr.	Schleifende Ferse Peak 1 nach 2 Wochen	Schleifende Ferse Peak 1 nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	0,93
2	0,99	0,18
3	./.**	1,01
4	0,59	3,22
5	0,74	2,56
6	0,45	0,36
7*	0,98	0,94
8	1,66	2,33
9	2,33	./.**
10	1,14	2,41
11*	2,12	./.**
12	4,05	./.**
13*	2,80	./.**
14	1,55	1,53
15*	2,39	2,58
16	1,71	1,56
17	1,39	2,05

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C3: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
Schleifende Ferse Peak 2**

Lfd. Nr.	Schleifende Ferse Peak 2 nach 2 Wochen	Schleifende Ferse Peak 2 nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	0,88
2	0,49	0,05
3	./.**	0,75
4	0,51	4,83
5	0,57	2,55
6	0,37	1,06
7*	0,58	2,09
8	1,40	2,18
9	1,24	./.**
10	1,20	1,85
11*	2,40	./.**
12	3,61	./.**
13*	1,50	./.**
14	1,50	1,66
15*	1,73	2,54
16	1,26	0,98
17	1,05	1,74

\* beidseitige Versorgung  
\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C4: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
In Rückenlage gestrecktes Bein anheben**

Lfd. Nr.	In Rückenlage gestrecktes Bein anheben nach 2 Wochen	In Rückenlage gestrecktes Bein anheben nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	0,55	0,67
2	./.**	1,68
3	0,40	4,30
4	1,08	1,63
5	0,84	1,22
6	3,19	3,64
7*	1,96	2,38
8	2,18	./.**
9	2,09	1,64
10	0,87	./.**
11*	5,18	./.**
12	2,56	./.**
13*	3,53	1,79
14	6,30	5,19
15*	1,29	1,70
16	2,37	2,84
17	1,05	1,74

\* beidseitige Versorgung  
\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C5: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
PNF**

Lfd. Nr.	PNF nach 2 Wochen	PNF nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	2,59
2	1,85	./.**
3	./.**	./.**
4	./.**	./.**
5	3,03	1,53
6	0,77	1,49
7*	1,86	2,49
8	1,84	2,66
9	3,08	./.**
10	1,49	0,51
11*	4,86	./.**
12	4,49	./.**
13*	4,23	./.**
14	3,29	2,27
15*	4,47	4,39
16	1,29	1,85
17	2,51	2,24

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C6: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
In Bauchlage gebeugten Unterschenkel anheben**

Lfd. Nr.	In Bauchlage gebeugten Unterschenkel anheben nach 2 Wochen	In Bauchlage gebeugten Unterschenkel anheben nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	2,21
2	1,79	0,44
3	./.**	5,31
4	1,14	5,64
5	1,27	2,07
6	1,81	3,57
7*	2,93	5,90
8	2,90	2,83
9	4,87	./.**
10	3,03	2,55
11*	3,46	./.**
12	3,78	./.**
13*	5,50	./.**
14	3,48	1,40
15*	3,73	3,25
16	2,82	2,55
17	2,70	1,31

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C7: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
In Bauchlage gestrecktes Bein anheben**

Lfd. Nr.	In Bauchlage gestrecktes Bein anheben nach 2 Wochen	In Bauchlage gestrecktes Bein anheben nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	./.**
2	1,42	1,26
3	./.**	8,02
4	1,74	4,83
5	3,70	3,31
6	2,57	2,63
7*	0,91	9,17
8	4,03	3,59
9	5,87	./.**
10	3,75	3,20
11*	8,49	./.**
12	6,09	./.**
13*	4,13	./.**
14	5,45	2,39
15*	5,53	5,16
16	4,55	3,00
17	2,12	1,68

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

**Tabelle C8: Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N  
In Seitenlage gestrecktes Bein anheben**

Lfd. Nr.	In Seitenlage gestrecktes Bein anheben nach 2 Wochen	In Seitenlage gestrecktes Bein anheben nach 8 Wochen
	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N	Vielfaches des Messwertes bei Standardbelastung von 100 N
1	./.**	4,84
2	1,22	0,74
3	./.**	6,54
4	1,36	5,37
5	2,92	2,68
6	2,02	3,10
7*	3,04	9,30
8	2,92	3,75
9	./.**	./.**
10	4,19	3,65
11*	4,96	./.**
12	7,90	./.**
13*	5,85	./.**
14	6,46	2,57
15*	8,29	8,99
16	4,31	3,13
17	1,89	1,47

\* beidseitige Versorgung

\*\* Messwerte im Stehen konnten nicht ermittelt werden, daher nicht bei Mittelwertberechnungen berücksichtigt

## **8. Danksagung**

Zuerst möchte ich mich bei Herrn Prof. Klaus Seide für die Möglichkeit bedanken, die Dissertation am Labor für Biomechanik des Berufgenossenschaftlichen Unfallkrankenhauses Hamburg durchführen zu können und für die engagierte Unterstützung.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater PD Dr. Faschingbauer für die Betreuung der Arbeit.

Meinen Vorgesetzten Dr. Glaesener danke ich besonders dafür, dass ich berufsbegleitend die Doktorarbeit durchführen durfte. Zusätzlich danke ich den Kollegen Birgitt Kowald, Nils Weinrich sowie Matthias Münch für die konstruktive und intensive Zusammenarbeit. Das freundschaftliche Arbeitsumfeld trug zum Erfolg dieser Arbeit wesentlich bei.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie für die jahrelange Unterstützung, welche Studium und Dissertation ermöglichte.

## 9. Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Kasim Karakaya

Alter: 43 Jahre



### Berufsausbildung

Juni 1995 - Dez. 2001	Studium der Humanmedizin <i>Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf</i>
Okt. 2000 - Okt. 2001	Praktisches Jahr  <i>Anästhesie, Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf Chirurgie, Adolf-Stift KH- Reinbek Innere Medizin, Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf</i>
Dez. 2001 - Juni 2003	Arzt in Praktikum  <i>Abteilung für Unfall – und Viszeralchirurgie, Gefäßchirurgie Adolf-Stift KH- Reinbek</i>
Juli 2003 - Juni 2009	Assistenzarzt  <i>Abteilung für Chirurgie, Krankenhaus Groß-Sand</i>
04.02.2009	Facharztprüfung Chirurgie
Ab Juli 2009	Als Facharzt für Chirurgie im Zentrum für Rehabilitation  <i>Berufsgenossenschaftliches Krankenhaus Hamburg</i>
2011 - 2014	Promotion  <i>Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates der Universität zu Lübeck und Berufsgenossenschaftliches Unfallkrankenhaus Hamburg</i>

---

## Publikationen

- 2012 Aljudaibi M, Seide K, Kowald B, Karakaya K, Weinrich N, Jürgens Ch, Faschingbauer M: Telemetrische Messung der Knochenheilung mit instrumentierten Implantaten – Vergleich mit CT-Untersuchungen. DKOU 2012, Berlin. DOI: 10.3205/12dkou444 URN: urn:nbn:de:0183-12dkou4441
- Karakaya K, Seide K, Kowald B, Aljudaibi M, Weinrich N, Jürgens Ch, Faschingbauer M: Telemetrische Messungen an instrumentierten Fixateur interne-Systemen bei der Behandlung von Femurpseudarthrosen – Belastungen im Rahmen der Physiotherapie. DKOU 2012, Berlin. DOI: 10.3205/12dkou537, URN: urn:nbn:de:0183-12dkou5373
- 2014 Faschingbauer M, Karakaya K, Kowald B, Münch M, Seide K, Glaesener JJ, Jürgens Ch: Telemetrische Lastmessungen im Rahmen der Physiotherapie bei mittels Osteosynthese versorgten Femurpseudarthrosen. Trauma & Berufskrankheit Heft 2/2014, Band 16