

**Aus der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates der
Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. Christian Jürgens
und dem
Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhaus Hamburg
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Ch. Jürgens**

**Zugkräfte beim Segmenttransport – Verlauf,
Einflussfaktoren und Bezug zum Behandlungsergebnis**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
– Aus der Sektion Medizin –

vorgelegt von
Martin Schlottmann
aus Prenzlau

Lübeck 2013

1. Berichterstatter/Berichterstatterin: Priv.-Doz. Dr. med. Maximilian Faschingbauer

2. Berichterstatter/Berichterstatterin: Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Corinna Zimmermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.08.2013

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 21.08.2013

Promotionskommission der Sektion Medizin

Inhalt

1	Einleitung und Fragestellung.....	1
2	Stand des Wissens	2
2.1	Geschichte	2
2.2	Biologische Grundlagen der Knochenheilung und Kallusdistraction.....	3
2.3	Segmenttransport im Ringfixateur nach Ilizarov.....	4
2.4	Einflussgrößen des Segmenttransports	9
2.5	Komplikationen des Segmenttransports	10
2.6	Zugkräfte	11
2.6.1	Zugkraftniveau und Zugkraftverlauf	11
2.6.2	Zugkraft und Zugfrequenz.....	13
3	Material und Methoden	14
3.1	Patientenkollektiv	14
3.2	Messtechnik	14
3.2.1	Technische Messung.....	14
3.2.2	Durchführung der Messung am Patienten.....	16
3.3	Datenauswertung	17
3.3.1	Untersuchung Zugkräfteverlauf.....	18
3.3.2	Vergleich normaler und komplizierter Segmenttransport.....	20
3.3.3	Korrelation Zugkraft und Zugkraftanstieg mit patientenbezogenen Variablen	20
4	Ergebnisse.....	22
4.1	Zugkräfteverlauf	22
4.1.1	Normaler Segmenttransport Unterschenkel	22
4.1.2	Komplizierter Segmenttransport Unterschenkel	25
4.1.3	Vergleich normaler und komplizierter Segmenttransport.....	26
4.2	Korrelation Zugkraft mit patientenbezogenen Variablen	27
4.3	Korrelation Zugkraft mit Zugbeginn.....	30

4.4	Bezug zum Behandlungsergebnis	31
4.5	Segmenttransport Oberschenkel	32
5	Diskussion	34
5.1	Methoden der Kraftmessung während der Distractionsosteogenese	34
5.2	Distractionskräfte.....	36
5.3	Zugkräfteverlauf	38
5.4	Zugkraft und Distractions-Konsolidationsindex (DCI).....	39
5.5	Zugkraft und patientenbezogene Variablen	41
5.6	Zugkraftmessungen als Frühindikatoren für Komplikationen.....	43
5.7	Limitierungen aufgrund des Studiendesigns	43
5.8	Konsequenzen für die Klinik	44
5.9	Fazit und Ausblick	45
6	Zusammenfassung	46
7	Literaturverzeichnis.....	47
8	Anhang	51
9	Danksagung	59
10	Lebenslauf	60

1 Einleitung und Fragestellung

Während im letzten Jahrzehnt die Zahl verkehrsbedingter Frakturen stetig zurück ging (Lapostolle et al., 2009), nimmt ihre Inzidenz bei Rasanisportarten zu (Hedström et al., 2010). Unberücksichtigt nimmt die Gesamtzahl der offenen Frakturen zu. Bei offenen Frakturen sowie Operationen zur Behandlung von Frakturen können Keime auf direktem Wege Knochengewebe infizieren. Bei Erwachsenen wird am häufigsten *Staphylococcus aureus* isoliert (Calhoun und Manning, 2005). Knocheninfektionen können zu Knochensubstanzverlusten und damit zu Knochendefekten führen. Eine wichtige Methode zur Behandlung von Knochendefekten ist der Defektaufbau mittels Knochensegmenttransport.

Die Vielzahl der konkurrierenden chirurgischen Therapieverfahren zum Defektaufbau (Toren, 2002) zeigt der Komplexität der Fälle. Am Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhaus Hamburg (BUKH) wird der Segmenttransport mittels Ringfixateur nach Ilizarov und Zugseilmethode durchgeführt.

Durch die Untersuchung patientenbezogener (Fischgrund et al., 1994; Shyam et al., 2009) und technikbezogener (Ilizarov, 1989; Ilizarov, 1990) Faktoren konnte der Knochensegmenttransport in den letzten 20 Jahren verbessert werden. Immer noch kommt es jedoch durchschnittlich zu 1,2 (Hankemeier et al., 2004) bis 2,88 (Chaddha et al., 2010) Komplikationen pro Patient.

Die Zugkraft am Knochensegment wurde als ein Faktor identifiziert, der das Ergebnis beeinflusst (Baumgart et al., 2004; Gerlach et al., 2007). Vergleichbarkeit und Validierung bisheriger Ergebnisse sind schwierig. In den durchgeführten Studien wurden einerseits verschiedene Verfahren des Segmenttransports angewandt. Andererseits waren die Patientenkollektive klein. Mit dem Ziel, durch Zugkraftmessungen den Segmenttransport zur Behandlung von Knochendefekten zu verbessern, sind weitere Untersuchungen nötig. Gleichzeitig kommt man der Forderung hinsichtlich Studien zur Verbesserung der Therapie von Knocheninfektionen mit konsekutivem langstreckigen Knochensubstanzverlust nach (Jorge et al., 2010).

Ziel dieser Dissertation war es, Daten von Zugkraftmessungen, welche im Rahmen der Behandlung in der septischen Abteilung des BUKH durchgeführt worden waren, hinsichtlich Verlauf und möglicher Einflussfaktoren zu analysieren. Weiterhin werden erstmals Zugkräfte im Zusammenhang mit dem Behandlungsergebnis interpretiert.

2 Stand des Wissens

2.1 Geschichte

Der Knochensegmenttransport beruht auf dem Prinzip der Kallusdistraktion. Es beschreibt die Bildung von Knochengewebe durch kontinuierlichen Zugreiz am Kallus, welcher im Rahmen der Knochenbruchheilung entsteht. Vor ca. 100 Jahren wurde dieses Prinzip erstmals beschrieben.

1905 berichteten Codivilla und Magnuson über erfolgreiche Korrekturen von Knochendeformitäten durch Distraktion mit Hilfe von Fersen-Nägeln und resorbierbaren Elfenbeinpfehlen. Ombredanne beschrieb 1912 erstmals die Verwendung eines externen Fixateurs zur Durchführung einer Gliedmaßenverlängerung mit einer Zugstrecke von 5 mm/Tag für 8 Tage. Komplikationen wie Infektionen und Nekrosen des Hautweichteilmantels waren häufig. Putti reduzierte 1921 die tägliche Zugstrecke auf 2 bis 3 mm/Tag und führte zur Umsetzung der Distraktion Drahtseile ein. Die Idee, zur besseren Kallusformation eine Latenzphase zwischen Osteotomie und Zugbeginn einzuführen hatte Abbott 1927. Ihm gelangen Tibiaverlängerungen von 3 bis 5 cm mit spontaner Knochenheilung (nach Aronson, 2000).

Mitte des 20. Jahrhunderts experimentierte Ilizarov mit äußeren Rahmenfixateuren zur Behandlung komplexer Knochendefekte sowie Knochendeformitäten (Spiegelberg et al., 2010). 1954 beobachtete er den osteogenen Effekt der Distraktion bei einem seiner Patienten. Dieser hatte durch Veränderungen an seinem Fixateur statt Kompression irrtümlicherweise Zug auf den Frakturspalt gebracht. In den darauffolgenden Jahren wurde durch Ilizarov die Distraktion mittels Ringfixateur gezielt zur Knochenregeneration an Patienten angewendet. Mit der erfolgreichen Therapie einer posttraumatischen Beinverkürzung des Olympiasiegers im Hochsprung Valery Brumel 1968 erlangte Ilizarovs Pionierarbeit Aufmerksamkeit in der gesamten ehemaligen UdSSR. 1980 therapierte Ilizarov erfolgreich die Pseudarthrose eines bekannten italienischen Journalisten. Durch dessen Unterstützung konnte Ilizarov seine Forschungsergebnisse 1981 international auf einer Konferenz der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese in Bellagio vortragen. Daraufhin wurden Ilizarovs Methoden „auf beiden Seiten des Atlantiks adaptiert“ (nach Aronson, 2000).

2.2 Biologische Grundlagen der Knochenheilung und Kallusdistraction

Bei einem Knochenbruch kommt es zu einer Blutung aus den beschädigten Blutgefäßen in den Frakturspalt sowie entlang der Knochenhaut und in das umliegende Weichgewebe. Das entstandene Frakturhämatom beinhaltet abgestorbene Knochenzellen und Knochenmatrix, welche durch Makrophagen abgeräumt werden. Die Knochenhaut reagiert gleichzeitig mit einer intensiven Proliferation von Knochenvorläuferzellen. Durch sie wird Knochenmatrix neu aufgebaut. Weiterhin wandern über neu entstehende Gefäße fibroblastenähnliche Zellen ein. Diese differenzieren sich weiter zu Knorpelvorläuferzellen, hypertrophieren im Rahmen ihrer Synthese von Bindegewebsbestandteilen und gehen anschließend zu Grunde. In die so entstehenden Räume/Lakunen proliferieren Blutgefäße. Über diese wandern ebenfalls Knochenvorläuferzellen ein, welche wiederum Knochenmatrix bilden. Es entstehen entlang der Gefäße aus Kollagenen und Knochenzellen Knochenbälkchen, welche in ihrer Gesamtheit als Geflechtknochen bezeichnet werden (Junqueira et al., 1998). Beide Frakturrenden werden über den neugebildeten Geflechtknochen miteinander verbunden. Das den Frakturspalt ausfüllende Gewebe bestehend aus Geflechtknochen, Bindegewebs- und Knorpelvorläuferzellen sowie Blutgefäßen wird als Kallus bezeichnet.

Durch Distraction des Kallus wird Raum für bindegewebigen Ersatz im ehemaligen Frakturspalt geschaffen (Glatzel et al., 2002). Fibroblastenähnliche Zellen wandern in diesen Raum ein und richten ihre Längsachse in Richtung des Zugvektors aus. Diese Zellen, wahrscheinlich mesenchymaler Herkunft, sind metabolisch sehr aktiv und synthetisieren Kollagenmoleküle. Nach Transport der Kollagenmoleküle in den Interzellularraum kondensieren diese zu Fasern und Bündeln parallel zum Zugvektor. Entlang der Kollagenbündel als Gerüststruktur bilden sich erneut Kapillaren. Knochenzellen wandern über die neugebildeten Kapillaren bzw. Blutgefäße ein und synthetisieren die zur Knochenbildung benötigte Matrix (Ilizarov, 1990).

2.3 Segmenttransport im Ringfixateur nach Ilizarov

Die Abbildung 1 zeigt schematisch den Aufbau eines Ilizarov Ringfixateurs am Unterschenkel. In seiner Grundform besteht er aus 4 Metallringen, 4 Gewindestangen, Drähten, Schrauben und Muttern. Über Drähte oder Schanzsche Schrauben (gekennzeichnet durch rote Pfeile) werden die Metallringe (gekennzeichnet durch blaue Pfeile) mit dem Knochen fixiert. Die äußere, achsengerechte Stabilität wird durch das Verbinden der Metallringe mittels Gewindestangen erreicht (gekennzeichnet durch grüne Pfeile).

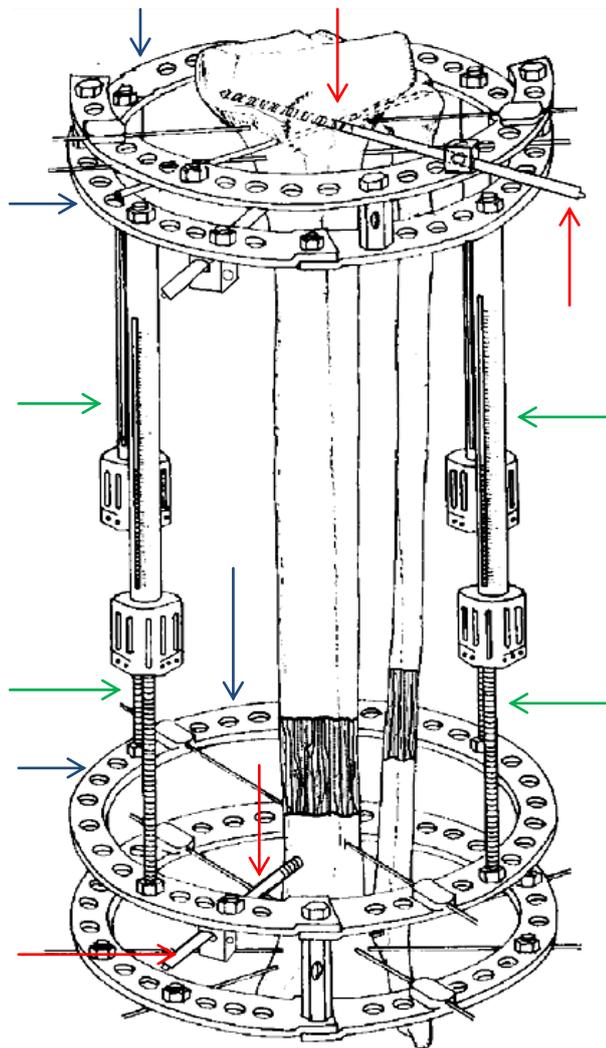


Abb. 1: Schematischer Aufbau eines Ringfixateur externe nach Ilizarov

Der Ilizarov Ringfixateur wurde seit seiner Erstbeschreibung vielfach modifiziert. Aufgrund des Gewichtes werden heute häufig die Teile aus Titan oder aus Karbon, das darüber hinaus aufgrund der Röntgentransparenz von Vorteil ist (Schmidt et al., 2002), verwendet.

Der Transportmechanismus besteht aus Schrauben, Zugseil und Umlenkrollen. Abbildung 2 zeigt den Transportmechanismus am Unterschenkelmodell von lateral. Das Zugseil (gekennzeichnet durch rote Pfeile) ist am Segment fixiert. Jeweils lateral und medial des Segments werden die Zugseilenden nach distal über Umlenkrollen (gekennzeichnet durch schwarzen Pfeil) geführt und proximal an den Gewindestangen mittels Schrauben/Muttern befestigt (gekennzeichnet durch gelben Pfeil).



Abb. 2: Transportmechanismus von lateral am Unterschenkelmodell

In Abbildung 3 ist die Röntgenaufnahme eines Segmenttransportes am Unterschenkel dargestellt. Zu erkennen ist das Transportsegment (gekennzeichnet durch roten Pfeil) und der Kallus (gekennzeichnet durch gelben Pfeil). Das Transportsegment wird durch eine Schlaufe des Zugseils fixiert, das Zugseil zu beiden Seiten nach distal ausgeleitet (gekennzeichnet durch grüne Pfeile).

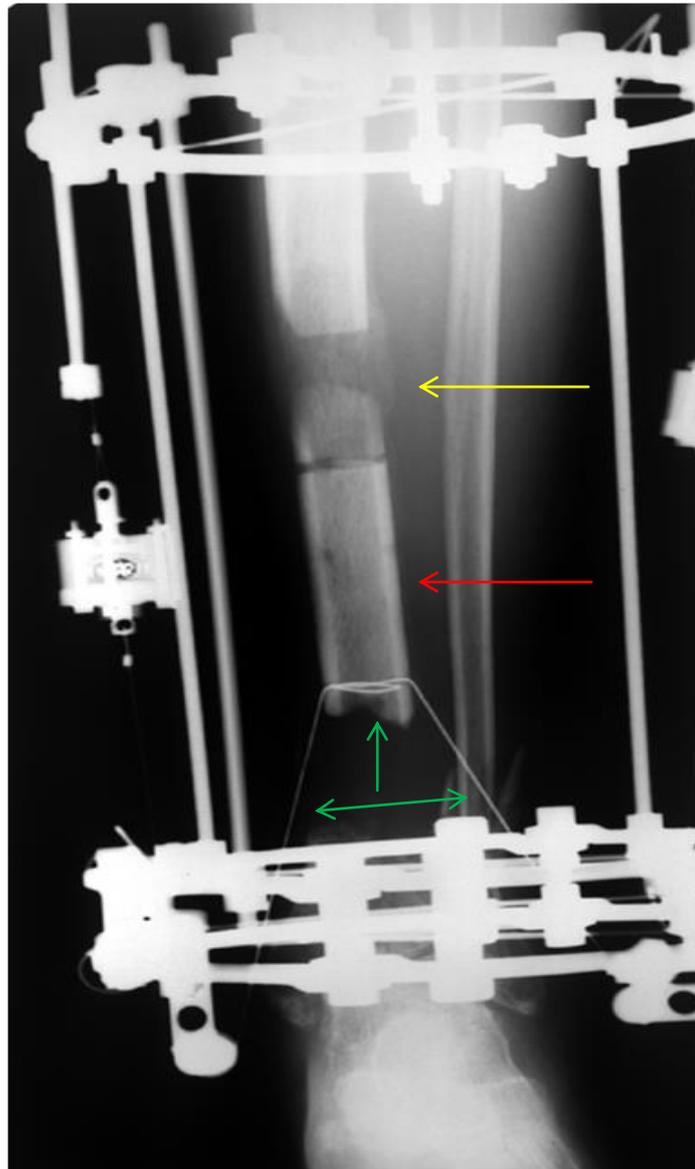


Abb. 3 Röntgenaufnahme eines Segmenttransports

Abbildung 4 zeigt den Ringfixateur mit Transportmechanismus am Unterschenkel eines Patienten.



Abb. 4: Ringfixateur und Transportmechanismus am Unterschenkel

Nach Montage des Ringfixateurs und des Transportmechanismus wird der Knochen unter größtmöglicher Schonung der Weichteile und Gefäße kortikotomiert. Der Begriff Kortikotomie beschreibt die Durchtrennung der Kortikalis während die Knochenhäute und die Markraumgefäße soweit wie möglich intakt bleiben (Hankemeier et al., 2004). Abbildung 5 zeigt schematisch einen Unterschenkelsegmenttransport. Im linken Bild ist mittels roten Pfeils die Kortikotomiestelle gekennzeichnet. Rechts markiert der rote Pfeil das sich im Verlauf bildende Knochenregenerat, aufgebaut durch Distraction am Segment über die violett gekennzeichneten Zugseile.

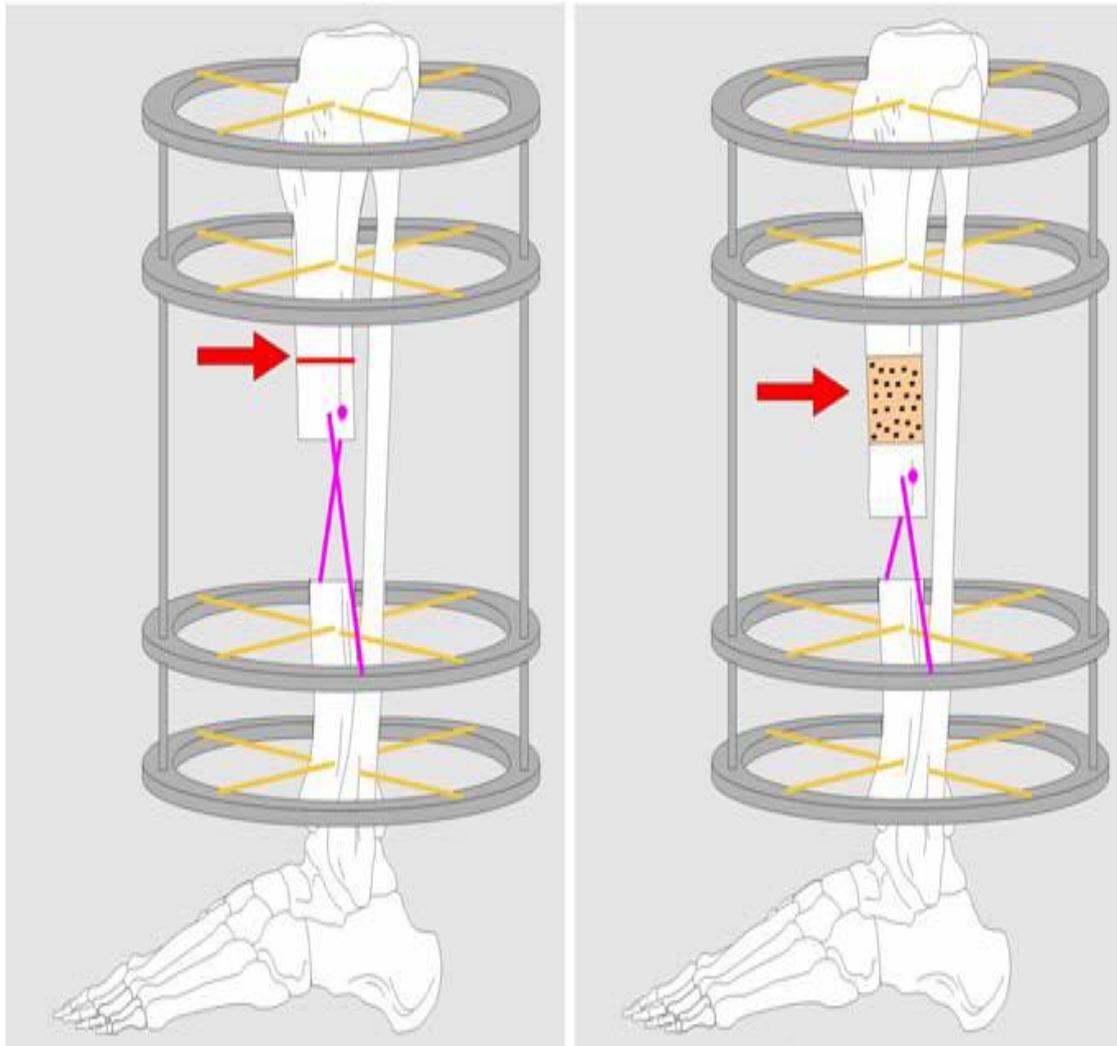


Abb. 5: Schematische Darstellung eines Unterschenkelsegmenttransports

Die Gewindestangen werden durch Verstellung der Muttern typischerweise mit einer Frequenz von $4 \times \frac{1}{4}$ Umdrehung pro Tag, nach proximal bewegt. Das entspricht einer Zugstrecke von 1 mm pro Tag. Hierdurch wird eine Zugkraft auf die Seile und somit auf das Segment aufgebracht.

Der Kontakt des Transportsegments am Ende des Transports mit dem korrespondierenden Knochenfragment wird als Dockingstelle bezeichnet. Durch Kompression oder zusätzliches Einbringen von körpereigenem Knochenmaterial an der Dockingstelle nach abgeschlossener Distraction wird versucht, die Knochenheilung in diesem Bereich zu beschleunigen. Der Transportmechanismus wird nach Fixierung des Segments an der Dockingstelle über zusätzliche Drähte und einen Pin entfernt.

In der nun folgenden Phase erfolgt die Konsolidation des Knochenregenerats. Im Wesentlichen kommt es zu einer zunehmenden Kalzifizierung und belastungsangepassten Umformung der Knochenbälkchen zu Lamellen. Dies entspricht

der sekundären Knochenheilung mit Bildung eines Lamellenknochens. In den regelmäßigen klinisch-radiologischen Kontrollen wird der Heilungsprozess beurteilt. Zeigt sich das Knochenregenerat in den bildgebenden Untersuchungen gut durchbaut bzw. in der klinischen Untersuchung stabil genug wird der Ringfixateur entfernt. Im Anschluss daran folgt die sukzessive Aufbelastung der betroffenen Extremität im Gehapparat oder Cast.

2.4 Einflussgrößen des Segmenttransports

Ilizarov erarbeitete anhand von tierexperimentellen Studien Einflussgrößen des Knochendefektaufbaus durch Distraction.

1. Eine wichtige Einflussgröße ist die äußere Fixation (Ilizarov, 1990). Durch Variation der mechanischen Komponenten und deren Anordnung ergeben sich verschiedene Stabilitätsgrade der äußeren Fixierung. Mit zunehmender Ringzahl und zunehmender Spannung der Verbindungskomponenten steigt der Stabilitätsgrad. Histomorphologische Untersuchungen zeigten bei einer instabilen Fixierung fibröses Gewebe geringer Festigkeit im Distractionsspalt. In einigen Fällen wurden Segmentdislokationen beobachtet. Stabilere Systeme zeigten histologisch eine enchondrale Ossifikation mit verzögerter Konsolidation des Regenerats. Der höchste Stabilitätsgrad wurde im Ringfixateur mit 4 Metallringen und kreuzweise verspannten Drähten erreicht. Hierunter konnte eine direkte Knochenbildung ohne chondrale Zwischenformationen beobachtet werden (Ilizarov, 1990).
2. Eine weitere Einflussgröße stellt die Blutversorgung des Segments und Kallus dar. Durch verschiedene Kortikotomietechniken wurde die Blutversorgung unterschiedlich erhalten. Verglichen wurden Ergebnisse einer kompletten Kortikotomie, einer Kortikotomie mit lediglich 1/3 Durchtrennung des Knochenmarks sowie einer vorsichtigen Durchtrennung der Kortikalis unter Erhalt des Knochenmarks. Je größer der Erhalt des Knochenmarks, desto höher war die Qualität des neu formierten Knochens (Ilizarov, 1990).
3. Ilizarov untersuchte und verglich den Einfluss verschiedener Distractionsgeschwindigkeiten auf die Kallusqualität. Bei einer Zugstrecke von 0,5 mm täglich kam es in $\frac{3}{4}$ der Fälle zur vorzeitigen Überbrückung des Distractionsspalt. Histologisch konnte im Distractionsspalt festes Knochengewebe ermittelt werden. Anders waren die Beobachtungen bei einer Zugstrecke von 2 mm täglich. Neben dem Auftreten von Hautweichteilschäden ergaben die Untersuchungen vermehrt dichtes fibröses Bindegewebe mit niedriger

knochenbildender Aktivität. Eine Zugstrecke von 1 mm pro Tag ergab Knochengewebe geringer Dichte und wurde aufgrund der niedrigen Rate an Komplikationen von Ilizarov als optimal bewertet (Ilizarov, 1989).

4. Weiterhin konnte ein Zusammenhang zwischen Zugfrequenz und Qualität des erzeugten Knochens beobachtet werden. Ilizarov variierte zur Umsetzung der Zugstrecke die Zugfrequenz von 1 bis hin zu 60 Distractionen pro Tag. Mit zunehmender Distaktionsfrequenz zeigten die histomorphologischen bzw. – chemischen Untersuchungen eine höhere Dichte und bessere knochenbildende Aktivität des Regenerats (Ilizarov, 1989).

Fischgrund et. al. berichteten 1994 über Zusammenhänge zwischen der Knochenregenerationszeit und dem Alter. In drei Altersgruppen aufgeteilt (1: 1-19 Jahre / 2: 20-29 Jahre / 3: >30 Jahre) wurden signifikant längere Knochenregenerationszeiten in den Gruppen 2 und 3 ermittelt. Bezogen auf die Lokalisation war die Knochenheilungszeit am Oberschenkel geringer im Vergleich zum Unterschenkel, am Unterschenkel metaphysär geringer als diaphysär (Fischgrund et al., 1994).

2.5 Komplikationen des Segmenttransports

Schwierigkeiten des Segmenttransports ergeben sich aus der Beanspruchung biologischer und mechanischer Strukturen. Komplikationen bei Korrektur und Segmenttransport wurden 2000 durch Paley et al. klassifiziert. Unterschieden werden Komplikationen nach dem Zeitpunkt des Auftretens, der beteiligten Strukturen sowie der damit verbundenen Folgen.

Komplikationen können aufgrund der Distraction oder später im Rahmen des Docking auftreten. Betroffen sind der Knochen, die Weichteile oder die mechanischen Teile des Fixateur bzw. Transportmechanismus. Hinsichtlich der Folgen gelten Komplikationen als geringfügig, wenn keine oder leichte operative Eingriffe zur Behandlung notwendig werden. Bedeutende Komplikationen ohne Spätfolgen erfordern komplexe Operationen zur Korrektur. Gelingt keine Heilung bzw. Korrektur werden sie als bedeutende Komplikationen mit Spätfolgen klassifiziert (Paley und Maar, 2000).

Die am häufigsten beobachteten geringfügigen Komplikationen nach Paley et al. waren

- Fehlstellung des Transportsegments an der Dockingstelle (32%)
- Weichteilinvagination (15,8%)
- Inkomplette Kortikotomie (10,5%)
- Vorzeitige Verknöcherung des Distractionsspalts (5,3%)
- Verzögerte Konsolidation des Regenerats (5,3%)
- Muskelkontraktur der Knieflexoren (5,3%)

- Drahtausriss (5,3%)

Bedeutende Komplikationen ohne Spätfolgen traten in 84,2% der Fälle auf. Dabei handelt es sich um

- Offene Revisionen und/oder Knochentransplantation aufgrund fehlender Konsolidation an der Dockingstelle (52,6%)
- Protrusion des Transportsegments (5,26%)
- Korrekturbedürftige Spitzfußstellung (5,26%)
- Frakturen des Regenerats oder an der Dockingstelle (10,52%)
- Entstehung von Knochenzysten (5,26%)
- Notwendige Revision des Fixateur (5,26%)

In 15,8% der Fälle traten bedeutende Komplikationen mit Spätfolgen auf wie

- Reflexdystrophie (5,3%)
- Fehlende Konsolidation mit notwendiger Amputation (5,3%)
- Nicht korrigierbarer Equinovarus (5,3%)

Aktuellere Daten hinsichtlich verschiedener Komplikationen ermittelten 2006 Antoci et al.. Vorzeitige Verknöcherungen wurden in bis zu 23,9% der Fälle beobachtet. Neurologische Symptome bis hin zu Nervenschäden traten in 30,7% der Fälle auf. Kontrakturen wurden in 19,3%, Subluxationen der angrenzenden Gelenke in 4,5%, verzögerte Konsolidation in 6,8% und Refrakturen des Knochenregenerats in 8% der Fälle ermittelt. Gegenüber diesen Komplikationen durch Beeinträchtigung biologischer Strukturen zeigten gebrochene Drähte (18,2%) und gerissene Seile (5,7%) die gleichzeitig bestehende Beanspruchung der mechanischen Komponenten (Antoci et al., 2006). Ob die Komplikationen behandelbar oder persistent waren wurde nicht beschrieben.

2.6 Zugkräfte

2.6.1 Zugkraftniveau und Zugkraftverlauf

In der zur Verfügung stehenden Literatur werden phasenhafte Verläufe hinsichtlich der gemessenen Zugkräfte beschrieben (Wolfson et al., 1990; Baumgart et al., 2004).

Wolfson et. al. berichteten 1990 über die Verlängerung einer kindlichen Tibia um 5 cm. Die erhobenen Zugkräfte unter Kallusdistraction stiegen bis zum 23. Tag linear von 49 N auf 223 N an. Zwischen den Tagen 28 und 44 konnte lediglich eine weitere stetige Kraftzunahme von 22 N registriert werden (Wolfson et al., 1990). Ähnliche Beobachtungen mit anfänglichem Anstieg und anschließendem Plateau der Zugkräfte machten Baumgart et al.. 2004 beschrieben sie erstmals anhand von Zugkraftniveau und Zugkraftanstieg verschiedene Verläufe des Knochensegmenttransports.

Nach Baumgart et al. kommt es beim komplikationslosen Segmenttransport zu Beginn der Distraction zu einem stetigen Kraftanstieg mit Übergang in eine Plateauphase. Dabei wurden Messwerte zwischen 150 N und 250 N ermittelt. Baumgart wertete Ausrichtungs- und Organisationsvorgänge als ursächlich für den Kraftanstieg. Die Plateauphase bildet den Autoren zufolge einen sich einstellenden Gleichgewichtszustand ab. Das Ende der Distraktionsphase wird im Verlauf durch einen erneuten Kraftanstieg unter Registrierung von Messwerten zwischen 350 N und 500 N angekündigt. Den Grund hierfür sehen Baumgart et. al. in der Annäherung des Segments an die Dockingstelle.

Abbildung 6 zeigt die grafische Darstellung des Zugkräfteverlaufs nach Baumgart et al. beim komplikationslosen Segmenttransport.

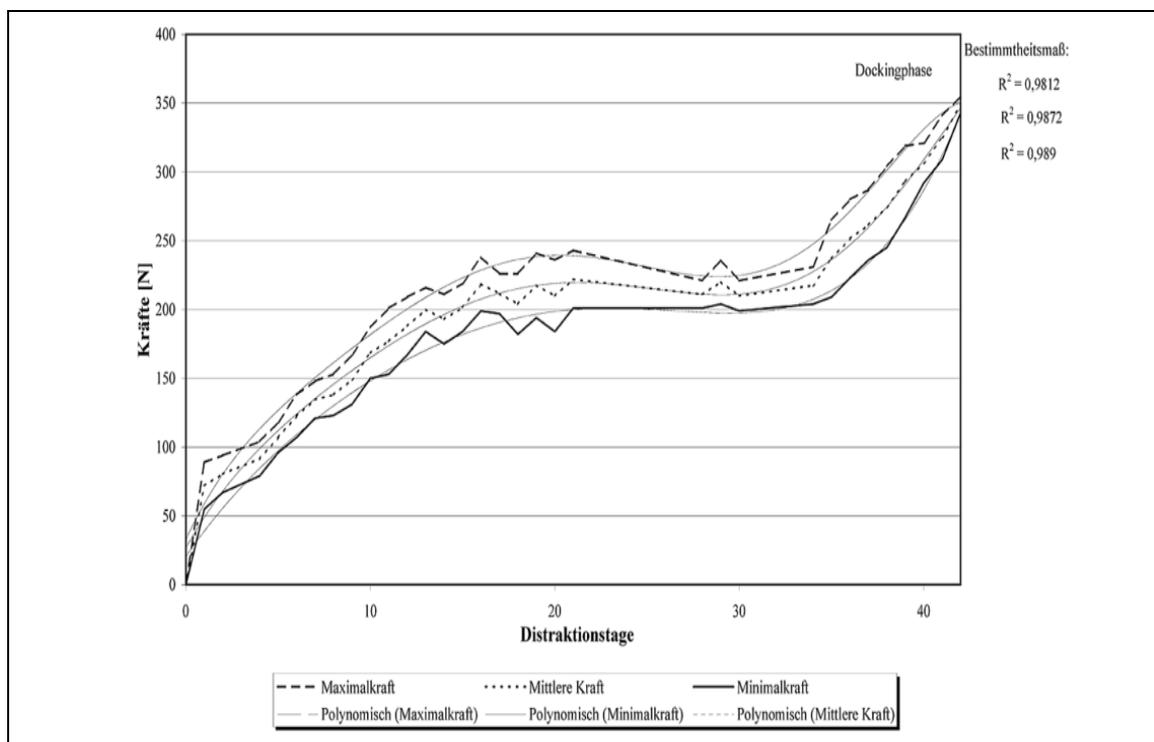


Abb. 6. Phasenhafter Zugkräfteverlauf des komplikationslosen Segmenttransports (Baumgart et al., 2004).

Eine stetige Kraftzunahme von 4 bis 8 N pro Tag während der Plateauphase sahen Baumgart et al. als kritisch. Ihren Erfahrungen nach muss mit einer vorzeitigen knöchernen Überbrückung des Distractionsspalt es zumindest gerechnet werden. Dieser kritische Segmenttransport wurde insbesondere bei Kindern und Jugendlichen sowie metaphysennahen Segmenttransporten beobachtet.

Lässt sich keine Plateauphase bei stetig ansteigenden Zugkräften (bis über 700 N) und einem Kraftgradienten oberhalb von 8 N pro Tag abgrenzen, besteht ein „überkritischer Segmenttransport“. Den Autoren zufolge konnte eine vorzeitige Verknöcherung des

Distractionsspaltes nur durch eine Erhöhung der Zuggeschwindigkeit vermieden werden. Die Zuggeschwindigkeit ist dabei die Regelgröße; durch Steigerung sinkt die Kraft, da das Kallusgewebe weniger „Zeit zur Verknöcherung“ hat. Bei einem Patienten mit einem Kraftgradienten von 12,5 N/Tag trat diese Komplikation danach ein. Hohe Zugkräfte wurden als Hinweis auf eine schnelle und hochwertige Knochenbildung, niedrige Zugkräfte auf eine verzögerte Knochenregeneration gewertet.

2.6.2 Zugkraft und Zugfrequenz

Baumgart et. al. beschrieben weiterhin das Zusammenwirken von Zugkraft und Zugfrequenz. In ihrer Studie wurde bei 5 Patienten in verschiedenen Phasen des Segmenttransports die Zugfrequenz variiert. In allen Fällen konnte bei höherer Zugfrequenz ein niedrigeres Kraftniveau beobachtet werden. Die Autoren schlussfolgerten, dass durch Erhöhung der Zugfrequenz die Strukturbelastungen der mechanischen Komponenten gesenkt werden können bzw. in Zukunft leichtere Systeme trotz effektiver Distractionsformen möglich sind (Baumgart et al., 2004).

3 Material und Methoden

3.1 Patientenkollektiv

Zwischen 2004 und 2010 waren bei 25 Patienten der septischen Abteilung des Unfallkrankenhauses Hamburg über den gesamten Verlauf des Segmenttransports Messungen der Zugkräfte durchgeführt worden und standen für die Analyse zur Verfügung. 22 Segmenttransporte wurden am Unterschenkel (US), 3 am Oberschenkel (OS) durchgeführt. Das Durchschnittsalter betrug 43 Jahre (Spannbreite 14-70 Jahre), die durchschnittliche Defektlänge 9,88 cm (Spannbreite 5-20 cm). Die Ursache für den Knochendefekt war bei allen Patienten eine posttraumatische Osteitis bzw. Osteomyelitis. Die Zugkraftverläufe der 3 OS werden wegen der kleinen Zahl separat dargestellt und beschrieben.

In der statistischen Auswertung finden 22 Patienten mit Segmenttransporten am US Berücksichtigung. Diese wurden in zwei Gruppen aufgeteilt. 16 Patienten bildeten die Gruppe der normalen Segmenttransporte. Hier lag ein unkomplizierter Verlauf von Beginn der Distraction bis Andocken des Transportsegments an der Dockingstelle vor. Bei Ihnen wurden die erhobenen Zugkräfte als herrschende biomechanische Kräfte des ungestörten Segmenttransports angenommen. 6 Patienten bildeten die Gruppe der komplizierten Transporte. Während ihres Knochensegmenttransports kam es zu unterschiedlichen Komplikationen, von denen angenommen wird, dass die Zugkräfte hierdurch beeinflusst wurden. In der Tabelle 1 des Anhangs sind die Merkmale der beiden Gruppen sowie der Oberschenkelsegmenttransporte dargestellt.

3.2 Messtechnik

3.2.1 Technische Messung

Zur Messung der Zugkräfte wurden Sensoren jeweils lateral und medial in die Zugseilenden integriert. Bei den Sensoren handelt es sich um Typ: 8435-6001 Burster (Burster Präzisionsmesstechnik gmbh & Co kg, Talstraße 1-5, 76593 Gernsbach). Sie sind in ein Metallgehäuse („Kraftmessdose“) eingearbeitet. In Abbildung 7 ist ein lateraler Sensor am Unterschenkelmodell durch einen schwarzen Pfeil gekennzeichnet. Bei den Sensoren handelt es sich um Druck-/Zugsensoren. Sie enthalten als Messelemente 4 Dehnungsmessstreifen (DMS). Die DMS sind mittels Folie als Rosetten auf eine Membran geklebt und zu einer Vollbrücke verlötet. Die 4 Lötkontaktstellen werden an einem Stecker

aus dem Gehäuse geführt. Über den vierpoligen Stecker wird der AD-Wandler und Messverstärker angeschlossen. Abbildung 8 zeigt eine Kraftmessdose mit

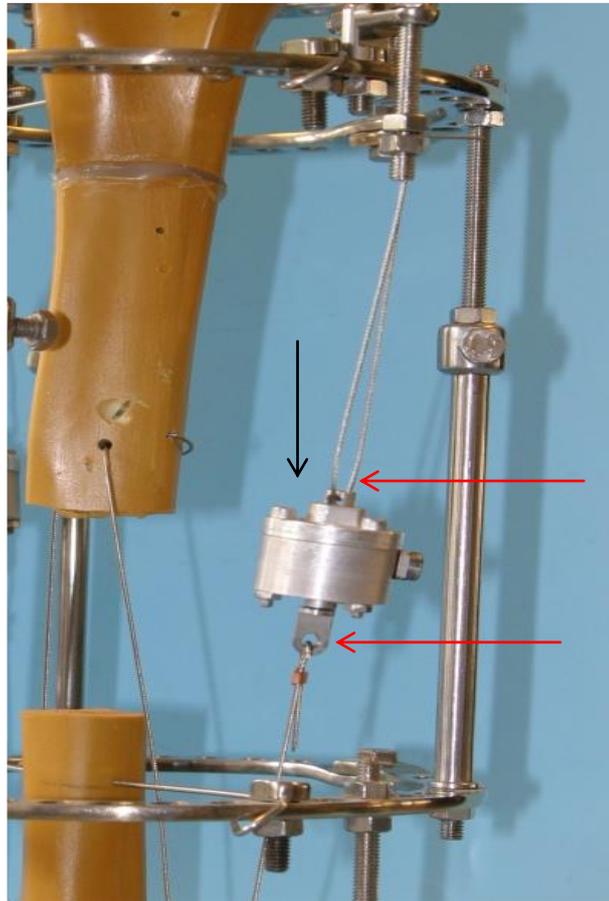


Abb. 7 Kraftmessdose am Transportmechanismus

angeschlossenem Messkabel (gekennzeichnet durch gelben Pfeil). Jeweils am oberen und unteren Ende des Sensors befinden sich Metallösen (gekennzeichnet durch rote Pfeile). Die Ösen werden mit den Zugseilen verbunden. Durch die Distraction während des Segmenttransports werden die DMS gedehnt.

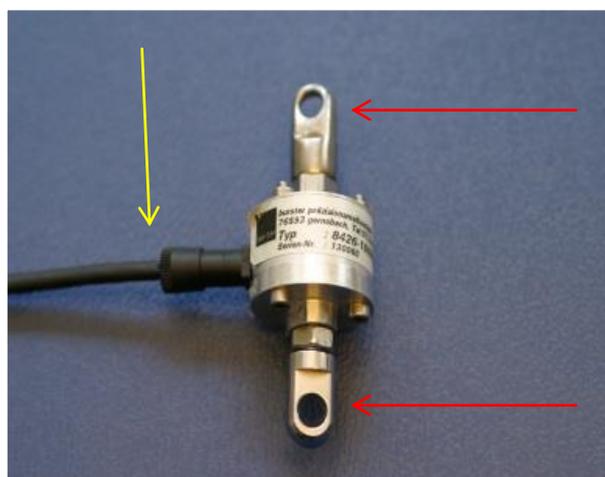


Abb. 8 Zugkraftsensor mit angeschlossenem Messkabel

Die resultierenden Messwerte können mittels PC und dazugehörigem Programm Measurement and Automation Explorer (National Instruments Corporation 11500 N Mopac Expwy Austin, TX 78759-3504) erfasst werden. Vor Einsatz am Patienten werden die Sensoren in einer Prüfmaschine Zwick 1445 (Zwick GmbH & Co KG, August-Nagel-Str. 11, D-89079 Ulm) kalibriert. In Abbildung 9 ist eine Zugsensorprüfung dargestellt.

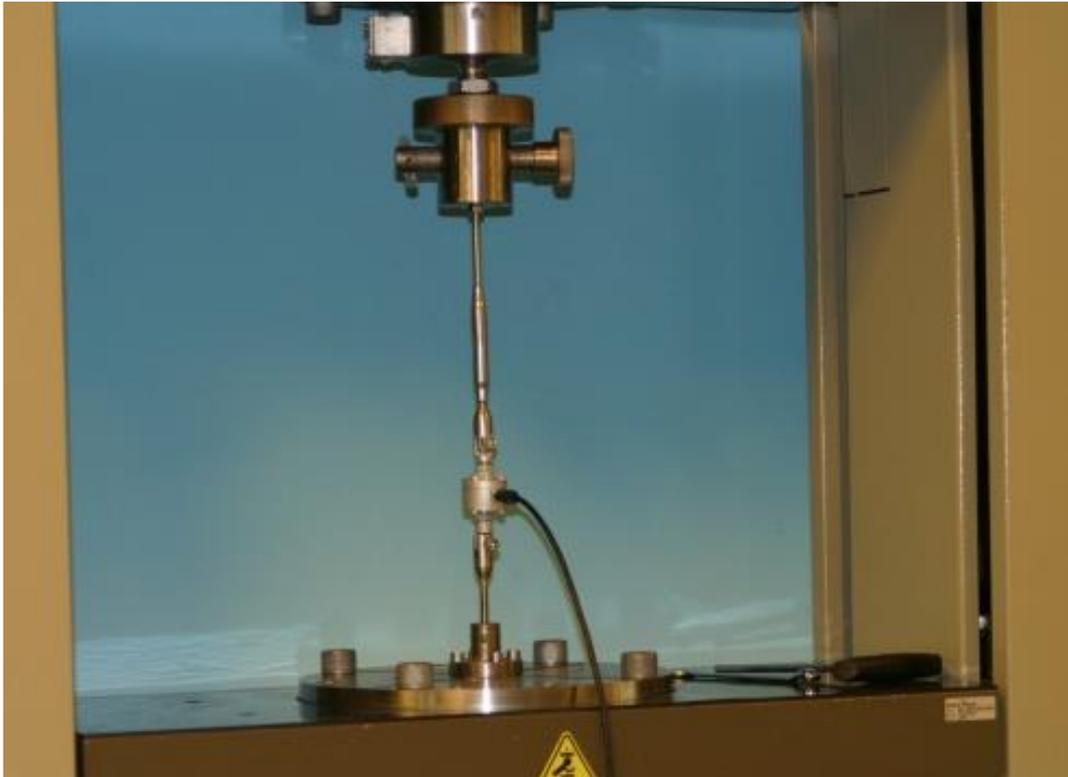


Abb. 9: Kalibrierung der Zugkraftsensoren in der Zwick-Prüfmaschine

Dazu werden sie mit Kräften von 0 bis 1000 N beaufschlagt und Spannungswerte gemessen. Hieraus werden die Parameter des Sensors (k-Faktor und Offset) bestimmt. Durch die Eingabe dieser Daten in das PC-Programm können die Zugkräfte direkt angezeigt werden.

3.2.2 Durchführung der Messung am Patienten

Die Messung der Zugkräfte wurde durch einen Mitarbeiter des Labors für Biomechanik am BUKH durchgeführt. Durch die Verwendung eines Laptops war eine flexible, an die Bedingungen und den Aufenthaltsort des Patienten orientierte Messung möglich. Die Zugkraftmessungen wurden am waagrecht gelagerten, entlasteten und entspannten Bein durchgeführt. Abbildung 10 zeigt die Messeinheit am Patienten bei einem Unterschenkelsegmenttransport im Krankenzimmer. Mit den Messungen wurde in Abhängigkeit von Verfügbarkeit und Aufenthaltsort des Patienten zur Erfassung von

Ausgangswerten in der Regel noch vor Start der Distraction begonnen. Teilweise wurden Messdaten während eines stationären Aufenthaltes, teilweise bei ambulanten Wiedervorstellungen erhoben. Unabhängig von Problemen, Komplikationen oder erneuten Operationen wurden Zugkräfte während des Segmenttransports gemessen. Die Beurteilung verschiedener Transport- bzw. Zugkraftverläufe ist hierdurch möglich.



Abb. 10: Messeinheit am Patienten im Krankenzimmer des BUKH

3.3 Datenauswertung

Ziel war es, Zugkraftverläufe für jeden Patienten graphisch darzustellen und zu interpretieren sowie mit den bisherigen Publikationen zu vergleichen. Aufgrund der Analyse waren dann Parameter zu definieren, welche eine statistische Auswertung und Vergleiche mit dem klinischen Verlauf ermöglichten. Hierzu kamen insbesondere Kraftniveau und Kraftanstieg an definierten Tagen bzw. über definierte Zeiträume in Betracht.

Aufgrund unterschiedlicher Verfügbarkeit der Patienten durch verschiedene klinische Verläufe mussten die verschiedenen Messzeitpunkte sowie die Anzahl der Messungen für jeden Patienten individuell abgestuft werden. Patienten mit kurzen stationären Aufenthalten und wenigen ambulanten Wiedervorstellungen boten seltener Gelegenheit

zur Zugkraftmessung. Bei anderen Patienten mit vorwiegend stationärer Behandlung konnten Messwerte häufiger, in Einzelfällen nahezu täglich erfasst werden.

3.3.1 Untersuchung Zugkräfteverlauf

Zur Auswertung des Verlaufs wurden die Summenwerte der medial und lateral erhobenen Zugkraft gegen die Distractionstage graphisch aufgetragen. In Tabelle 2 (siehe Anhang) sind die Summenwerte für jeden Patienten dargestellt. Bei kleiner Anzahl an Messwerten pro Patient wurden die Punkte durch Geraden miteinander verbunden. Bei 10 und mehr erhobenen Messwerten pro Patient konnte eine Kurve durch Spline-Interpolation zur vereinfachten Verlaufsbeurteilung erstellt werden. Verwendet wurde **R**. Dieses ist ein Programm zur statistischen Datenanalyse und im Internet frei erhältlich (www.r-project.org/). Splines sind abschnittsweise stetige Polynomfunktionen 2. oder 3. Ordnung mit denen unbekannte Funktionen zwischen Messpunkten geschätzt werden können.

Die graphische Darstellung in **R** erstellter Zugkraftverläufe der normalen Segmenttransporte erfolgte differenziert nach Defektlänge in Anlehnung an Gerlach et al. (Gerlach et al., 2007). Zu überbrückende Defekte einer Länge < 8 cm wurden als kurzstreckig, Defekte einer Länge 8 bis 10 cm als mittelstreckig und Segmenttransporte einer Strecke >10 cm als langstreckig klassifiziert.

Aus der Gruppe der komplizierten Segmenttransporte wurde für jede Komplikation beispielhaft ein Zugkräfteverlauf in **R** erstellt. Der Kurvenverlauf wurde von Beginn der Distraction bis Eintreten der Komplikation abgebildet. Die Behandlung der Komplikation bis zum erneuten Beginn der Distraction zeigt sich durch eine Unterbrechung im Kurvenverlauf. Der Kurvenverlauf nach Unterbrechung stellt den erneuten Beginn der Distraction bis Ende des Segmenttransports dar.

3.3.1.1 Bestimmung Zugkraft

Nach der bisherigen Datenlage (Baumgart et al., 2004; Gerlach et al., 2007) ist mit einer relativ variablen Initialphase (z.B. Anspannen der Drähte) von 2 Wochen zu rechnen. Es wurde deshalb der Zugkraftmesswert am 15. Tag als Parameter für die frühe Distraction festgelegt. Bei nicht allen Patienten wurden am Tag 15 Zugkraftmessungen durchgeführt. In diesen Fällen wurde bei Patienten mit weniger als 10 Messwerten linear interpoliert und so die Zugkraft am Tag 15 berechnet. Bei Patienten mit 10 Messwerten und mehr wurden die Zugkräfte für den Tag 15 anhand der Spline-Interpolation ermittelt. Auf gleiche Weise wurde der Kraftwert „Distractionsmittle“ bestimmt. Er ist definiert als Parameter für die Zugkraft im weiteren Verlauf der Distraction.

3.3.1.2 Bestimmung Zugkraftanstieg

Aufgrund der verschiedenen Defektlängen konnte bei jedem Patienten mit einer verschieden langen Distraktions- und somit auch Plateauphase gerechnet werden. Neben der Bestimmung des Zugkraftanstiegs am Tag 15 und am Tag „Distraktionsmitte“ wurde der Anstieg zwischen Tag 15 und dem Tag „Distraktionsmitte“ berechnet.

In Abbildung 11 ist die Methode der Zugkraft- und Zugkraftanstiegsbestimmung skizziert, jeweils für einen Segmenttransport mit weniger als 10 sowie 10 und mehr Messwerten. Auf der roten spline-interpolierten Kraftkurve des Patienten CS sind Tag 15 und der Tag „Distraktionsmitte“ durch schwarze Punkte gekennzeichnet. Mit der Software *R* wurden sowohl die Zugkräfte an beiden Tagen als auch der Zugkraftanstieg pro Tag zwischen den Punkten berechnet. Die Vorgehensweise bzw. Programmiersprache ist in einem Flow-Chart dargestellt (siehe Anhang S. 55). Bei Patienten mit weniger als 10 Messwerten wurden die Zugkräfte an Tag 15 und Tag „Distraktionsmitte“ mittels Anstiegsdreieck berechnet. In der blauen Messkurve des Patienten SF sind die Anstiegsdreiecke zur Zugkraftberechnung an beiden Tagen eingezeichnet. Ebenfalls orange markiert sind die Tage sowie die Gerade zwischen ihnen. Aus den ermittelten Zugkräften an Tag 15 und Tag „Distraktionsmitte“ wurde der lineare Kraftanstieg pro Tag bestimmt. Beide Punkte bilden die erste Hälfte der zu erwartenden Distraktionsphase ab.

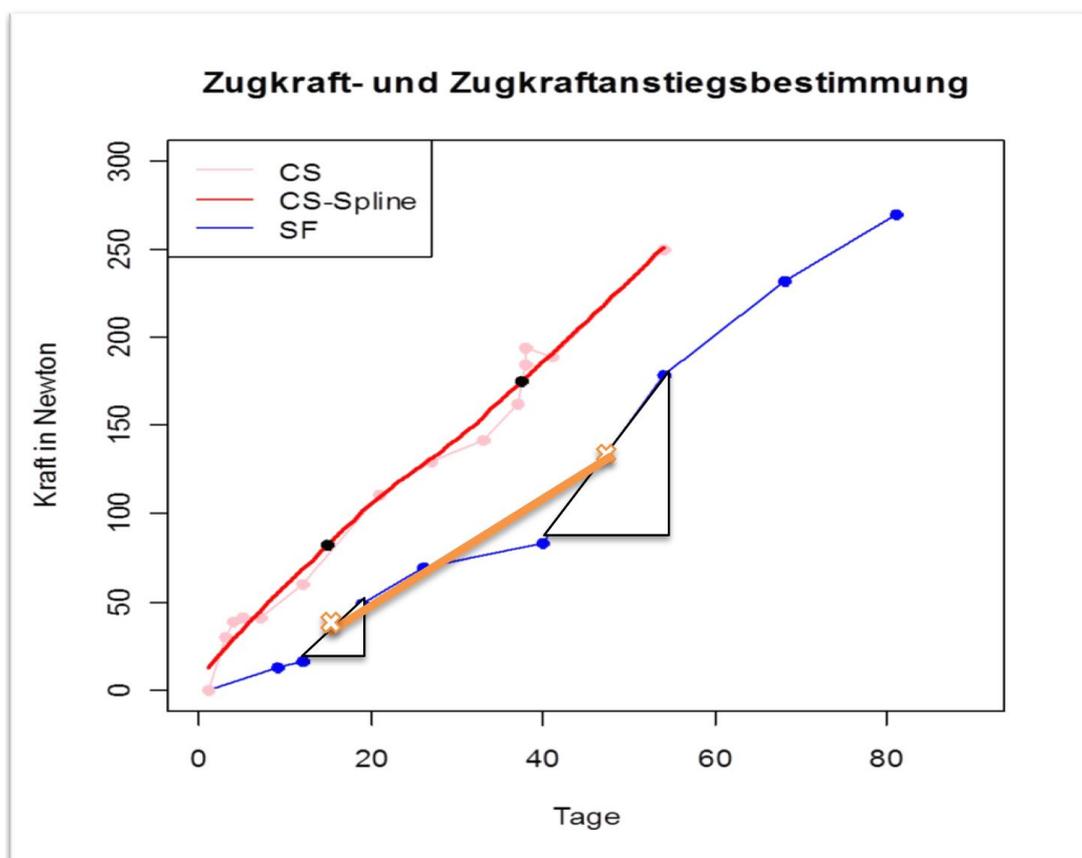


Abb. 11: Darstellung der verschiedenen Zugkraftkurven sowie Tage zur Berechnung der Zugkraft und des Zugkraftanstiegs (CS Tag 15 und Tag 37,5 / SF Tag 15 und Tag 52,5).

3.3.2 Vergleich normaler und komplizierter Segmenttransport

Durch den Vergleich von Zugkraft und Kraftanstieg des normalen und komplizierten Verlaufs wurden Hinweise für den prädiktiven Wert von Zugkraftmessungen während Segmenttransports erwartet. Einerseits wurden die Mittelwerte von Zugkraft und Kraftanstieg am Tag 15 gegenübergestellt. Andererseits wurden die Variablen zum Zeitpunkt „Distractionsmitte“ verglichen. Dadurch sollte untersucht werden, ob sich Distractionskräfte bei verschiedenen Verläufen generell oder lediglich bei Eintreten einer Komplikation unterscheiden. In beiden Gruppen wurden die Mittelwerte der Variablen Zugkraft und Kraftanstieg durch den Wilcoxon- Rangsummentest verglichen. Der Wilcoxon-Rangsummentest ist ein Äquivalent zum Mann-Whitney-U-Test und für den Vergleich zweier unabhängiger Stichproben, die unterschiedliche Umfänge besitzen können, geeignet. Der Test wurde in SAS (SAS Institute GmbH, In der Neckarhelle 162, 69118 Heidelberg) computergestützt durchgeführt. Das Signifikanzniveau lag bei $< 5\%$. In Tabelle 3 (siehe Anhang) sind die Werte der verschiedenen Zeitpunkte für jeden Patienten und die berechneten Mittelwerte sowie Standardabweichungen dargestellt.

3.3.3 Korrelation Zugkraft und Zugkraftanstieg mit patientenbezogenen

Variablen

Ziel war es weiterhin, Zusammenhänge zwischen Zugkraft und möglichen patientenbezogenen Eigenschaften zu untersuchen. Die Darstellung der unabhängigen und abhängigen Variable erfolgte jeweils in einem Streudiagramm. Bei den Variablen handelt es sich um Alter, Körpergewicht, Körpergröße, Defektlänge, Tag des Zugbeginns nach Kortikotomie und Distractions-Konsolidationsindex (DCI). Die Merkmale sind in Tabelle 4 des Anhangs abgebildet (siehe Anhang). Zur Beurteilung der Güte der Approximation wurde das Bestimmtheitsmaß R^2 und der Pearson-Korrelationskoeffizient r berechnet. Anhand von r lässt sich einschätzen, ob der Zusammenhang schwach ($r < 0,3$), moderat ($0,3 < r < 0,7$) oder stark ($r > 0,7$) ist (Ziegler, 2005). Weiterhin wurde r auf Signifikanz gegen Null geprüft. Die Nullhypothese wurde zugunsten der Alternativhypothese abgelehnt, wenn bei der gewählten Irrtumswahrscheinlichkeit und den vorliegenden Freiheitsgraden FG r in „Angewandte Statistik“ von Lothar Sachs tabellierte Werte erreicht oder überschreitet (Sachs, 1978). Die Freiheitsgrade errechneten sich aus der Differenz der Patientenanzahl n und dem Wert 2 ($FG = n - 2$). In den Korrelationsuntersuchungen der 16 Patienten ($FG = 14$) ist r auf dem 5%-Niveau ab 0,497 signifikant, bei den Korrelationsuntersuchungen mit 6 Patienten ($FG = 4$) ab 0,811 (Sachs, 1978). Die Erstellung der Diagramme sowie die Berechnung von Bestimmtheitsmaß und Pearson-Korrelationskoeffizient erfolgten in Excel 2010 für Windows (Microsoft Corporation, One Microsoft Way, Redmond, WA 98052-6399, USA).

Der Distraktions-Konsolidationsindex wird folgendermaßen bestimmt:

$$DCI = \frac{\text{Distraktionszeit} + \text{Konsolidationszeit in Tagen}}{\text{Defektlänge in cm}} \quad (\text{Fischgrund et al., 1994}).$$

Die Distraktionszeit beginnt mit dem Tag der Kortikotomie und ist mit dem Andocken des Transportsegments an das korrespondierende Hauptfragment beendet. Anschließend beginnt die Konsolidationszeit, in der das Knochenregenerat zunehmend mineralisiert. Das Ende der Konsolidationszeit wurde durch das Datum der Indikationsstellung zur Vollbelastung definiert.

4 Ergebnisse

4.1 Zugkräfteverlauf

In den Abbildungen 12 bis 16 sind die individuellen Zugkraftverläufe graphisch dargestellt. Enthalten die Patienteninitialen die Zusatzbezeichnung „Spline“ wurde bei 10 und mehr Messwerten zusätzlich zu den Rohwerten eine Kurve durch Spline-Interpolation erstellt.

4.1.1 Normaler Segmenttransport Unterschenkel

In Abbildung 12 ist der normale Segmenttransport mit Knochendefekten von 5 bis 7 cm dargestellt. 2 Kurven (MK, BA) zeigen einen gleichmäßigen Anstieg der Zugkräfte während des Transports. Die Kurve des Patienten SF zeigt nach dem anfänglichen Kraftanstieg ein Abflachen des Kraftanstiegs ab dem 25. Tag, bevor es am 40. Tag zu einem progressiven Kraftanstieg kommt.

Nach kontinuierlichem Kraftanstieg zu Beginn lässt sich beim Patienten JR zwischen dem 30. und 45. Tag eine Plateauphase abgrenzen. Anschließend kommt es gegen Ende der Distraction zu einem progressiven Kraftanstieg. Die Kurve des Patienten FP kann aufgrund der wenigen Messwerte nach Tag 15 nicht hinreichend interpretiert werden. Sowohl eine stetige Kraftzunahme als auch eine Plateauphase erscheinen im Verlauf möglich.

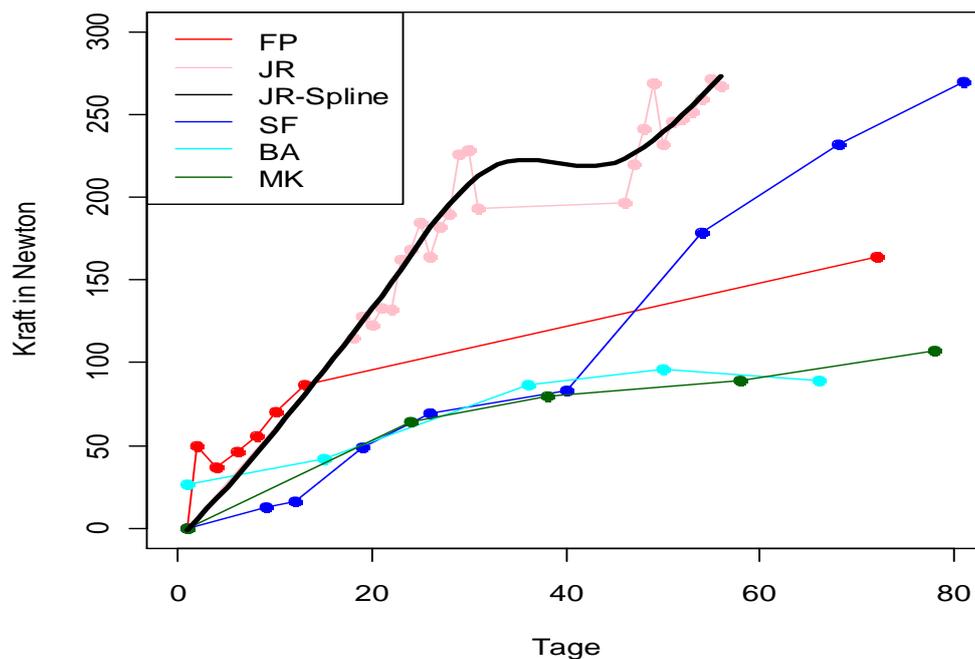


Abb. 12: Kurzstreckiger Segmenttransport

In den Abbildungen 13 und 14 sind die Patienten mit Defektlängen von 8 bis 10 cm und normalem Segmenttransport abgebildet. 5 Patienten zeigen einen fast linearen Kraftanstieg während der gesamten Distraktionsphase (TP, HS, TJ, CS). 3 Kurven (DT, SP, UE) zeigen nach anfänglichen Kraftanstiegen bis ca. 100 N ein Nachlassen des Kraftanstiegs. Die Zugkraft steigt im weiteren Verlauf ab dem 25. (UE), 35. (DT) und 50.

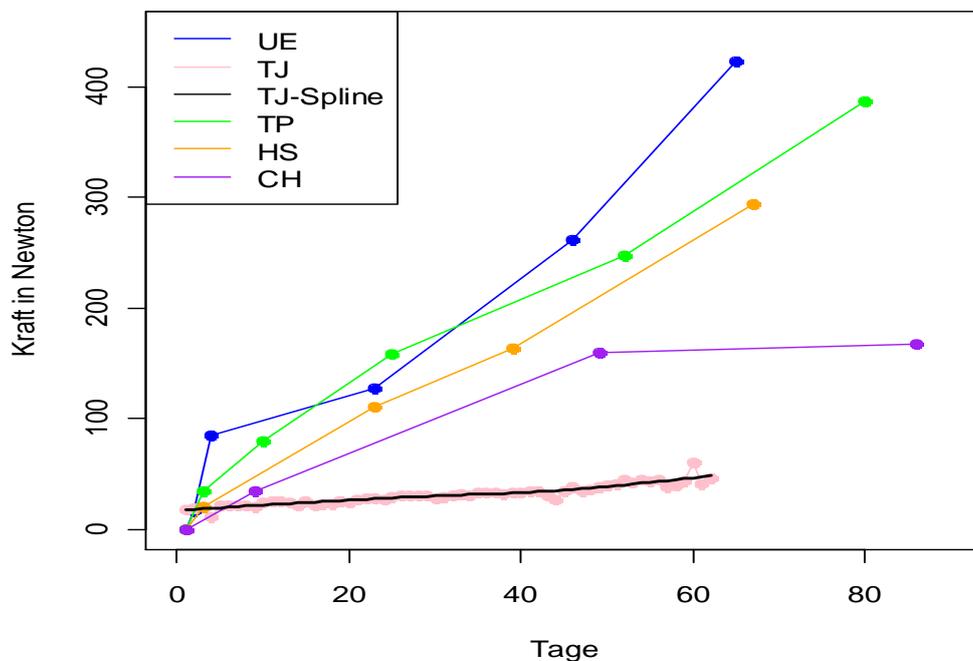


Abb. 14: Mittelstreckiger Segmenttransport 1

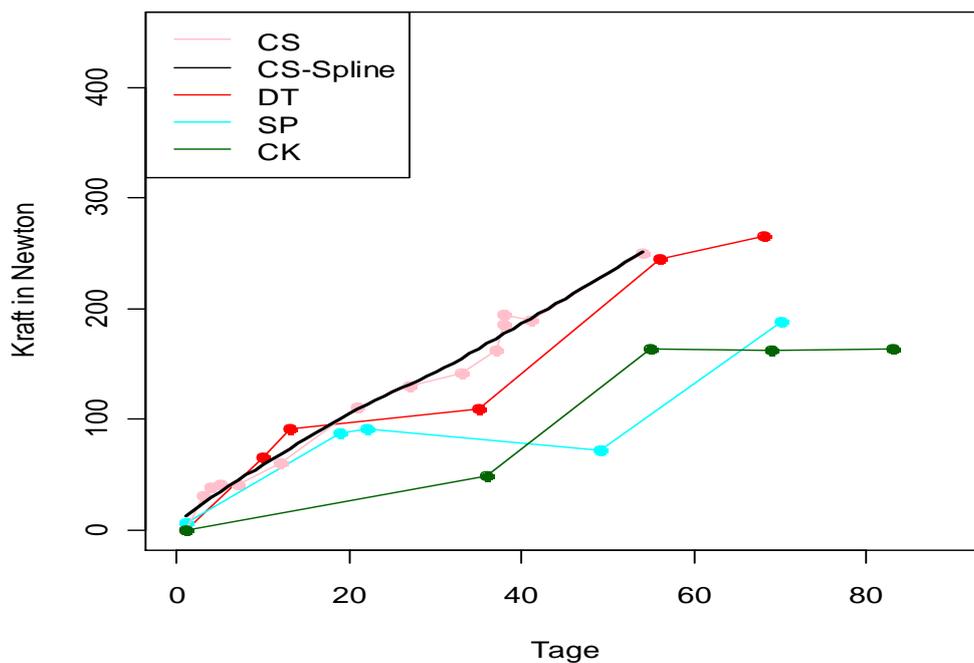


Abb. 13: Mittelstreckiger Segmenttransport 2

(SP) Tag wieder an. Dieser Verlauf könnte eine Plateauphase darstellen. Bei den Patienten CH und CK ist die Verlaufsinterpretation aufgrund geringer Messwerte schwierig. Die Zugkraft von CH nimmt kontinuierlich bis zum 45. Tag zu, bevor sie im weiteren Verlauf fast stagniert. Bei CK nimmt die Zugkraft erst leicht, ab dem 35. Tag dann mehr zu, bevor ab dem 55. Tag die Zugkraft ebenfalls stagniert.

Die Abbildung 15 zeigt Segmenttransporte bei Patienten mit Knochendefekten größer 10 cm. Nach einem anfänglichen Kraftanstieg auf 64 N bis zum 24. Tag bei CA fällt der tägliche Kraftanstieg im weiteren Verlauf geringer aus. Die Zugkraft erhöht sich in den folgenden 146 Tagen um weitere 64 N auf 128 N. Bei dem Patienten SKB steigt die

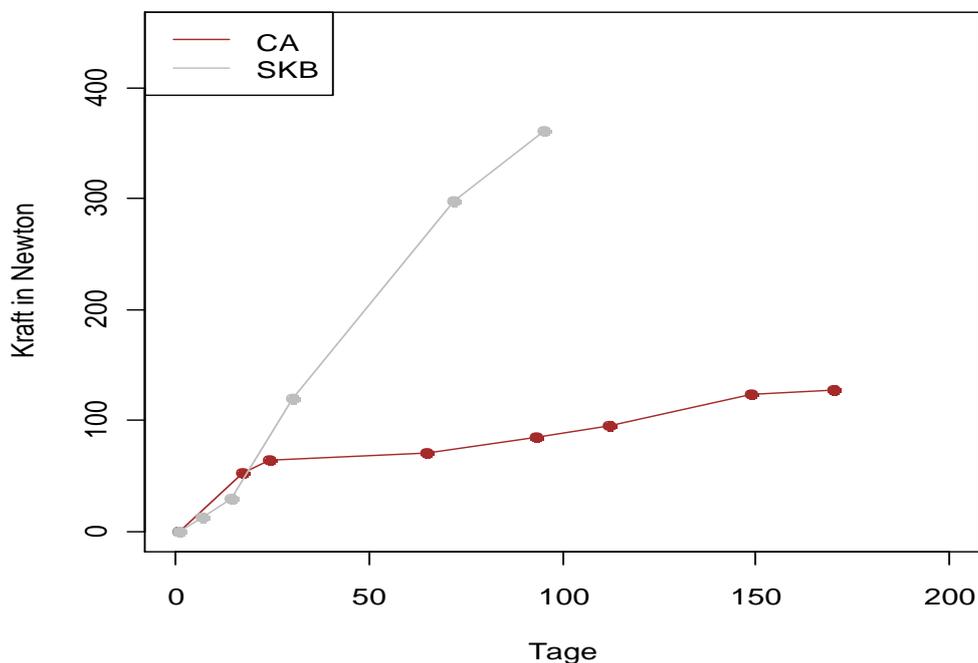


Abb. 15: Langstreckiger Segmenttransport

Zugkraft von Distraktionsbeginn bis -ende stetig bis auf 361 N nach 95 Tagen an. Zusammenfassend lagen beim normalen Segmenttransport am Unterschenkel die Zugkräfte nach der Hälfte der Distraktionsphase zwischen 36 N und 300 N. Differenziert nach Defektlänge wurden in der Gruppe der kurzstreckigen Segmenttransporte Werte zwischen 85 N und 205 N ermittelt. Beim mittelstreckigen Segmenttransport lagen die Zugkräfte zwischen 36 N und 300 N, beim langstreckigen zwischen 81 N und 234 N. Die Kraftzunahme zwischen dem 15. Tag und der Hälfte der Distraktionsphase wurde zwischen 0,3 N/d und 7,54 N/d ermittelt. Für den kurzstreckigen Segmenttransport lag der tägliche Kraftanstieg zwischen 1,25 N/d und 7,54 N/d. Beim mittelstreckigen Segmenttransport konnten 0,3 N/d bis 4,59 N/d, beim langstreckigen Segmenttransport

0,45 N/d bis 4,75 N/d ermittelt werden. Die Werte sind in Tabelle 3 des Anhangs dargestellt.

4.1.2 Komplizierter Segmenttransport Unterschenkel

Bei 6 der 22 Patienten mit Segmenttransport am Unterschenkel wurden Operationen aufgrund von Komplikationen notwendig. In Abbildung 16 ist je ein Beispiel der Komplikationen dargestellt. Nach den Operationen wurden die Zugseile erneut gespannt und mit Aufnahme der Distraction die Zugkräfte abgeleitet, zu erkennen an einer Unterbrechung des Kurvenverlaufs. 3 Patienten erhielten eine Neuanlage des Transportmechanismus aufgrund von Zugseilrissen. 2 Patienten wurden rekortikotomiert bei vorzeitiger Konsolidation. Bei einem Patienten musste ein Abweichen des Transportsegments operativ korrigiert werden. Das Zugkraftniveau am Tag 15 bei Patienten mit kompliziertem Segmenttransport lag bei 31 N bis 176 N. Vor Eintreten der Komplikationen wurden Zugkräfte von 188 N bis maximal 411 N registriert. Am Tag 15 wurden Kraftanstiege zwischen 2,58 N/d und 5,8 N/d registriert. Ab Tag 15 bis zum Eintreffen der Komplikation konnten 2,39 N/d bis 14 N/d ermittelt werden (siehe Anhang Tabelle 3). Hinsichtlich der täglichen Kraftzunahme von Tag 15 bis zum Auftreten der Komplikation handelt es sich nach Baumgart um 2 normale, 2 kritische und 2 überkritische Segmenttransporte (Baumgart et al., 2004).

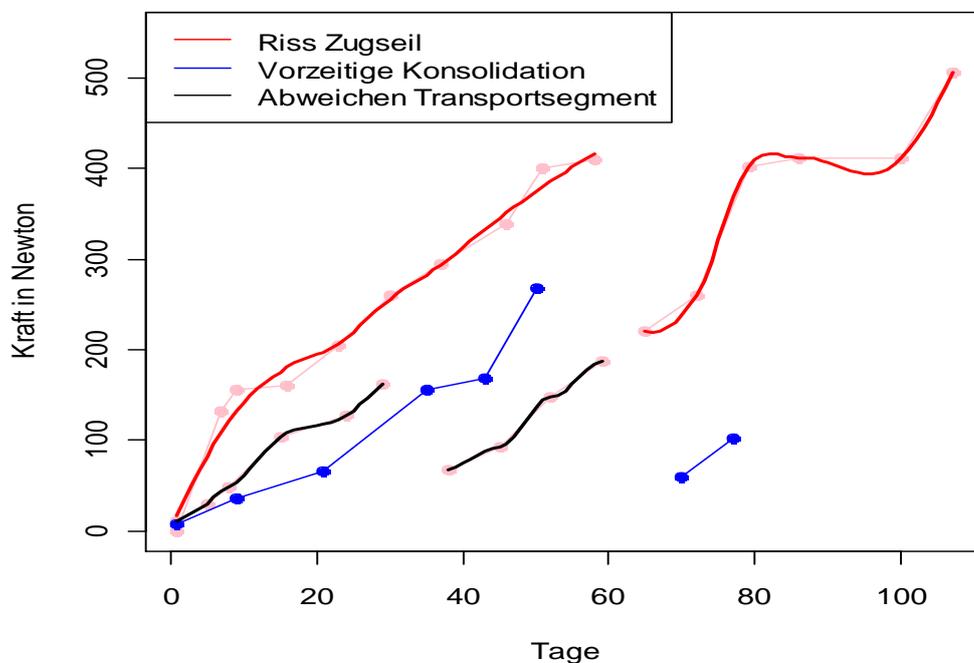


Abb. 16: Komplizierter Segmenttransport

4.1.3 Vergleich normaler und komplizierter Segmenttransport

In den Abbildungen 17 und 18 sind der normale und komplizierte Unterschenkelsegmenttransport zu verschiedenen Zeitpunkten gegenübergestellt. Abgebildet sind mittlere Zugkraft sowie mittlerer Kraftanstieg und die jeweiligen Standardabweichungen anhand eines Balkendiagramms.

Am Tag 15 betrug die mittlere Zugkraft in der Gruppe der normalen Segmenttransporte 65,53 N (SD=30,07 N), die der komplizierten Transporte 108,94 N (SD=55,42N). Zum Zeitpunkt „Distractionsmitte“ lag bei den normalen Verläufen die mittlere Zugkraft bei 160,35 N (SD=78,70 N). Die mittlere Zugkraft vor Eintreten der Komplikationen war mit 273,82 N (SD=93,39 N) signifikant höher ($p=0,023$).

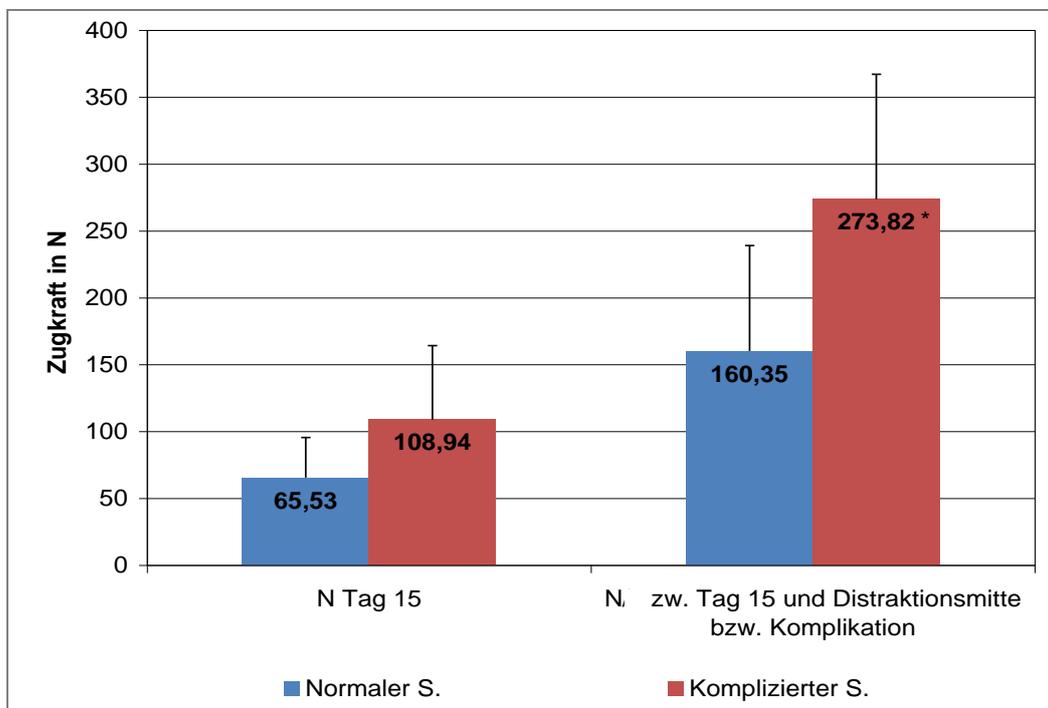


Abb. 17: Vergleich Zugkraft von normalem und kompliziertem Segmenttransport zu verschiedenen Zeitpunkten. Gegenübergestellt ist die Zugkraft am Tag 15 sowie beim normalen Verlauf zum Zeitpunkt „Distractionsmitte“ und beim komplizierten Verlauf direkt vor Eintreten der Komplikation.

Am Tag 15 betrug der durchschnittliche Kraftanstieg der normalen Segmenttransporte 3,68 N/d (SD=2,03 N/d). In der Gruppe der komplizierten Segmenttransporte betrug der mittlere Kraftanstieg 4,48 N/d (SD=1,23 N/d). Im weiteren Verlauf wurde bei den normalen Transporten zwischen Tag 15 und „Distractionsmitte“ ein durchschnittlicher Kraftanstieg von 3,08 N/d (SD=2,14 N/d) ermittelt. In der Gruppe der komplizierten Verläufe zwischen Tag 15 und Eintreten der Komplikation war dieser mit 7,29 N/d (SD=4,43 N/d) signifikant höher ($p=0,03$).

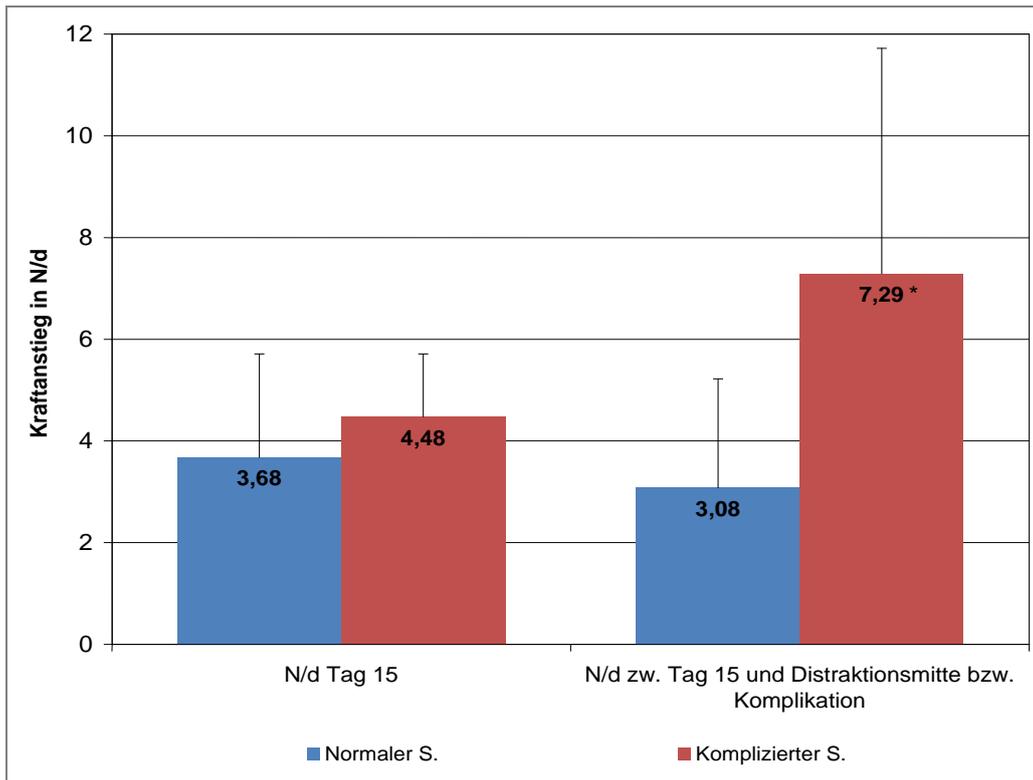


Abb. 18: Vergleich tägliche Kraftzunahme von normalem und kompliziertem Segmenttransport zu verschiedenen Zeitpunkten. Gegenübergestellt ist die tägliche Kraftzunahme am Tag 15 sowie beim normalen Verlauf zum Zeitpunkt „Distraktionsmitte“ und beim komplizierten Verlauf direkt vor Eintreten der Komplikation.

4.2 Korrelation Zugkraft mit patientenbezogenen Variablen

Bei den 16 Patienten mit normalem Segmenttransport und unbeeinflusstem Zugkräfteverlauf interessierte weiterhin der Einfluss patientenbezogener Merkmale. Aufgrund der Beobachtung, dass sich bei Patienten mit hohen Zugkräften hohe tägliche Kraftzunahmen entwickelten, wurden beide Parameter mittels linearer Regressionsgerade und Bestimmtheitsmaß R^2 korreliert. In Abbildung 19 sind die Zugkraft in Newton auf der y-Achse sowie der Kraftanstieg in Newton pro Tag auf der x-Achse aufgetragen. Da sich zwischen Zugkraft und täglicher Kraftzunahme ein linearer Zusammenhang zeigte ($R^2=0,6239$, $p<0,05$), wurde lediglich die Zugkraft auf funktionale Zusammenhänge mit patientenbezogenen Merkmalen weiter untersucht.

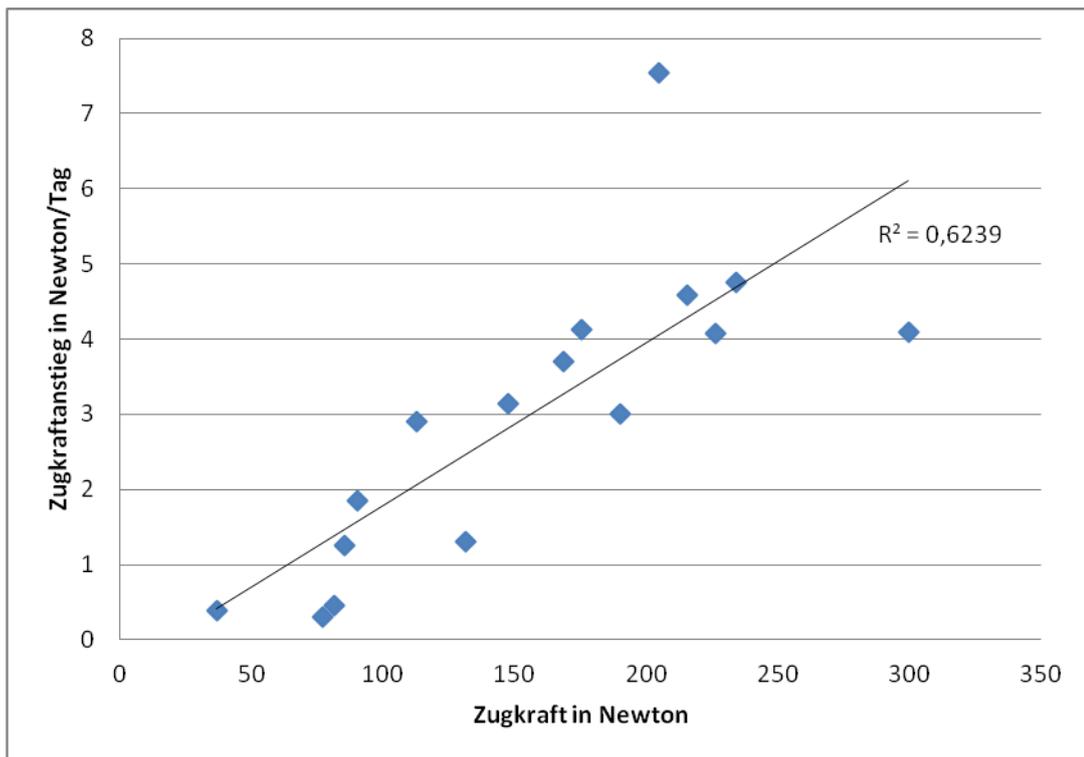


Abb. 19: Korrelationsuntersuchung von Zugkraft und Zugkraftanstieg

In den Abbildungen 20 bis 23 sind die Zugkräfte zum Zeitpunkt Distraktionsmitte gegen Alter, Körpergröße, Körpergewicht und Knochendefektlänge der Patienten aufgetragen. In Abbildung 20 ist die Zugkraft in Abhängigkeit vom Patientenalter dargestellt. Die Regressionsgerade steigt von 125 N bei 14 Jahren bis 190 N bei 65 Jahren an. Das Bestimmtheitsmaß ist mit 0,0778 gering.

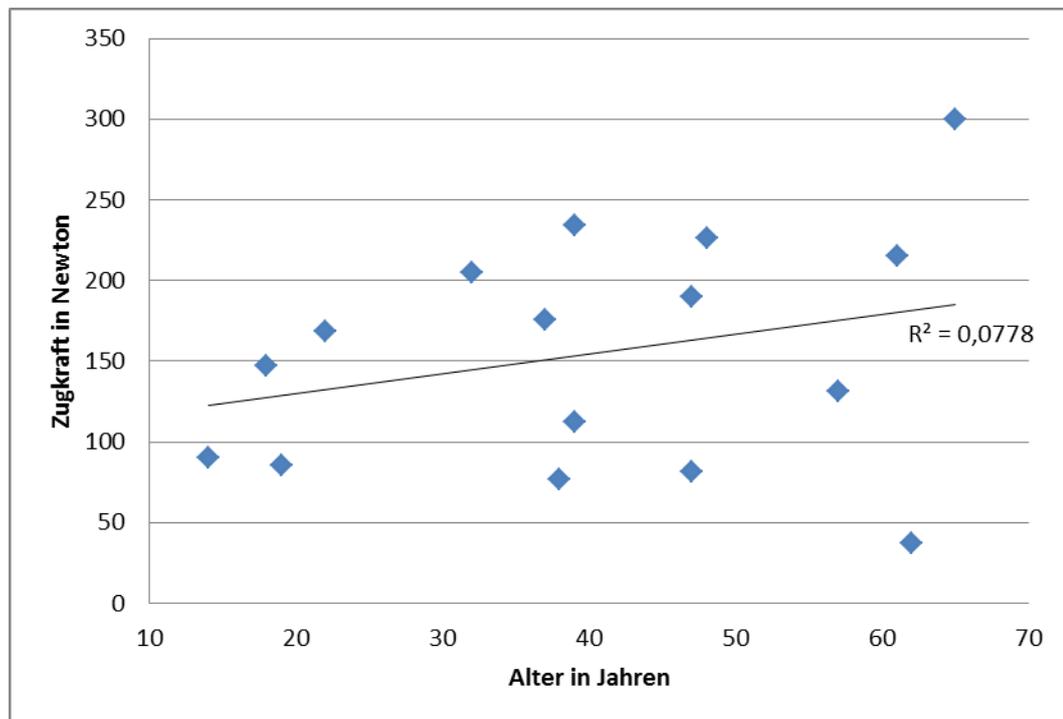


Abb. 20: Korrelationsuntersuchung von Zugkraft und Patientenalter

Abbildung 21 zeigt die Zugkraft in Abhängigkeit von der Körpergröße. Die Regressionslinie verläuft nahezu waagrecht von ca. 148 N bei 1,53 m bis ca. 155 N bei 1,92 m Körpergröße ($R^2=0,0039$).

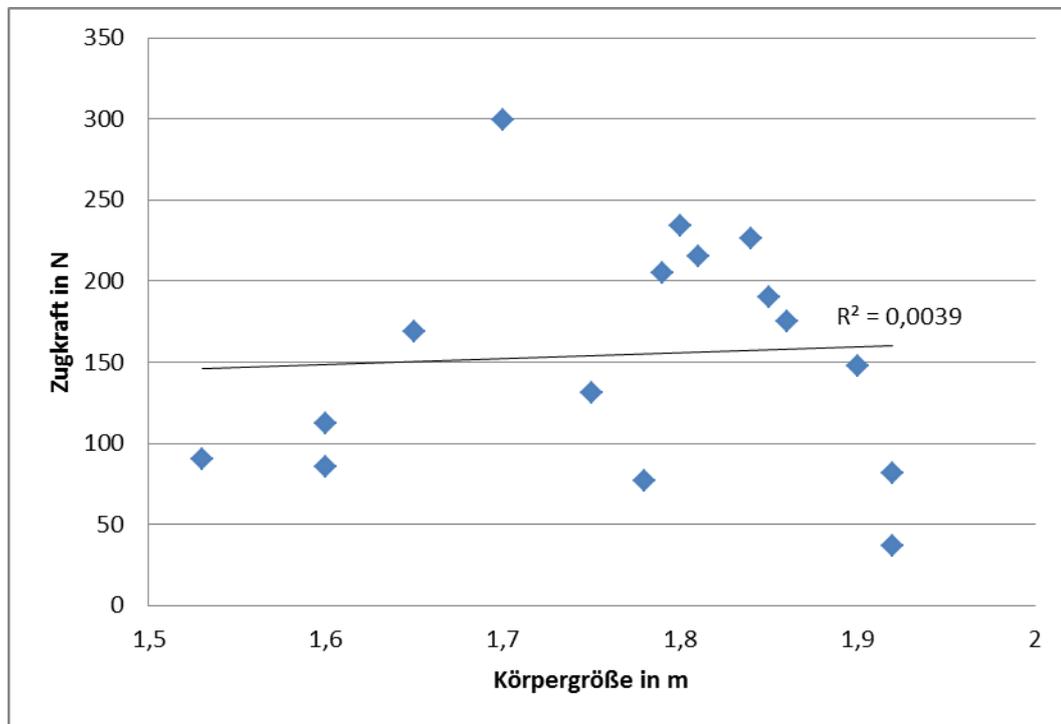


Abb. 21: Korrelationsuntersuchung von Zugkraft und Körpergröße

In der Abbildung 22 ist die Zugkraft in Abhängigkeit vom Körpergewicht abgebildet. Auf der x-Achse ist das Körpergewicht in Kilogramm von 40 kg bis 120 kg aufgetragen. Die

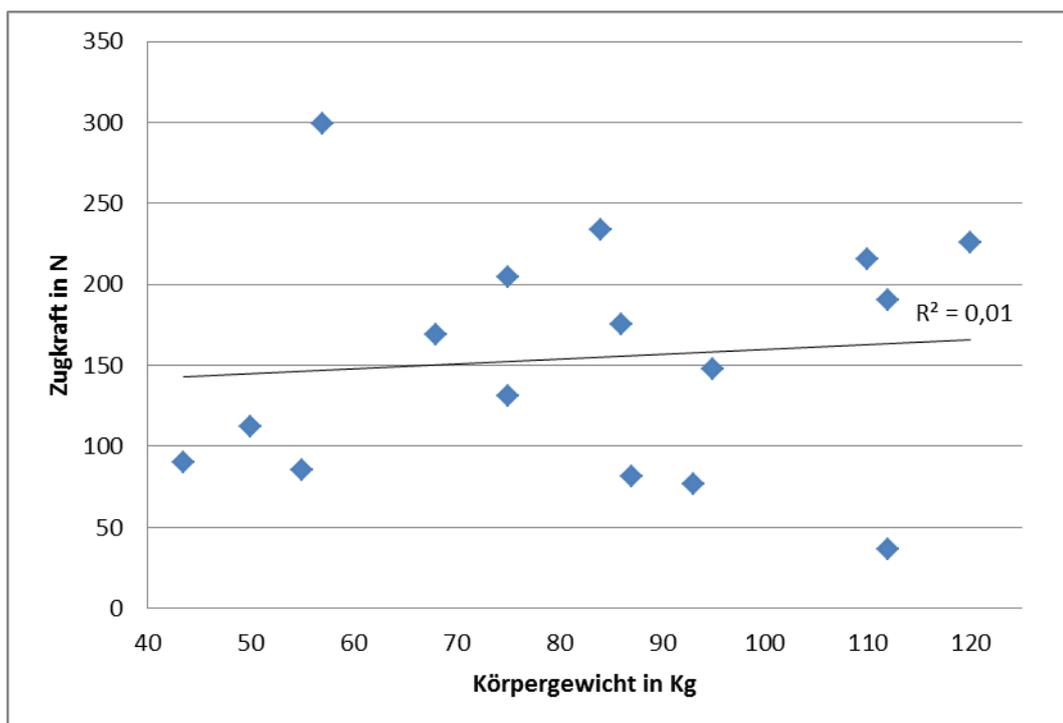


Abb. 22: Korrelationsuntersuchung Zugkraft und Körpergewicht

Regressionsgerade verläuft fast waagrecht von ca. 145 N bei 43,5 kg bis ca. 160 N bei 112 kg ($R^2=0,01$).

Abbildung 23 zeigt die Zugkraft in Abhängigkeit von der Knochendefektlänge. Die Regressionsgerade steigt von ca. 145 N bei 5 cm auf ca. 170 N bei 14 cm ($R^2=0,0167$). Ein statistischer Zusammenhang mit der Zugkraft konnte somit weder für Alter, Körpergröße und Körpergewicht noch für die Länge des Defektes nachgewiesen werden ($p>0,05$).

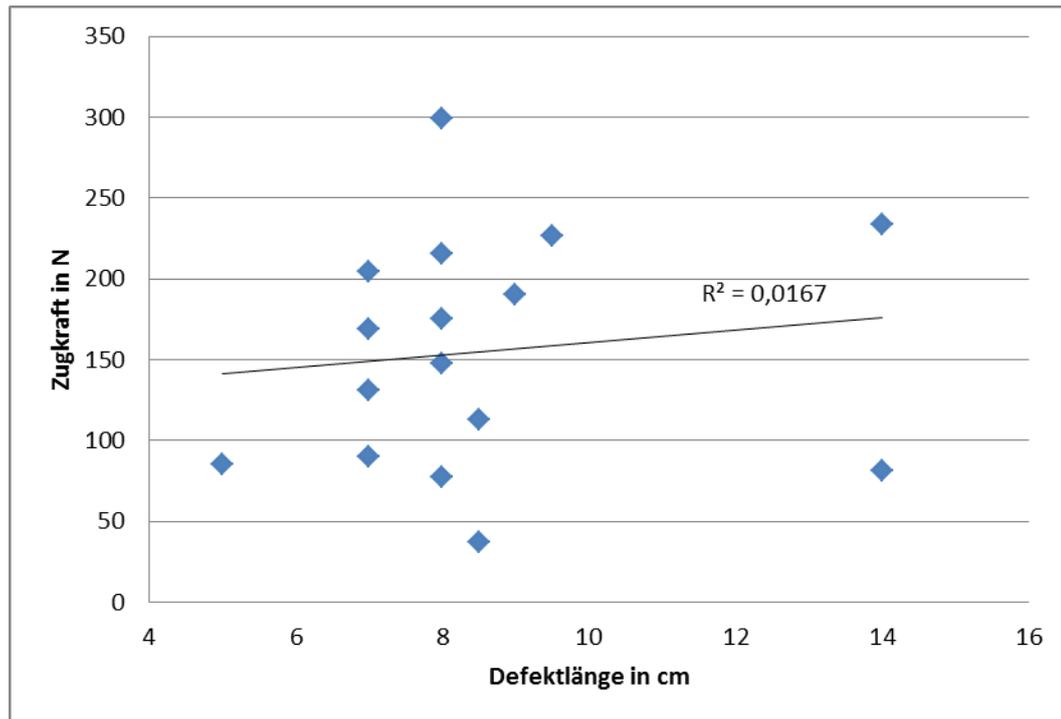


Abb. 23: Korrelationsuntersuchung Zugkraft und Knochendefektlänge

4.3 Korrelation Zugkraft mit Zugbeginn

Als eine verfahrensabhängige Variable wurde der Zugbeginn auf einen möglichen Zusammenhang mit der Zugkraft hin untersucht. Der Zugbeginn beschreibt den Tag nach Kortikotomie, an dem mit der Distraction begonnen wurde.

In Abbildung 24 wurde der Zeitpunkt des Distractionbeginns in Tagen auf der x-Achse, die Zugkraft zum Zeitpunkt „Distractionmitte“ in Newton auf der y-Achse hinterlegt. Die Trendlinie verläuft von ca. 180 N bei Tag 3 bis 100 N bei Tag 12. Das Bestimmtheitsmaß beträgt $R^2=0,107$ ($p>0,05$). Ein statistischer Zusammenhang zwischen Zugkraft und Zugbeginn konnte nicht nachgewiesen werden.

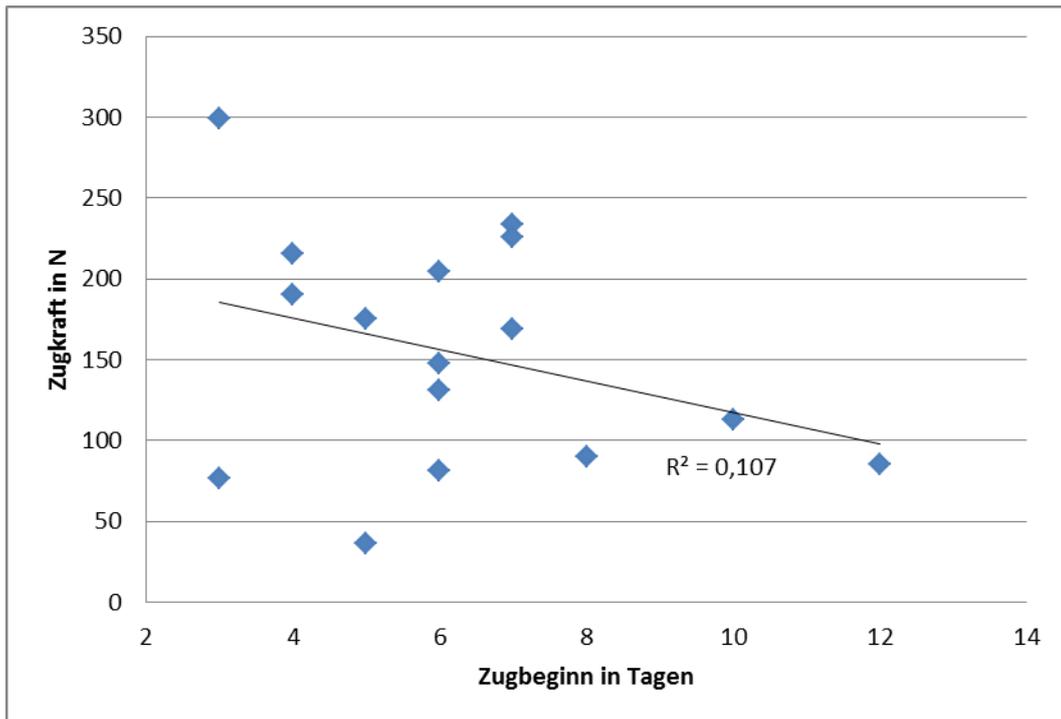


Abb. 24: Korrelationsuntersuchung Zugkraft und Distraktionsbeginn

4.4 Bezug zum Behandlungsergebnis

Abbildung 25 zeigt den Zusammenhang zwischen Zugkraft zum Zeitpunkt Distraktionsmitte und DCI in Tagen pro Zentimeter, welcher auf der x-Achse aufgetragen

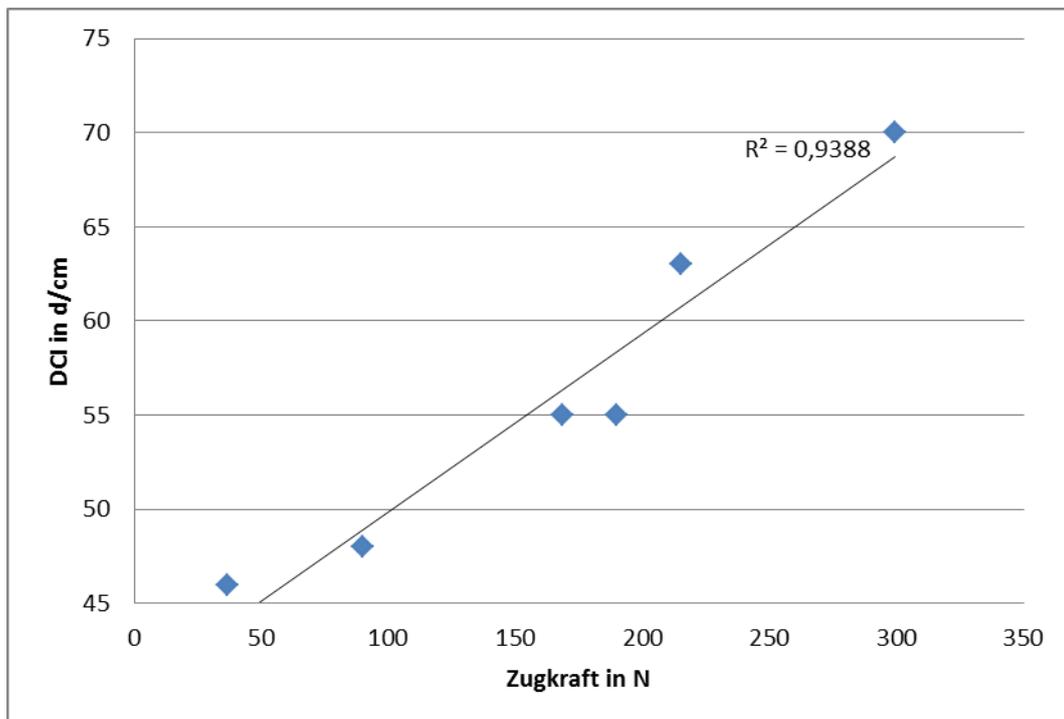


Abb. 25: Korrelationsuntersuchung Zugkraft und Distraktions-Konsolidationsindex

ist. Das Bestimmtheitsmaß beträgt $R^2=0,9388$ ($p<0,05$). Der Pearson-Korrelationskoeffizient beträgt $r=0,97$. Es ist zu schließen, dass eine Korrelation zwischen Zugkraft und DCI besteht.

In Abbildung 26 ist der Zusammenhang zwischen Zugbeginn in Tagen und dem Distraktions-Konsolidationsindex in Tagen pro Zentimeter dargestellt. Auf der x-Achse ist der Distraktionsbeginn hinterlegt, auf der y-Achse der DCI aufgetragen. Das Bestimmtheitsmaß beträgt $R^2=0,4679$ ($p>0,05$). Der ermittelte Pearson-Korrelationskoeffizient betrug $r=-0,68$. Ein signifikanter Zusammenhang konnte anhand der Werte nicht errechnet werden.

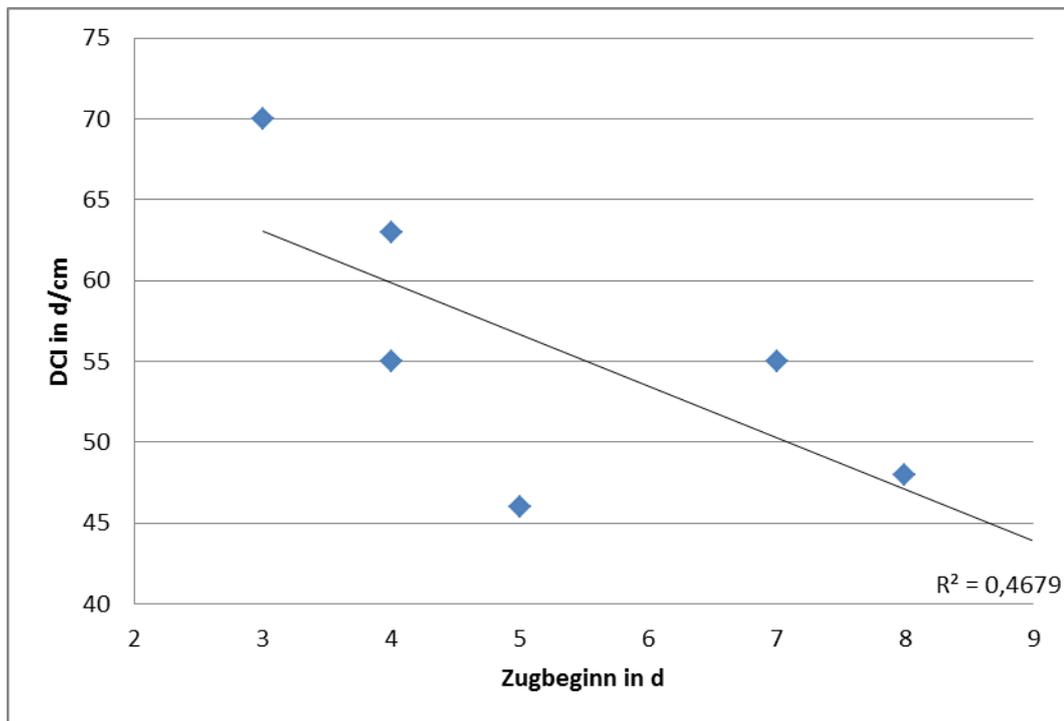


Abb. 26: Korrelationsuntersuchung Distraktions-Konsolidationsindex und Zugbeginn

4.5 Segmenttransport Oberschenkel

In Abbildung 27 sind die Zugkraftverläufe der 3 Patienten mit Oberschenkelsegmenttransport dargestellt. Bei dem Patienten JD wurde mit bis zu 642 N ein deutlich höheres Zugkraftniveau als bei allen anderen Patienten registriert. Der Zugkraftanstieg lag bei 5,8 N/d zwischen Tag 15 und Mitte der Distraktionsphase. Nach einem degressiven Kraftanstieg bis auf 350 N stellt sich am 25. Tag die Plateauphase ein, bevor es am 50. Tag zu einem progressiven Kraftanstieg kommt.

Die Patienten DH und MB unterschieden sich hinsichtlich des Zugkraftniveaus nicht von den Unterschenkelsegmenttransporten. Am Tag 15 betrug die Zugkraft 75,68 N (DH) bzw.

48,57 N (MB). Im Verlauf kam es zu vorzeitigen Konsolidationen mit notwendigen Rekortikotomien, gekennzeichnet durch eine Unterbrechung der Zugkraftkurven. Bei DH ist die vorzeitige Verknöcherung durch einen oberhalb des individuellen Zugkraftniveaus gemessenen Wert zu erkennen. Die Zugkraft betrug 411 N und der Zugkraftanstieg zum Vorwert 35,8 N/d. Nach Rekortikotomie stellt sich bei einer Zugkraft um 160 N ein Gleichgewicht im Sinne einer Plateauphase ein, bevor es zum Ende erneut zu einem Kraftanstieg kommt. Bei MB stieg die Zugkraft nach Rekortikotomie bis zum Ende der Distraction von 54 N auf 222 N an. Eine Plateauphase ist zwischen Tag 70 und Tag 90 angedeutet zu erkennen.

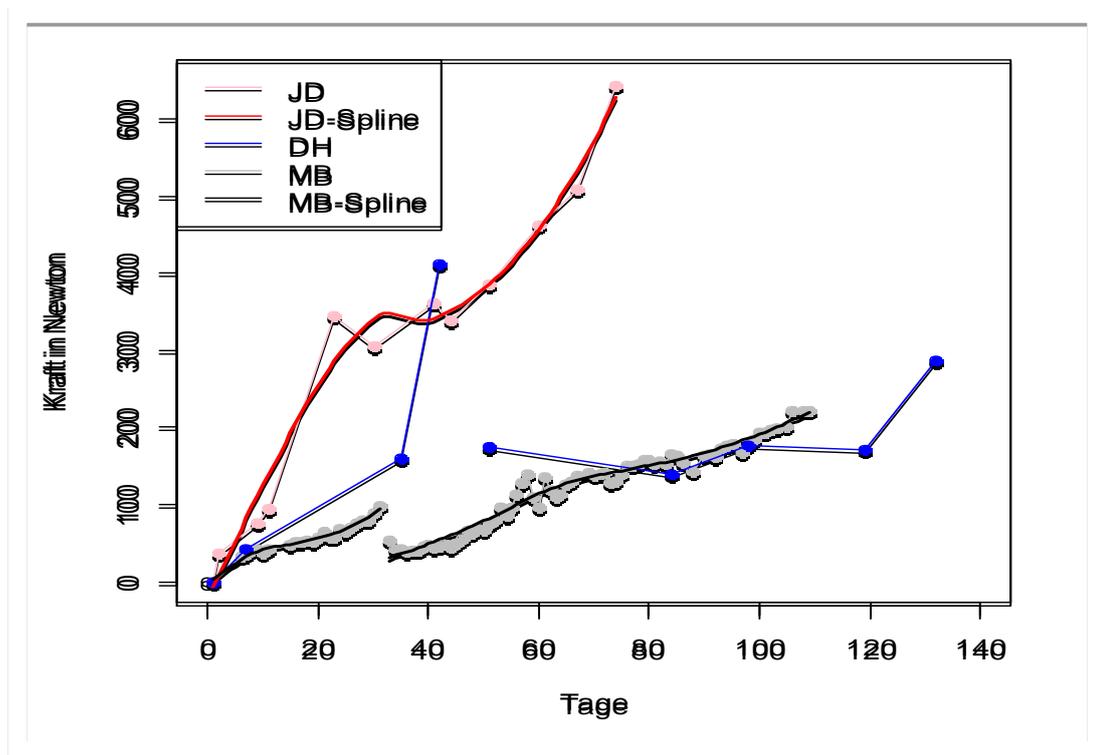


Abb. 27: Oberschenkelsegmenttransport

5 Diskussion

5.1 Methoden der Kraftmessung während der Distractionsosteogenese

Konstruktionsbedingt ergeben sich beim Transportmechanismus mit medialem und lateralem Zugseil verschiedene Widerstandskomponenten (Bauer, 2011). Durch die Ausleitung der Zugseile über Umlenkrollen entstehen Reibungswiderstände. In einer experimentellen Studie, durchgeführt am BUKH, gibt es Hinweise für nur sehr geringe Reibungswiderstände an den Umlenkrollen (Bauer, 2011). Folglich scheint ihr Einfluss auf die ermittelte Zugkraft eher gering. Des Weiteren werden die Zugseile mit einem bestimmten Winkel zur Zugrichtung des Segments über die Umlenkrollen geleitet. Im Verlauf, durch die Bewegung des Segments in Richtung Dockingstelle, nimmt dieser Winkel zu. Am Segment wirkt in Axialrichtung lediglich ein Anteil der gemessenen Zugkraft errechnet aus dem Cosinus des Winkels. Eine Bestimmung der am Segment wirkenden Zugkraft wäre somit unter Berücksichtigung der Winkel zwischen Zugseil und axialer Zugrichtung des Segments möglich. Zum anderen entsteht eine zusätzliche Widerstandskomponente durch Reibung der Zugseile im Weichteilkanal vom Segment bis zum Austritt aus der Haut.

Es existieren derzeit nur wenige Studien hinsichtlich biomechanischer Kräfte während Segmenttransport. In der relevanten Arbeit von Baumgart et al. wurde ein zentrales Zugseil zur Distraction verwendet (Baumgart et al., 2004). Dieses verläuft während der gesamten Distractionphase im Zentrum der geplanten Verschiebestrecke. Über ebenfalls 2 Umlenkrollen wird das Zugseil zum elektromotorischen Antriebssystem geführt. Dabei tritt es punktförmig aus der Haut aus. Somit wirkt die volle Kraft am Segment und nicht nur der Cosinus-Anteil. Bei einigen Patienten mit planer Stirnfläche des Segments wurde zusätzlich ein Verdrängungskegel zwischen Zugseil und Transportsegment fixiert. Die Widerstandskomponente der zu verdrängenden Weichteile dürfte hierdurch ebenfalls geringer ausfallen. In der Summe dieser Faktoren sollten geringere Zugkräfte zum Segmenttransport zu messen sein als bei der Methode mit lateralem und medialem Zugseil. Die Größenordnungen gemessener Zugkräfte waren jedoch mit denen dieser Untersuchung vergleichbar.

Weitere Untersuchungen biomechanischer Kräfte existieren lediglich bei Beinverlängerungen über externe Fixateure ohne Verwendung von Zugseilen. Über einen modifizierten Ilizarov-Ringfixateur gleichen Wolfson et al. bei einem 11-jährigen Mädchen 5

cm Beinlängendifferenz aus (Wolfson et al., 1990). Umgesetzt wurde die Distraction durch Bewegen von im proximalen und distalen Knochenfragment fixierten Metallringen. Zwischen den Ringebenen integrierte Sensoren zeichneten die entstehenden Distaktionskräfte auf. Simpson et al. führten ebenfalls Beinverlängerungen über einen externen, in diesem Fall monolateralen Fixateur, durch (Simpson et al., 1996). Die zur Distraction nötigen Kräfte wurden mittels „Compression load cell“ (Kompressions-Last-Zelle) gemessen. Im Vergleich zum Segmenttransport entsteht bei diesen Distractionen kein Widerstand durch zu verdrängendes Weichgewebe oder Umlenkrollen. Da bei Verlängerungen entsprechend der Distaktionsstrecke Bindegewebe distrahirt oder regeneriert werden muss, welches beim Segmenttransport entlang der Defektstrecke bereits vorliegt, könnten die aufzuwendenden Kräfte wiederum größer ausfallen. Die Einflüsse der einzelnen Widerstandskomponenten sind bisher nicht untersucht worden.

Eine wesentliche Rolle spielen die Bedingungen, unter denen Zugkräfte gemessen werden. Sie sollten im Idealfall intraindividuell (Messung zu Messung) und interindividuell (Patient zu Patient) standardisiert sein. In einer Studie des BUKH wurde der Einfluss verschiedener äußerer Belastungen der Extremität auf die Zugkräfte untersucht (Bauer, 2011). Bei einem Patienten mit Oberschenkelsegmenttransport führte eine äußere axiale Belastung der Extremität von $\frac{1}{4}$ des Körpergewichts zu einer Reduktion der Zugkraft am Segment um 50%. Durch Varus-/Valgusbelastungen des Kniegelenkes konnten verminderte Zugkräfte in der Differenz von ca. 10 N gemessen werden. Muskelkontraktionen der Oberschenkelmuskulatur änderten das Zugkraftniveau gering mit Abweichungen von 2-3 N zum Ausgangswert. In der Summe könnte der Einfluss dieser Faktoren, die sich zeitlich variabel einem konstanten Zug überlagern, auf die gemessenen Distaktionskräfte erheblich sein.

Die Bedingungen, unter denen Messwerte erfasst wurden, werden von Baumgart et al. nicht angegeben. Verwendet wurde ein mobiles Messdatenerfassungsprogramm. Dies ermöglichte Messungen unabhängig vom Aufenthaltsort der Patienten. Auf Faktoren wie Lage der Extremität (stehend / hochgelagert), Muskeltonus (entspannt / kontrahiert) und Belastung (belastet / teilbelastet) wird nicht eingegangen. Das Aufsetzen der Ferse auf den Boden während einer Messung im Stehen hätte zu einer axialen Druckbelastung führen können. Unklar ist somit, in wieweit reproduzierbare Messbedingungen vorlagen bzw. die Patienten im Moment der automatisch durchgeführten Messung dieses sichergestellt haben.

Simpson et al. und Wolfson et al. gehen ebenfalls nicht auf die Untersuchungsbedingungen ein. In beiden Publikationen sind Messungen durch Klinikpersonal beschrieben. Differente Messbedingungen sind hier anzunehmen.

5.2 Distraktionskräfte

Mit Zugkräften bis maximal 423 N am Unterschenkel und 642 N am Oberschenkel lag das Zugkraftniveau beim normalen Segmenttransport in der Größenordnung anderer Studien. Baumgart et al. ermittelten beim ungestörten Segmenttransport Zugkräfte bis 700 N (Baumgart et al., 2004), Simpson et al. Werte bis maximal 1000 N (Simpson et al., 1996). Wolfson et al. berichteten geringere Distraktionskräfte von 49 N bis maximal 223 N bei einer 11-jährigen mit Beinlängendifferenz aufgrund infantiler Poliomyelitis (Wolfson et al., 1990). Anzunehmen ist, dass die Spannweite der publizierten Distraktionskräfte einerseits auf die bereits diskutierten methodischen Unterschiede zurückgeführt werden kann. Andererseits ist die Indikation zur Distraktionsosteogenese zu berücksichtigen. Simpson et al. ermittelten in Abhängigkeit der zugrunde liegenden Pathologie variierende Kraftmuster (Simpson et al., 1996). Bei der Therapie kongenitaler Beinlängendifferenzen wurden Zugkräfte bis 1000 N registriert, Zugkräfte bis maximal 300 N wurden bei der Therapie posttraumatischer Beinlängendifferenzen beobachtet. Die Genese der Knochendefekte unserer Patienten war in allen Fällen eine posttraumatische langstreckig sequestrierende Osteitis bzw. Osteomyelitis. Eine Erklärung der Spannweite in unserem Patientenkollektiv durch die zugrundeliegende Pathologie ergibt sich somit nicht.

Im Grunde bilden die erhobenen Distraktionskräfte die Summe aus 3 Widerstandskomponenten. Zum einen generieren an das Segment ansetzende Muskeln und Faszien, sogenannte adhärente Weichteile, einen für den Transport zu überwindenden Widerstand. Es ist anzunehmen (Bauer, 2011), dass durch Lösen solcher bindegewebiger Brücken deren Einfluss auf die gemessene Zugkraft im Verlauf eher kleiner wird. Einen im Verlauf zunehmenden Einfluss gewinnt zum anderen der Widerstand durch Weichgewebe, welches durch das Hineingleiten des Segments in den Transportkanal verdrängt werden muss (Baumgart et al., 2004). Die individuelle Konstitution des Bindegewebes wie Muskelmasse, Sehnen und Faszien gilt es bei Betrachtung der Kräfte zu berücksichtigen. Verknöcherungen des Bindegewebes während Segmenttransports sind beschrieben (Gerlach et al., 2007), und ein Einfluss auf die Zugkräfte scheint möglich. Nach einer Literaturrecherche in Pubmed wurden diese Faktoren in Bezug auf Zugkräfte bisher nicht untersucht. Als Parameter der Qualität des Regenerats und des Verlaufs des Segmenttransports ist die dritte Widerstandskomponente, der Kallus im Distraktionsspalt, von zentralem Interesse.

Die bisherige Beobachtung, dass sich anbahnende Komplikationen in den Zugkräften bzw. Kraftanstiegen widerspiegeln, konnte erstmals anhand statistischer Tests untersucht werden. Ein Vergleich der Zugkräfte und Kraftanstiege zu verschiedenen Zeitpunkten der Distraktion wurde unternommen. Es wurde untersucht, in wie weit sich diese Parameter

zwischen den Patienten mit normalem und kompliziertem Segmenttransport erst kurz vor Eintreten der Komplikation unterscheiden, gegebenenfalls aufgrund eines generellen Verlaufsunterschiedes schon zu einem frühen Zeitpunkt.

Am Tag 15 konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich Zugkraft und Kraftanstieg ermittelt werden. Die Zugkräfte waren jedoch zu diesem Zeitpunkt bei den komplizierten Verläufen höher; bei einem Mittelwert von 63,46 N in der Gruppe der normalen Segmenttransporte ist der Mittelwert in der Vergleichsgruppe mit 108,94 N fast doppelt so hoch. Vergleicht man die Zugkräfte in der Mitte der Distraction ungestörter Segmenttransporte mit denen vor Eintreten der Komplikation stellt sich bei ähnlicher Verteilung ein signifikanter Unterschied dar. Die Zugkraft beim komplizierten Transport (273,82 N) ist zu diesem Zeitpunkt nahezu doppelt so hoch wie die der normalen Transporte (154,73 N). Hinsichtlich des Zugkraftanstiegs verhält es sich ähnlich. Vor Eintreten der Komplikation (7,29 N/d) ist dieser deutlich und signifikant höher als bei den ungestörten Segmenttransporten (2,97 N/d). Zu Beginn der Distraction war die tägliche Kraftzunahme ebenfalls höher (nicht signifikant). Patienten mit kompliziertem Verlauf scheinen sich generell in einem höheren Zugkraftniveau zu bewegen. Dies ist biomechanisch gut nachvollziehbar. Aufgrund interindividueller und intraindividuelle Streuungen sind für eine sichere statistische Aussage größere Stichprobenumfänge erforderlich.

In wie weit die Auswahl der Analysezeitpunkte durch den Autor den Vergleich der beiden Gruppen beeinflusst ist kritisch zu diskutieren. Der Tag 15 wurde nach der bisherigen Datenlage (Baumgart et al., 2004; Gerlach et al., 2007) gewählt, als der Zeitpunkt des Beginns der zu erwartenden Plateauphase. Plateauphasen mit späterem Beginn beispielsweise um den 20. oder 30. Tag sind jedoch ebenfalls beschrieben (Gerlach et al., 2007). Bei Zugkraftverläufen, welche sich am Tag 15 noch im progressiven Kraftanstieg befunden haben, könnten die Zugkräfte unterschätzt worden sein. Gegebenenfalls könnte sich zu einem späteren Zeitpunkt ein höheres Zugkraftniveau eingestellt haben. Der Tag "Distractionsmittle" wurde für jeden einzelnen Patienten ermittelt. Es wurde davon ausgegangen, dass sich der Zugkräfteverlauf zu diesem Zeitpunkt in der Plateauphase, falls vorhanden, befinden musste. Nach Abschluss der relativ variablen Initialphase von 2 Wochen (Baumgart et al., 2004; Gerlach et al., 2007) markieren beide Zeitpunkte die erste Hälfte der Distraction bzw. nach Baumgart et al. die erste Hälfte der Plateauphase. Beide Zugkraftwerte waren zur Bestimmung des Kraftanstiegs sowie zu dessen Vergleich in beiden Gruppen unerlässlich. Sollte es zu einem unterschätztem Zugkraftniveau am Tag 15 gekommen sein, würde der errechnete, tägliche Kraftanstieg in der ersten Hälfte der Distraction größer ausfallen.

Die Berechnung des Kraftanstiegs aus der linearen Funktion zwischen Tag 15 und Tag „Distraktionsmitte“ war zweckmäßig um beide Gruppen vergleichen zu können. Ein Problem dieser Methode könnte die Unterschätzung des Kraftanstiegs der komplizierten Verläufe sein, falls Komplikationen im Verlauf später mit Erhöhung der täglichen Kraftzunahme einhergehen.

5.3 Zugkräfteverlauf

Bei 16 Patienten mit einem klinisch komplikationslosen Segmenttransport konnte von einem typischen Zugkräfteverlauf ausgegangen werden.

Bei 3 Patienten war eine Plateauphase abgrenzbar. Mit Beginn der Distraction kam es bei diesen Patienten zu einem degressiven Kraftanstieg. Er kann als Verspannen des Systems bei Überwindung oben erwähnter Widerstände angesehen werden (Bauer, 2011). Ist ein bestimmtes Kraftniveau erreicht, stellt sich ein Gleichgewichtszustand ein. Gegen Ende der Distractionsphase kommt es zu einem progressiven Kraftanstieg. Er wird durch das Zusammentreffen von Transportsegment und Dockingstelle des Hauptfragments erklärt (Baumgart et al., 2004).

Bei 8 Patienten wurden stetige Zugkraftanstiege über die gesamte Distractionsphase beobachtet. Bei 2 Patienten ließen die Zugkräfte vorübergehend nach, bevor sich ein stetiger Kraftanstieg auf anfänglichem Niveau bis zum Ende der Distraction einstellte. Eventuell könnten sich lösende Bindegewebsbrücken hierfür verantwortlich sein (Baumgart et al., 2004). 3 Patienten konnten hinsichtlich des Verlaufs nicht sicher beurteilt werden, da zu wenige Messwerte nach dem 15. Distractionstag für die Frage nach einer Plateauphase erhoben worden waren.

Hinsichtlich des Zugkraftniveaus wurde eine größere Spannweite der Messwerte beobachtet. Während Baumgart bei allen normalen Segmenttransporten in der Plateauphase Kräfte zwischen 150 N bis 250 N registrierte, konnten in dieser Untersuchung Messwerte zwischen 36 N bis 300 N zum Zeitpunkt Distraktionsmitte beobachtet werden. Schließt man die kritischen (bis über 300 N) und überkritischen Verläufe (bis über 700 N) Baumgarts bei der Betrachtung mit ein, ebenfalls ohne Komplikationen, gleichen sich die Spannweiten beider Studien an.

Phasenhafte Zugkraftverläufe werden von einigen Autoren als Kennzeichen eines ungestörten bzw. normalen Segmenttransports berichtet (Baumgart et al. 2004; Gerlach et al., 2007). Bei 50% unserer Patienten mit klinisch unauffälligem Segmenttransport konnten keine verschiedenen Phasen beobachtet werden. Eine Erklärung könnte darin liegen, dass sich die Phasen überlagern.

In Anlehnung an die Klassifikation Baumgarts erfolgte anhand des Kraftanstiegs die Einteilung in normale (<4 N/d), kritische (4-8 N/d) und überkritische (>8 N/d) Verlaufsformen. Von 13 Patienten der Studie Baumgarts mit ungestörtem Verlauf wurden 7 (53,8%) mit normalem, 2 (15,4%) mit kritischem und 2 (15,4%) mit überkritischem Verlauf ermittelt. Von 16 Patienten unserer Untersuchung mit ungestörtem Segmenttransport boten 10 (62,5%) normale und 6 (37,5%) kritische Verlaufsformen. Die prozentuale Verteilung der verschiedenen Verlaufsformen ist ähnlich. Dabei muss berücksichtigt werden, dass durch Baumgart et al. die Zuggeschwindigkeit bei überkritischem Segmenttransport erhöht wurde um eine vorzeitige Überbrückung zu verhindern (Baumgart et al., 2004). Zumindest ist dieses in einem Fallbeispiel beschrieben. In wie weit auch die Zuggeschwindigkeit des verbleibenden überkritischen und der 2 kritischen Verläufe angepasst wurde, geht aus der Publikation nicht hervor. Ohne Betrachtung der Verläufe mit angepasster Zuggeschwindigkeit und vorzeitigem Transportversagen durch Überbrückung, was unserer Definition nach eine Komplikation darstellt, würden sich die prozentualen Anteile eventuell anders darstellen.

Die Unterscheidung von verschiedenen Verlaufsformen des Segmenttransports ist nicht nur von wissenschaftlichem Interesse, sondern hat Konsequenzen für den klinischen Behandlungsverlauf. Bei kritischen Verlaufsformen muss eine Steigerung der täglichen Zugstrecke in Abhängigkeit weiterer Befunde aus klinischen und bildgebenden Untersuchungen diskutiert werden.

5.4 Zugkraft und Distraktions-Konsolidationsindex (DCI)

Das Behandlungsziel der Therapie „Segmenttransport“ ist es, in kurzer Zeit hochwertigen Knochen zu generieren. Die Qualität des generierten Knochens zeigt sich in der Konsolidationsphase. Hier finden in Abhängigkeit von den klinischen und bildgebenden Befunden die Entfernung des Ringfixateurs sowie die Aufbelastung der betroffenen Extremität statt. Eine kurze Konsolidationsphase bzw. zügige Aufbelastung sind bei guter Qualität des erzeugten Knochengewebes möglich. Der Zusammenhang zwischen Zugkraft und Regeneratqualität, wie in dieser Studie erstmals untersucht, ist von besonderem Interesse. Die Zugkraft als variierbare Größe bietet neue Ansätze zur Therapieoptimierung.

Der DCI wird von Autoren als Gütekriterium zur Bewertung verschiedener Operationsmethoden der Distraktionsosteogenese herangezogen (Fischgrund et al., 1994; Emara und Farouk Allam, 2008; Krieg et al., 2011). Anhand des Bestimmtheitsmaßes sowie des Pearson-Korrelationskoeffizienten zwischen Zugkraft und DCI deutet sich ein deutlicher, positiv-linearer Zusammenhang an. Mit zunehmender

Zugkraft verlängert sich die Konsolidationszeit. Das steht im Gegensatz zu den Beobachtungen Baumgarts. Bei zwei seiner Patienten mit einer Zugkraft bis über 700 N und einem Kraftgradienten oberhalb von 8 N/d konnte eine auffallend gute und schnelle Knochenneubildung registriert werden (Baumgart et al., 2004). Angenommen wird, dass sich die hohen Zugkräfte aus dem Widerstand festen Kallusgewebes ergeben. Gleichzeitig gingen Zugkräfte von unter 150 N während der Plateauphase mit einer verzögerten Regeneratbildung einher (Baumgart et al., 2004). Anhand unserer Erkenntnisse ist anzustreben, Zugkräfte während der Distraction gering zu halten. Eine Möglichkeit, Zugkräfte während der Distraction zu senken, ist, die Zugfrequenz zu erhöhen (Baumgart et al., 2004).

Als kritisch anzusehen ist das kleine Patientenkollektiv, welches in der Betrachtung des DCI in Frage kam. Bei 10 der 16 Patienten kam es nach der Distractionphase zu Komplikationen mit resultierender Verlängerung der Konsolidationszeit. Am häufigsten (52,5 % (Paley und Maar, 2000)) kommt es in dieser Phase des Segmenttransports zu fehlendem Knochendurchbau an der Dockingstelle. Es werden Revisionen und Knochentransplantationen nötig. Die Tragedauer des externen Ringfixateurs verlängert sich dadurch und mit ihr die Zeit, bis mit der Aufbelastung der betroffenen Extremität begonnen werden kann. Die Konsolidationszeit wird komplikationsbedingt verlängert. Eine Berechnung der Korrelation zwischen Zugkraft und DCI als Rückschluss auf die Regeneratqualität war bei diesen Patienten nicht sinnvoll.

Der in dieser Arbeit bestimmte DCI müsste sich von denen in vergleichbaren Arbeiten unterscheiden. Die Ursache liegt in unterschiedlichen Definitionen der Distraction-Konsolidationszeit. In der aktuellen Literatur wird die Distraction-Konsolidationszeit durch die Entfernung des Fixateur-externe beendet, deren Indikation anhand radiologischer Kriterien sowie dem Befund der klinischen Untersuchung gestellt wird (Fischgrund et al., 1994). Dabei sind 2 mm dicke Kortikalis an 3 von 4 Seiten des Knochenregenerats der Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen als radiologische Kriterien lediglich eine Hilfestellung für den behandelnden Arzt (Shyam et al., 2009). Immer noch kommt es anschließend in 3 % (Fischgrund et al., 1994) bis 10,52 % (Paley und Maar, 2000) der Fälle zu Refrakturen. Und in 54,4% der Fälle wird nach Entfernung des Fixateurs und Beginn der Aufbelastung ein Einstauchen des Knochenregenerats um mehr als 1 cm beobachtet (Shyam et al., 2009). Refrakturen und größeres Einstauchen des Regenerats sind Anzeichen einer verminderten Qualität des regenerierten Knochens. Das Ende der Distraction-Konsolidationszeit wurde in dieser Arbeit durch die Indikation zur Vollbelastung definiert, welches in den Patientenakten dokumentiert war. Die Distraction-Konsolidationszeit sollte bei unseren Patienten folglich länger, der DCI größer ausfallen als in vergleichbaren Arbeiten. Nach Ansicht des Autors hängt die Dauer zwischen Entfernung des Fixateurs

und der Vollbelastung von der Regeneratqualität ab, und sollte in die Konsolidationszeit eingerechnet werden. Die Indikation zur Vollbelastung durch den Arzt des BUKH wird ebenfalls anhand von Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen und Befund der klinischen Untersuchung gestellt.

Die Konsolidationszeit wird darüber hinaus durch weitere, in dieser Arbeit nicht berücksichtigte, Faktoren beeinflusst. Infektionen der Pin-Eintrittsstellen können zu einer signifikanten Verlängerung der Konsolidationszeit führen (Alemdaroqlu et al., 2009). Führt die Therapie von tiefen Pininfekten nicht zu einer Beruhigung/Sanierung, werden frühzeitig erneute Operationen mit radikalem Debridement notwendig (Emara und Farouk Allam., 2008). Aus den Unterlagen nicht differenziert werden konnten Raucher und Nichtraucher. Bei Rauchern mit offenen Tibiaschaftfrakturen wurden signifikant längere Konsolidationszeiten ermittelt (Hoogendoorn et al., 2002). Zusätzlich besteht bei Rauchern ein fast 4-fach höheres Risiko für ein Therapieversagen posttraumatischer Osteomyelitiden (Rightmire et al., 2008). Weiterhin ist beschrieben, dass die anatomische Region des Transports einen Einfluss auf die Distraktions-Konsolidationszeit hat. Oberschenkelregenerate konsolidieren schneller als Unterschenkelregenerate, am Unterschenkel konsolidiert das erzeugte Knochengewebe der Metaphyse schneller als das der Diaphyse (Fischgrund et al., 1994). Nach der anatomischen Region der Kortikotomie und anschließenden Distraktion konnten die Patienten ebenfalls nicht weiter differenziert werden, da der Stichprobenumfang zu gering war.

5.5 Zugkraft und patientenbezogene Variablen

Die Regressionen zwischen Zugkraft und patientenbezogenen Variablen ergaben keine Hinweise auf mögliche funktionale Zusammenhänge. Das Bestimmtheitsmaß als Gütekriterium der Regression war mit maximal 0,1 niedrig. Hypothesen, dass Körpergewicht und Körpergröße sowie Alter oder Defektlänge die Zugkraft beeinflussen, konnten nicht bestätigt werden. Zusammenhänge zwischen patientenbezogenen Merkmalen und dem Outcome von Segmenttransporten sind teilweise in der Literatur beschrieben. Hinsichtlich des Alters wurde beobachtet, dass Kinder mit nicht ausgereiftem Skelettsystem bessere Heilungsraten als Erwachsene erzielen (Paley, 1990). Bei unter 20-Jährigen wurden kürzere Behandlungszeiten registriert als in der Gruppe der 20 bis 29-Jährigen, welche wiederum bessere Heilungsraten als die Gruppe der über 30-Jährigen boten (Fischgrund et al., 1994). Weiterhin stellte sich in verschiedenen Untersuchungen die Defektstrecke als signifikanter Indikator für das Outcome der Distraktionsosteogenese heraus. Insbesondere nimmt die Komplikationsrate mit der Defektlänge zu (Antoci et al., 2006; Shyam et al., 2009). Der Einfluss von Körpergröße,

Körpergewicht und Distraktionsbeginn wurde im Hinblick auf das Outcome des Segmenttransports bisher nicht untersucht. Keiner dieser Faktoren wurde bisher ins Verhältnis zu Distraktionskräften gesetzt.

Von der Hypothese ausgehend, dass die Widerstandskomponenten des Knochenregenerats, der adhärenen Weichteile sowie der zu verdrängenden Weichteile von der Körperkonstitution abhängen, wurden in dieser Arbeit Zugkräfte mit Körpergewicht und Körpergröße korreliert. Van der Meulen et al. ermittelten, dass das Körpergewicht stärker als die Körpergröße mit dem Knochenquerschnitt positiv korreliert (van der Meulen et al., 1996). Mit zunehmendem Knochenquerschnitt sollte sich theoretisch die Widerstandskomponente des Knochenregenerats vergrößern und somit die Zugkraft steigen. Gleichzeitig enthält das Körpergewicht den Anteil der Muskelmasse. Möglich ist somit, dass Patienten mit zunehmendem Körpergewicht und damit zunehmender Muskelmasse höhere Zugkräfte aufgrund steigender Widerstände durch adhärenente und zu verdrängende Weichteile generieren. Hinweise gab es im untersuchten Kollektiv nicht.

Weiterhin wurde der Distraktionsbeginn als verfahrensabhängige Variable in Bezug zur Zugkraft untersucht. Die Vermutung lag nahe, dass durch eine Gewebsverfestigung im Rahmen von Heilungsprozessen der Tag des Zugbeginns nach Kortikotomie die auftretenden Distraktionskräfte beeinflusst. Die Widerstandskomponente des Knochenregenerats würde mit zunehmender Latenz steigen. Anhand der hier erhobenen Ergebnisse besteht kein Hinweis auf eine solche Relation.

Der Distraktionsbeginn wird in den verschiedenen Arbeiten unterschiedlich berichtet. Manche Autoren berichten, 5-7 Tage (Spiegelberg et al., 2010), andere 10 Tage (Emara und Farouk Allam, 2008) nach Kortikotomie mit der Distraction zu beginnen. Es interessierte daher, aufgrund der vorliegenden Daten, der Einfluss des Distraktionsbeginns auf den Distraktions-Konsolidationsindex. Das Bestimmtheitsmaß ($R^2=0,47$) und der Pearson-Korrelationskoeffizient ($r=-0,68$) der linearen Approximation, wenn auch nicht signifikant, geben Hinweise auf eine negative Korrelation zwischen den Variablen. Dies bedeutet, dass die Behandlungszeit kürzer ist, je später mit der Distraction begonnen wird. Natürlich kann nur innerhalb einer bestimmten Zeit nach Kortikotomie der Distraktionsbeginn frei gewählt werden, bis es zur vorzeitigen Überbrückung kommt. Anhand unserer Daten würde ein Zugbeginn am Tag 8 im Vergleich zum Tag 3 die Behandlungszeit um fast 1/3 reduzieren, von 70 d/cm auf 48 d/cm. Diesem bisher nicht bekannten möglichen Zusammenhang muss in zukünftigen Studien nachgegangen werden. Die ersten Tage des Segmenttransports scheinen entscheidend für die Regeneratqualität zu sein.

5.6 Zugkraftmessungen als Frühindikatoren für Komplikationen

Ziel der Untersuchung von patientenbezogenen Merkmalen und Zugkräften war es, dem Arzt Hilfestellung bei der Einschätzung der gemessenen Werte zu geben, Abweichungen vom individuellen Zugkräfteverlauf, sich anbahnende Komplikationen vom ungestörten Verlauf abgrenzen zu können. Bei der großen Spannbreite der erhobenen Zugkräfte scheint dies besonders zu Beginn des Transports schwierig, durch die Untersuchung des individuellen Zugkraftniveaus im Verlauf jedoch gut möglich.

5.7 Limitierungen aufgrund des Studiendesigns

Ziel dieser Dissertation war es, Zugkräfte während des Segmenttransports hinsichtlich ihrer Quantität, ihres Verlaufs und in Bezug auf patientenbezogene Merkmale zu untersuchen bzw. bisherige Ergebnisse anhand eines größeren Patientenkollektivs zu reevaluieren.

Die Untersuchungsgruppe war mit 25 Patienten größer als in den bisher relevanten Arbeiten (Wolfson et al., 1990; Simpson et al., 1996; Baumgart et al., 2004).

Für speziellere Fragestellungen mussten jedoch Patienten ausgeschlossen werden. Bezüglich Untersuchungen des DCI konnten nur die Patienten eingeschlossen werden, die ihre betroffene Extremität zum Auswertungszeitpunkt voll belasteten. Um Zusammenhänge zwischen Zugkraft und Knochenkonsolidation zu untersuchen, musste ein komplikationsloser Behandlungsverlauf vorgelegen haben.

Limitierungen unserer Erkenntnisse entstehen durch die teilweise retrospektiven Studienansätze. Die Distraktionskräfte wurden zwar prospektiv erhoben mit dem Ziel, deren Quantität und Verlauf zu untersuchen. Bei Betrachtung der ersten Ergebnisse und deren Einordnung in den Stand der Forschung entwickelten sich zusätzliche Hypothesen. Nach Sichtung der vorliegenden, weiteren Daten wurden die Möglichkeiten zur Untersuchung dieser Hypothesen eruiert und sich für die beschriebene methodische Vorgehensweise entschieden. Retrospektive Untersuchungen können insbesondere Hinweise zur Erstellung oder können empirische Evidenz zur Stärkung von Hypothesen liefern (Grimes und Schulz, 2002). Erstgenanntes wurde mit der Darstellung abhängiger und unabhängiger Variablen in Streudiagrammen sowie die Betrachtung von Bestimmtheitsmaß und Korrelationskoeffizient verfolgt.

Weiterhin kann anhand retrospektiver Untersuchungen die Richtung eines Kausalzusammenhangs nicht hinreichend erklärt werden. In Bezug auf die Untersuchung zwischen Zugkraft und DCI bzw. Zugbeginn und DCI suggerieren unserer Ergebnisse einen Zusammenhang. Damit könnte durch Veränderung der Zugkraft bzw. des Zugbeginns der DCI variiert werden. Sollten andere, nicht berücksichtigte intervenierende

Variable hierfür verantwortlich sein, könnten Scheinkorrelationen vorliegen. Einige nichtberücksichtigte Faktoren (anatomische Region der Kortikotomie, etc.) wurden bereits diskutiert. Deren Einfluss ist bisher nicht eindeutig geklärt. Diese Störfaktoren (Confounder) können einzeln oder in ihrer Summe einen dargestellten Kausalzusammenhang beeinflussen (Konfundierungseffekt). Die interne Validität der aus den Zusammenhängen geschlussfolgerten Aussagen ist somit kritisch zu werten.

5.8 Konsequenzen für die Klinik

Welche Schlussfolgerungen sind bei der Betrachtung der Ergebnisse im Kontext der Limitierungen aus dieser Arbeit zu ziehen? Im Rahmen der Evidenzbasierten Medizin (EbM) wurden Klassifikationssysteme zur grundsätzlichen Eignung von Studiendesigns erarbeitet. Evidenzklassen bilden die Grundlage für Behandlungsempfehlungen. Bisherige Arbeiten hinsichtlich Distractionskräften während Segmenttransports sind in den Evidenzklassen III bzw. IV einzuordnen. Die Evidenzklasse III beinhaltet hochwertige, nichtexperimentelle Studien. Hier sind deskriptive Studien wie Vergleichs-, Korrelations- und Fall-Kontrollstudien einzuordnen. Meinungen und Überzeugungen aus klinischer Erfahrung angesehener Autoritäten oder von Expertenkommissionen fallen unter die Evidenzklasse IV (Das Deutsche Cochrane Zentrum, 2012). In den relevanten Arbeiten von Baumgart et al. und Gerlach et al. handelt es sich um deskriptive Studien. Es waren Experten auf dem Gebiet der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie beteiligt, deren Empfehlungen auf langjähriger klinischer Erfahrung beruhen.

Allgemein resultieren aus Studien der Evidenzklassen III und IV Behandlungsempfehlungen Grad C. Dabei handelt es sich um Empfehlungen, welche in der klinischen Umsetzung lediglich in Betracht gezogen werden können, sogenannte „Kann“-Empfehlung. Bei kritischer Betrachtung des deskriptiven, teilweise retrospektiven Designs dieser Studie (Evidenzklasse III bis IV) können noch keine sicheren Behandlungsempfehlungen für die klinische Umsetzung des Segmenttransports generiert werden. Den präventiven Wert von Zugkraftmessungen gilt es jedoch hervorzuheben. Zugkräfte bzw. Zugkraftanstiege hohen Niveaus waren für komplizierte Verläufe charakteristisch. Kraftmesssysteme können problemlos bei Segmenttransporten mit Zugseilen integriert werden. Die Möglichkeit sollte deshalb im Interesse der Patienten geprüft und gegebenenfalls umgesetzt werden. Technische Veränderungen am Aufbau bzw. an der Art und Weise der Integration von Kraftsensoren am Transportmechanismus werden nach Ansicht des Autors die Zuverlässigkeit und Widerstandsfähigkeit erhöhen. Konsequenzen aus unseren Erfahrungen und Ergebnissen ergeben sich für zukünftige Studien. Den generierten Hypothesen von funktionalen Zusammenhängen zwischen

Zugkraft bzw. Zugbeginn und DCI sollte anhand spezifischeren Studiendesigns nachgegangen werden. Eventuell sind andere Zugkraftverläufe bzw. Zugkräfte als die bisher als normal eingeordneten durch Veränderung der Distraktionsfrequenz oder Distraktionsgeschwindigkeit anzustreben. Eine längere Latenz zwischen Kortikotomie und Zugbeginn könnte sich ebenfalls in Zukunft etablieren. Die Untersuchungen deuten dies zumindest an. Eine Reduzierung der Behandlungszeit durch Variation von Zugkraft und Zugbeginn wäre sowohl aus empathischer als auch ökonomischer Sicht von Interesse. Im Rahmen von Multicenter-Studien könnten in kurzer Zeit größere Patientenkollektive generiert werden, um unter kontrolliert-randomisierten Untersuchungsbedingungen den Hypothesen nachzugehen.

5.9 Fazit und Ausblick

Durch Zugkraftmessungen werden zusätzliche Informationen bei der Überwachung des Therapieverlaufs generiert. Im Rahmen eines Monitorings des Segmenttransports durch kontinuierliche Kraftbestimmung können anbahnende Komplikationen durch Interpretation des Kräfteverlaufs frühzeitig erfasst werden. Die technischen Grundlagen sind bereits geschaffen. Die Verwendung eines Datenloggers wird die kontinuierliche Messung und Speicherung von Zugkräften am Patienten ermöglichen (Gerlach et al., 2007). Mit zunehmender Evidenz könnte eine integrierte Software Abweichungen vom normalen Zugkräfteverlauf erkennen. Über Warnmechanismen würde der Patient aufgefordert, sich seinem behandelnden Arzt vorzustellen. Die derzeitig verfügbare Technik im Bereich Telekommunikation wird zusätzlich eine Fernübermittlung der gemessenen Daten ermöglichen. Arztkonsultationen zum Auslesen der Messwerte wären gegebenenfalls entbehrlich.

Sollten sich die Hypothesen aus unseren Untersuchungen bestätigen, stünden im klinischen Alltag mit den Zugkräften als beeinflussbare Parameter neue Optionen zur Effizienzsteigerung der Behandlungsmethode Segmenttransport zur Verfügung. Die Zuggeschwindigkeit könnte durch den Patienten in Abhängigkeit von den Zugkräften angepasst werden. Bei Verwendung eines elektrischen Antriebsmotors ist die Weiterentwicklung hin zu einem vollautomatischen Regelkreis möglich. In Abhängigkeit von der Steuergröße „Zugkraft“ würde die Regelgröße „Distraktionsgeschwindigkeit“ automatisch reguliert.

6 Zusammenfassung

Der Segmenttransport ist eine etablierte Methode in der Wiederherstellungschirurgie zur Behandlung ausgedehnter Knochendefekte. Das Potential zum Monitoring des Therapieverlaufs durch Distraktionskräfte als einfach zu erhebende Parameter konnte bereits gezeigt werden. Aufgrund der wenigen Studien zu diesem Thema interessierte der Zugkräfteverlauf von 25 Segmenttransporten im Kontext verschiedener patientenbezogener Merkmale. Erstmals wurde versucht, Zugkräfte in Bezug zum Therapieerfolg dieser Behandlungsmethode zu setzen. Ursache des Knochendefekts war bei allen Patienten eine posttraumatische Osteitis bzw. Osteomyelitis.

Anhand von Kurvendarstellungen durch lineare und Spline-Interpolation wurde der Zugkräfteverlauf auf das Vorhandensein verschiedener Phasen hin untersucht. Gleichzeitig wurden die Zugkräfte ungestörter mit denen komplizierter Segmenttransporte verglichen.

Es konnte gezeigt werden, dass der normale Zugkräfteverlauf interindividuell verschieden und in der Regel durch eine stetige Kraftzunahme charakterisiert ist. Vereinzelt konnten verschiedene Phasen mit degressiver Kraftzunahme zu Beginn, anschließendem Plateau und progressiver Kraftzunahme zum Ende beobachtet werden. Die Zugkräfte und täglichen Kraftanstiege waren bei Patienten mit Komplikationen höher als bei Patienten mit normalen Segmenttransporten. Zudem konnte eine Korrelation zwischen der Zugkraft und der Konsolidationszeit ermittelt werden, wodurch höhere Zugkräfte längeren Konsolidierungszeiten entsprechen. Alter, Körpergröße, Körpergewicht, Defektlänge sowie der Distraktionsbeginn als verfahrensabhängige Variable scheinen nicht maßgeblich die Zugkraft zu beeinflussen. In einer zusätzlichen Korrelationsuntersuchung zeigte sich der Distraktionsbeginn als verfahrensabhängige Einflussvariable. Es deutet sich an, dass ein späterer Distraktionsbeginn nach Kortikotomie die Konsolidationszeit verkürzt.

Den aus diesen ersten Untersuchungen generierten Hypothesen sollte in kontrolliert-randomisierten Studien nachgegangen werden, da sich direkte entscheidende Konsequenzen für die Therapie ergeben könnten. Mit Zugkraftmessungen als Werkzeug zum Steuern und zum Monitoring des Segmenttransports kann die Versorgung der Patienten verbessert und die Beurteilung für die behandelnden Ärzte vereinfacht werden.

7 Literaturverzeichnis

- Das Deutsche Cochrane Zentrum. (2012). Abgerufen am 11. 03. 2012 von Evidenzbasierte Medizin / Von der Evidenz zur Empfehlung (Klassifikationssysteme): www.cochrane.de/de/evidenz-empfehlung
- Alemдарoqlu , K., Tiftikci, U., Iltar, S., Aydogan, N., Kara, T., Atlıhan, D., et al. (2009). Factors affecting the fracture healing in treatment of tibial shaft fractures with circular external fixator. *Injury*, 40(11), S. 1151-1156.
- Antoci, V., Ono, C., Antoci , V., & Raney, E. (2006). Bone lengthening in children: how to predict the complications rate and complexity? *J Pediatr Orthop*, 26(5), S. 634-640.
- Antoci, V., Ono, C., Antoci, V. J., & Raney, E. (2006). Axial deformity correction in children via distraction osteogenesis. *Int Orthop*, 30, S. 278-283.
- Aronson, J. (2000). *The history of innovations in external fixation for bone regeneration*. Abgerufen am 23. Oktober 2011 von ORTHOSuperSite: <http://www.orthosupersite.com/>
- Bauer, E. (2011). Analyse der Zugkraft beim Knochensegmenttransport mittels lateralen und medialen Zugseilen. *Diplomarbeit*. Hamburg-Harburg.
- Baumgart, R., Kuhn, V., Krammer, M., & Mutschler, W. (2004). Zugkraftmessungen beim knöchernen Segmenttransport - in vivo Untersuchungen am Menschen. *Biomedizinische Technik*, 49, S. 248-256.
- Calhoun, J., & Manring, M. (2005). Adult Osteomyelitis. *Infect Dis Clin North Am* , 19(4), S. 765-786.
- Chaddha, M., Gulati, D., Singh, A., & Maini, L. (2010). Management of massive posttraumatic bone defects in th lower limb with the Ilizarov technique. *Acta Orthop*, 76(6), S. 811-820.
- Emara, K., & Farouk Allam, M. (2008). Ilizarov external Fixation and Then Nailing in Management of Infected Nonunions of the Tibial Shaft. *J Trauma*, 65(3), S. 685-691.

- Fischgrund, J., Paley, D., & Suter, C. (1994). Variables Affecting Time to Bone Healing During Limb Lengthening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 301, S. 31-37.
- Fischgrund, J., Paley, D., & Suter, C. (1994). Variables Affecting Time to Bone Healing During Limb Lengthening. *Clin Orthop Relat Res*, 301, S. 31-37.
- Gerlach, U., Seide, K., Weinrich, N., Wendlandt, R., & Schmidt, H. (2007). Segmenttransport. *Trauma und Berufskrankheit*, 9, S. 117-121.
- Glatzel, U., Heppert, V., & Wentzensen, A. (2002). Kallusdistraktion. *Trauma und Berufskrankheit*, 4, S. 404-412.
- Grimes, D., & Schulz, K. (2002). Cohort studies: marching towards outcomes. *Lancet*, 359, S. 341-345.
- Hankemeier, S., Bastian, L., Gosling, T., & Krettek, C. (2004). Prinzipien der Kallusdistraktion. *Unfallchirurg*, 107(10), S. 945-959.
- Hedström, E., Svensson, O., Bergström, U., & Michno, P. (2010). Epidemiology of fractures in children and adolescents. Increased incidence over the past decade: a population-based study from northern Sweden. *Acta Orthop*, 81(1), S. 148-153.
- Hoogendoorn, J., Simmermacher, R., Schellekens, P., & van der Werken, C. (2002). Adverse effects of smoking on healing of bones and soft tissues. *Unfallchirurg*, 146(35), S. 76-81.
- Ilizarov, G. A. (1989). The Tension-Stress Effect on the Genesis and Growth of Tissues: Part II. The Influence of the Rate and Frequency of Distraction. *Clin Orthop Relat Res*, 239, S. 263-285.
- Ilizarov, G. A. (1990). Clinical Application of the Tension-Stress Effect for Limb Lengthening. *Clin Orthop Relat Res*, 250, S. 8-26.
- Jorge, L., Chueire, A., & Rossit, A. (2010). Osteomyelitis: a current challenge. *Braz J Infect Dis*, 14(3), S. 310-315.
- Junqueira, L., Carneiro, J., & Kelley, R. (1998). Histologie. Lehrbuch der Cytologie, Histologie und mikroskopischen Anatomie des Menschen. *Springer Verlag. Berlin*, S. 92-106.

- Krieg, A. H., Lenze, U., Speth, B. M., & Hasler, C. C. (2011). Intramedullary leg lengthening with a motorized nail. *Acta Orthop*, 82(3), S. 344-350.
- Lapostolle, A., Gadegbeku, B., Ndiaye, A., Amoros, E., Chiron, M., Spira, A., et al. (2009). *The burden of road traffic accidents in a French Departement: the description of the injuries and recent changes*. Abgerufen am 22. 11. 2011 von <http://www.biomedcentral.com/1471-2458/9/386>.
- Paley, D. (1990). Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov Technique. *Clin Orthop Relat Res*, 250, S. 81–104.
- Paley, D., & Maar, D. (2000). Ilizarov Bone Transport Treatment for Tibial Defects. *J Orthop Trauma*, 14(2), S. 76-85.
- Rightmire, E., Zurakowski, D., & Vrahas, M. (2008). Acute Infections After Fracture Repair. *Clin Orthop Relat Res*, 466(2), S. 466-472.
- Sachs, L. (1978). *Angewandte Statistik*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 5. Auflage.
- Schmidt, H. G., Wurm, M., Hadler, D., & Grosser, V. (2002). Verlängerungstechniken und Möglichkeiten des Segmenttransports im Ringsystem nach Ilizarov. *Trauma und Berufskrankheit*, S. 413-426.
- Shyam, A., Singh, S., Modi, H., Song, H., Lee, S., & An, H. (2009). Leg lengthening by distraction osteogenesis using the Ilizarov apparatus: a novel concept of tibia callus subsidence and its influencing factors. *Int Orthop*, 33(6), S. 1753-1759.
- Simpson, A. H., Cunningham, J., & Kennwright, J. (1996). The forces which develop in the tissues during leg lengthening. *J Bone Joint Surg Br*, 78(6), S. 979-983.
- Spiegelberg, B., Parratt, T., Dheerendra, S., Khan, W., Jennings, R., & Marsh, D. (2010). Ilizarov principles of deformity correction. *Ann R Coll Surg Eng*, 92(2), S. 105-109.
- Toren, V. (2002). Zur Entwicklung invasiver Behandlungsmethoden der Beinlängendifferenz. Promotionsarbeit, Institut für Geschichte der Medizin, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- van der Meulen, M., Ashford, M., Kiratli, B., Bachrach, L., & Carter, D. (1996). Determinants of femoral geometry and structure during adolescent growth. *J Orthop Res*, 14(1), S. 22-29.

Wolfson, N., Hearn, T., Thomason, J., & Armstrong, P. (1990). Forces and stiffness changes during Ilizarov leg lengthening. *Clin Orthop Relat Res*, 250, S. 58-60.

Ziegler, A. (2005). Medizinische Biometrie. *Skript zur Vorlesung WS 06/07*. Lübeck, Deutschland.

8 Anhang

Tabelle 1: Merkmale eingeschlossener Patienten nach verschiedenen Gruppen (ATS=Abweichen des Transportsegments / VK=vorzeitige Konsolidation / RZ= Riss Zugseil)

Gruppe	Patient	Alter in a	Defekt in cm	Lokalisation	Komplikation
normal	CA	47	14	US	
	CH	18	8	US	
	MK	19	5	US	
	UE	61	8	US	
	TJ	62	8,5	US	
	SP	38	8	US	
	TP	65	8	US	
	FP	57	7	US	
	JR	32	7	US	
	CS	37	8	US	
	DT	47	9	US	
	CK	39	8,5	US	
	SF	22	7	US	
	SKB	39	14	US	
	HS	48	9,5	US	
BA	14	7	US		
kompliziert	RK	58	20	US	VK
	WV	49	8	US	RZ
	RW	45	5,5	US	ATS
	DR	70	10	US	RZ
	AB	36	10	US	RZ
	GS	64	9,5	US	VK
Oberschenkel	MB	27	12	OS	
	DH	41	10,5	OS	VK
	JD	38	10	OS	VK

Tabelle 2: Messdaten Zugkraft (Kraft in Newton=Summe aus medialer und lateraler Zugkraft) und Erhebungstag der einzelnen Patienten

Patient	Tag	Kraft in N									
MB	0	0	CA	0	0	UE	2	16	SP	0	6
MB	6	32	CA	17	53	UE	4	85	SP	19	87
MB	7	34	CA	24	64	UE	23	128	SP	22	91
MB	8	41	CA	65	71	UE	46	262	SP	49	72
MB	9	43	CA	93	85	UE	65	423	SP	70	188
MB	10	36	CA	112	95	CH	0	0	TP	0	0
MB	11	42	CA	149	124	CH	1	29	TP	3	35
MB	15	48	CA	170	128	CH	9	34	TP	10	79
MB	16	51	TJ	0	14	CH	49	160	TP	25	158
MB	17	52	TJ	1	15	CH	86	168	TP	52	247
MB	18	54	TJ	2	14	FP	0	0	TP	80	387
MB	19	52	TJ	3	14	FP	2	50	CK	0	0
MB	20	57	TJ	4	17	FP	4	37	CK	36	49
MB	21	65	TJ	5	17	FP	6	46	CK	55	164
MB	22	58	TJ	6	19	FP	8	56	CK	69	162
MB	23	57	TJ	7	20	FP	10	70	CK	83	164
MB	24	69	TJ	8	11	FP	13	87	SKB	0	0
MB	25	65	TJ	9	21	FP	72	164	SKB	7	13
MB	26	70	TJ	10	21	JD	0	0	SKB	14	29
MB	27	75	TJ	11	22	JD	2	36	SKB	30	119
MB	28	80	TJ	12	22	JD	9	75	SKB	72	298
MB	29	79	TJ	13	20	JD	11	94	SKB	95	361
MB	30	89	TJ	14	24	JD	23	344	HS	0	0
MB	31	98	TJ	15	25	JD	30	306	HS	3	20
MB	33	54	TJ	16	26	JD	41	361	HS	23	111
MB	34	42	TJ	17	24	JD	44	338	HS	39	163
MB	35	42	TJ	18	22	JD	51	386	HS	67	294
MB	36	38	TJ	19	26	JD	60	462	JR	0	0
MB	37	40	TJ	20	22	JD	67	508	JR	18	115
MB	38	41	TJ	21	23	JD	74	642	JR	19	128
MB	39	46	TJ	22	23	SF	0	0	JR	20	123
MB	40	47	TJ	23	26	SF	9	13	JR	21	133
MB	41	45	TJ	24	24	SF	12	16	JR	22	132
MB	42	46	TJ	25	27	SF	19	49	JR	23	162
MB	43	48	TJ	26	28	SF	26	69	JR	24	168
MB	44	45	TJ	27	28	SF	40	83	JR	25	185
MB	45	50	TJ	28	27	SF	54	179	JR	26	164
MB	46	56	TJ	29	29	SF	68	232	JR	27	182
MB	47	67	TJ	30	30	SF	81	270	JR	28	190
MB	48	62	TJ	31	30	RK	1	20	JR	29	226

MB	49	68	TJ	32	31	RK	11	88	JR	30	229
MB	51	74	TJ	34	28	RK	47	113	JR	46	197
MB	52	79	TJ	35	29	RK	53	155	JR	47	220
MB	53	96	TJ	36	31	RK	83	260	JR	48	242
MB	54	85	TJ	37	32	RK	83	252	JR	49	269
MB	55	97	TJ	38	31	RK	111	190	JR	50	232
MB	56	114	TJ	39	33	RK	111	173	JR	51	246
MB	57	128	TJ	40	33	RK	139	257	JR	52	248
MB	58	139	TJ	41	33	RK	169	256	JR	53	252
MB	59	110	TJ	42	32	RK	172	163	JR	54	260
MB	60	97	TJ	43	33	RK	172	167	JR	55	272
MB	61	136	TJ	44	33	RK	195	152	JR	56	267
MB	62	118	TJ	45	34	RK	195	152	RW	0	0
MB	63	110	TJ	46	35	RK	209	224	RW	1	11
MB	64	114	TJ	47	31	RK	209	227	RW	5	30
MB	65	127	TJ	48	27	RK	232	353	RW	8	49
MB	66	129	TJ	49	35	RK	232	352	RW	15	103
MB	67	138	TJ	50	38	RK	242	353	RW	24	127
MB	69	141	TJ	51	35	RK	242	352	RW	29	162
MB	70	137	TJ	52	36	RK	272	356	RW	38	68
MB	71	139	TJ	53	38	RK	272	313	RW	45	92
MB	72	142	TJ	54	40	DR	1	37	RW	52	148
MB	73	128	TJ	55	41	DR	21	153	RW	59	188
MB	74	129	TJ	56	45	DR	34	192	GS	0	0
MB	75	140	TJ	57	42	DR	49	186	GS	1	8
MB	76	150	TJ	58	45	DR	63	315	GS	9	35
MB	77	150	TJ	59	43	AB	0	0	GS	21	66
MB	78	153	TJ	60	45	AB	9	8	GS	35	155
MB	79	157	TJ	61	38	AB	38	120	GS	43	169
MB	80	157	TJ	62	40	AB	52	220	GS	50	267
MB	81	152	TJ	63	44	AB	66	392	CS	0	0
MB	82	156	TJ	64	60	AB	66	392	CS	3	30
MB	83	153	TJ	65	41	AB	80	220	CS	4	38
MB	84	165	TJ	66	46	AB	80	310	CS	5	41
MB	85	163	WV	0	0	AB	88	398	CS	7	41
MB	86	155	WV	7	132	DH	0	0	CS	12	60
MB	88	143	WV	9	156	DH	7	42	CS	21	111
MB	90	163	WV	16	161	DH	35	160	CS	27	130
MB	91	166	WV	23	205	DH	42	411	CS	33	142
MB	92	162	WV	30	260	DH	51	175	CS	37	162
MB	93	173	WV	37	294	DH	84	139	CS	38	185
MB	94	176	WV	46	339	DH	98	177	CS	38	194
MB	95	179	WV	51	400	DH	119	170	CS	41	189
MB	97	168	WV	58	410	DH	132	287	CS	54	250

MB	99	184	WV	65	220	DT	0	0	MK	0	0
MB	100	194	WV	72	260	DT	10	65	MK	24	64
MB	101	193	WV	79	402	DT	13	91	MK	38	80
MB	102	197	WV	86	412	DT	35	109	MK	58	89
MB	103	198	WV	91	348	DT	56	245	MK	78	107
MB	105	201	WV	100	412	DT	68	266			
MB	106	221	WV	107	506						
MB	108	221									
MB	109	222									
BA	1	26									
BA	15	42									
BA	36	87									
BA	50	96									
BA	66	89									

Flow-Chart:

Die Programmiersprache zum statistischen Rechnen und Erstellen von Grafiken in **R** ist unter www.r-project.org und de.wikibooks.org/wiki/GNU_R frei verfügbar. In dem Flow-Chart ist **X** durch die jeweilige Patientennummer zu ersetzen, unter der der Patient in der Excel.csv-Datei codiert ist.

```
# Speicherort der Datei auf dem Computer
```

```
setwd("C:/Users/.....")
```



```
#Excel.csv-Datei enthält Tabelle mit drei Spalten 'Patient', 'Tag', 'Kraft'
```

```
DATA <- read.delim2("Name der Datei")
```

```
str(DATA)
```



```
# Patient X
```

```
DD <- subset(DATA, Patient==X)
```



```
# Zeichnet die Rohdaten
```

```
plot(DD$Tag, DD$Kraft, type="o", pch=19, xlab="Tag", ylab="Kraft", col="white")
```

```
abline(v=0, h=0, col="grey", lty=2)
```



```
#erstellt nichtparametrisches Modell („Spline“) aus den Werten (Tag/Kraft) für Patient X
```

```
plot(DD$Tag, DD$Kraft, xlab="Tag", ylab="Kraft", col="white", ylim=c(0,200))
```

```
nLMX <- loess(Kraft ~ Tag, DDX)
```

```
lines(1:max(DDX$Tag), predict(nLMX, data.frame(Tag = 1:max(DDX$Tag))), col="red")
```



```
#Bildlegende
```

```
legend("bottomright", c("nP", "LM"), lty=1, col=c("red", "blue"))
```



```
#Berechnet die Zugkraft tag1 und tag2
```

```
differenz <- function(nLM, tag1, tag2) {
```

```
  tage <- predict(nLM, data.frame(Tag=c(tag1,tag2)))
```

```
  print(tage)
```

```
  points(c(tag1,tag2),tage, pch=19)
```

```
  delta <- diff(tage)/(tag2-tag1)
```

```
  delta
```

```
}
```

```
unterschied <- differenz(nLMX, „Wert für tag1“, „Wert für tag2“)
```

Tabelle 3: Zugkraft und Kraftanstieg zu verschiedenen Zeitpunkten incl. Mittelwerte und Standardabweichungen

Segmenttransport Unterschenkel	Patient	F Tag 15 in N	F Distraktionsmitte bzw. vor Komplikation in N	Kraftanstieg Tag 15 in N/d	Kraftanstieg Tag 15 bis Distraktionsmitte bzw. vor Komplikation
normal	MK	41,74	85,40	2,78	1,25
kurzstreckig	BA	42,00	90,21	1,54	1,85
	FP	[89,60]	[131,20]	[1,30]	[1,30]
	SF	30,13	168,75	4,71	3,70
	JR	95,48	204,80	7,33	7,54
mittelstreckig	TJ	24,22	36,73	0,44	0,39
	SP	69,00	77,00	4,50	0,30
	CK	[21,00]	[112,53]	[1,40]	[2,91]
	CH	[52,90]	[147,40]	[3,15]	[3,15]
	CS	82,56	175,23	4,68	4,12
	DT	92,64	190,00	0,82	3,00
	UE	109,86	215,45	2,26	4,59
	HS	74,60	226,18	4,55	4,07
	TP	105,35	299,50	5,27	4,09
langstreckig	CA	49,65	81,25	3,30	0,45
	SKB	34,63	234,02	5,63	4,75
	Mittelwert	65,53	160,35	3,68	3,08
	Standardabweichung	30,07	78,70	2,03	2,14
kompliziert	RK	176,00	254,53	3,50	2,39
	WV	174,78	411,62	5,62	5,05
	DR	118,20	189,00	5,80	3,00
	AB	31,16	379,77	3,86	12,29
	GS	50,48	253,00	2,58	14,00
	RWV	103,00	155,00	5,51	7,00
	Mittelwert	108,94	273,82	4,48	7,29
	Standardabweichung	55,42	93,39	1,23	4,43
Oberschenkel	JD	192,79	338,73	13,38	5,80
	MB	48,57	89,03	1,23	5,30
	DH	75,68	411,00	4,21	35,8

Anmerkung: Die Patienten FP, CK, CH entfielen bei Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung aufgrund der unzureichenden Zahl von Messwerten in den Kurvenverläufen (s. Seite 22, 24).

Tabelle 4: Patientenmerkmale (K=Komplikation, X=Noch keine Vollbelastung / n.d.=nicht dokumentiert)

Patient	Größe in m	Gewicht in Kg	Zugbeginn in d	Dauer Distraction in d	Dauer Konsolidation in d	DCI in d/cm
BA	1,53	43,5	8	82	338	48,3
CA	1,92	87	6	171	X	
UE	1,81	110	4	76	504	63
CH	1,9	95	6	89	X	
TJ	1,92	112	5	94	391	46
MK	1,6	55	12	100	X	
SP	1,78	93	3	84	X	
TP	1,7	57	3	125	567	70,9
FP	1,75	75	6	94	X	
JR	1,79	75	6	59	X	
CS	1,86	86	5	75	X	
DT	1,85	112	4	95	497	55,2
SF	1,65	68	7	105	387	55,3
SKB	1,8	84	7	114	X	
HS	1,84	120	7	105	X	
CK	1,6	50	11	93	X	
RK	1,8	90	10	K	X	
WV	1,8	74	4	K	341	
RW	1,76	70	5	K	472	
DR	1,71	70	10	K	X	
AB	1,8	75	11	K	X	
GS	1,78	78	n.d.	K	X	

Tabelle 5: Bestimmtheitsmaß R, Pearson-Korrelationskoeffizient r und Signifikanzen der Korrelationsuntersuchungen (n-Anzahl Patienten, f-Freiheitsgrad=n-2, *- signifikant, Tabellenwert bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % und f=14 muss $r > 0,497$ sein, um signifikant zu sein, bei f=4 $r > 0,811$ (Sachs, 1978))

	Zugkraft					Zugbeginn			
	R ²	r	n	FG		R ²	r	n	FG
Kraftanstieg	0,6239	0,78987*	16	14	DCI	0,4679	-0,68	6	4
Alter	0,0778	0,2789	16	14					
Größe	0,0039	0,062449	16	14					
Gewicht	0,01	0,1	16	14					
Defektlänge	0,0167	0,129228	16	14					
Zugbeginn	0,107	0,3271	16	14					
DCI	0,9388	0,9689*	6	4					

9 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Ch. Jürgens danke ich für die Möglichkeit, die Arbeit am Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhaus Hamburg anfertigen zu können.

Ich danke Herrn Chefarzt PD. Dr. M. Faschingbauer für die Betreuung bei der Erstellung der Arbeit.

Herrn Dr. Gerlach, Chefarzt Abteilung septische Unfall- und Gelenkchirurgie des Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhauses Hamburg, danke ich für Erarbeitung und Formulierung des Themas sowie für die Betreuung zu klinischen Fragestellungen während dieser Zeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. K. Seide, der mit seinen Ideen dem Thema einen konstruktiven Rahmen gab und mit seinen Fragen weitere, neue Inhalte schuf.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dipl.-Ing. Matthias Münch und Dipl.-Biol. Birgitt Kowald für die fortwährende Unterstützung und Hilfestellung ganz herzlich bedanken. Mit anregenden und konstruktiven Gesprächen trugen beide ebenfalls zur Erstellung dieser Dissertation bei.

Danken möchte ich zudem meiner Familie, insbesondere meiner Frau Anne-Kristin Schlottmann für ihre Unterstützung.

Herrn Thomas Krohnfuß danke ich für die Hilfe bei computerassoziierten Problemen.

10 Lebenslauf



Persönliche Daten

Name: Martin Schlottmann
Alter: 29 Jahre

Berufsausbildung

Okt. 2003 - Okt. 2009 Studium der Humanmedizin
Universität zu Lübeck

Feb. 2010 - Okt. 2011 Assistenzarzt Innere Medizin
Bundeswehrkrankenhaus Hamburg

Nov. 2011 - Jan. 2012 Assistenzarzt Anästhesie
Bundeswehrkrankenhaus Hamburg

Seit März - 2012 Truppenarzt
Sanitätszentrum Trollenhagen

Juni 2012 Erwerb der Zusatzbezeichnung Notfallmedizin

Aug. 2011-Dez. 2012 Promotion
*Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates
der Universität zu Lübeck und
Berufsgenossenschaftliches Unfallkrankenhaus
Hamburg*