

**Aus der Klinik und Poliklinik für
Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie
der Universität Würzburg**

Direktor: Prof. Dr. med. Rainer Meffert

**Biomechanischer Vergleich von transobturatorischen Cerclagesystemen
als Alternative zur Symphysenplatte bei der Versorgung
von Symphysensprengungen**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Veronika Jäckle

aus Heretsried

Würzburg, September 2021

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Martin Jordan

Koreferent: Prof. Dr. med. Süleyman Ergün

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 27. Januar 2022

Die Promovendin ist Ärztin

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomie und Biomechanik des Beckens.....	2
1.2	Klassifikation von Beckenringverletzungen.....	6
1.2.1	Klassifikation nach Pennal und Tile	6
1.2.2	Klassifikation nach Young and Burgess.....	7
1.2.3	AO-Klassifikation	8
1.3	Epidemiologie und Ätiologie von Beckenringverletzungen und Symphysensprengungen.....	10
1.4	Therapie der Symphysensprengung und deren Komplikationen	11
1.5	Zielsetzung der Studie	15
2	Material und Methoden	17
2.1	Versuchsaufbau.....	17
2.2	Versorgung des Iliosakralgelenks	19
2.3	Versorgung des ventralen Beckenrings	19
2.3.1	Symphysenplatte	19
2.3.2	Kabelcerclage	20
2.3.3	Metallband	21
2.4	Vortests und konsekutive Entscheidungen	22
2.5	Ablauf der Testung	25
2.6	Erhobene Parameter	25
2.6.1	Steifigkeit	26
2.6.2	Plastische Verformung.....	26
2.6.3	Peak-to-Peak Displacement	27
2.6.4	Total Displacement	29

2.7	Statistische Analyse.....	30
2.7.1	Testung auf Nichtunterlegenheit.....	31
2.7.2	Testung auf Normalverteilung.....	33
2.7.3	Annahme der Varianzhomogenität	34
3	Ergebnisse	35
3.1	Vergleich von Kabelcerclage und Platte	35
3.1.1	Steifigkeit	35
3.1.2	Plastische Verformung.....	36
3.1.3	Peak-to-Peak Displacement	39
3.1.4	Total Displacement	42
3.2	Vergleich von Metallband und Platte	44
3.2.1	Steifigkeit	44
3.2.2	Plastische Verformung.....	45
3.2.3	Peak-to-Peak Displacement	48
3.2.4	Total Displacement	51
4	Diskussion	53
4.1	Kabelcerclage.....	53
4.2	Metallband	58
4.3	Limitationen der Statistik.....	60
4.4	Limitationen des Testaufbaus.....	63
4.5	Schlussfolgerung und Ausblick.....	65
5	Zusammenfassung	67
6	Literaturverzeichnis	68

Anhang

- I Statistischer Anhang
- II Abkürzungsverzeichnis
- III Abbildungsverzeichnis
- IV Tabellenverzeichnis
- V Danksagung
- VI Lebenslauf
- VII Eigene Veröffentlichungen

1 Einleitung

Beckenringverletzungen stellen insgesamt seltene Verletzungen dar. Trotzdem beschäftigt sich die Unfallchirurgie seit vielen Jahrzehnten mit der Optimierung der Behandlungsmöglichkeiten. Die Therapie hat sich so im Laufe von Jahrzehnten und Jahrhunderten stetig verändert. Bis Mitte des vergangenen Jahrhunderts wurden Beckenfrakturen fast ausschließlich konservativ per Ruhigstellung durch mehrwöchiges Liegen sowie Extensionsbehandlung therapiert [1-4]. In der heutigen Zeit, in der man die Komplikationen langen Liegens (Thrombosen, Muskelatrophie, u. a.) fürchtet und eine möglichst frühe Mobilisation anstrebt, eine obsoletere Prozedur.

Als bedeutende Wegbereiter der operativen Frakturversorgung sind Lambotte [5], Küntscher [6, 7] und Danis [8] zu nennen. Betrachtet man operative Bestrebungen die Symphyse betreffend, so beschrieb Finsterer [9] bereits zu Beginn des 20. Jahrhunderts eine Naht der Symphyse mit Aluminiumbronzedraht. Es folgten vereinzelt weitere Beschreibungen operativer Behandlungsoptionen, so beispielsweise Whiston [10] im Jahr 1953 mit Stahlstiften, Dommissie [11] 1960 mit Schrauben, die er mittels Draht verband, sowie Rau und Hepp [12] 1967 mit einer Drahtnaht oder der sogenannten Gussenbauer-Klammer. Rehn und Hierholzer [13] sowie Schweiberer [14] beschrieben 1970 zudem eine Plattenosteosynthese.

Die operative Versorgung von Knochenbrüchen war jedoch aufgrund ihrer Komplexität und Komplikationsträchtigkeit starker Kritik ausgesetzt und oblag nicht der breiten Masse, sondern war nur der chirurgischen Elite vorbehalten. Auch der Großteil der zuvor genannten Autoren war sich einig, dass primär eine konservative Therapie anzustreben ist und die Indikationen für eine Operation streng zu stellen sind. Insgesamt dominierte also weiterhin die konservative Behandlung nach Böhler [3] und Watson-Jones [2].

In den 1960er Jahren setzte schließlich ein Wandel ein: Die 1958 gegründete Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen investierte in Forschung, entwickelte geeignete Instrumentarien, erarbeitete einheitliche

Standards und schulte das operative Vorgehen. Die operative Therapie war etabliert. [15-17]

Über die Jahre hinweg führte die stetige Weiterentwicklung im Bereich der Symphysenversorgung zum heutigen Goldstandard der Symphysenplatte [18, 19]. Doch auch dieser Goldstandard ist Gegenstand fortwährender Diskussionen: Komplikationen wie beispielsweise Materiallockerung sieht u.a. Rieger [20] darin begründet, dass eine eigentlich variable Amphiarthrose durch eine rigide Platte ersetzt wird. Verschiedenste Alternativen wurden bereits publiziert, darunter beispielsweise die Kombination aus Schrauben und Drahtcerclagen [21, 22], Polydioxanon-Bänder (PDS-Bänder) [22, 23], eine Naht mittels SpeedBridge-System [24] oder eine einzelne Drahtcerclage durch die Foramina obturatoria [25].

Die nachfolgende Studie reiht sich in diesen Themenbereich ein. Eine Kabelcerclage und ein Metallband als mögliche Alternativen sollen im biomechanischen Labor mit dem Goldstandard der Symphysenplatte verglichen werden.

1.1 Anatomie und Biomechanik des Beckens

Das Becken schließt sich kaudal der Wirbelsäule an und besteht aus drei Bestandteilen: Zwei Ossa coxae sowie dem Os sacrum. Diese sind zu einem knöchernen Ring verbunden. Die Ossa coxae bestehen aus Os ilium, Os ischii und Os pubis. Bis zum Abschluss der Ossifikation sind diese drei Knochen über eine y-förmige Wachstumsfuge im Bereich des Acetabulum miteinander verbunden und bilden anschließend als Os coxae eine stabile Einheit. Insgesamt ist dieses Ringkonstrukt um 50 – 60 Grad nach kaudal-ventral gekippt.

Das dorsal gelegene Os sacrum ist über die Iliosakralgelenke beidseits mit je einem Hüftbein verbunden. Dabei handelt es sich um Amphiarthrosen, die durch die Ligamenta sacroiliaca stabilisiert werden. Es gibt sowohl ventral (Ligg. sacroiliaca anteriora) als auch dorsal am Os sacrum (Ligg. sacroiliaca posteriora et interossea) entsprechende Bänder, wobei erstgenannte

schwächer sind und daher bei Gewalteinwirkung in der Regel zuerst rupturieren [26]. Die dorsalen Bänder sind für die Verankerung des Os sacrum von größerer Relevanz. Des Weiteren ist das Kreuzbein über das Lig. sacrospinale und Lig. sacrotuberale mit dem Os ischii verbunden. Der dorsale Beckenring ist von zentraler Bedeutung für die Stabilität des gesamten Beckenrings, da über ihn der Hauptkraftfluss stattfindet. Ist er intakt, gilt das Becken weitestgehend als stabil. [20, 26, 27]

Ventral schließt der Beckenring mit der Symphysis pubica. Dabei handelt es sich um eine Synchondrose. Der median gelegene Spalt mit einer durchschnittlichen Breite von 4 – 6 mm [28], der sich zwischen den beiden Facies symphysiales der Ossa pubica befindet, wird durch hyalinen Knorpel und Faserknorpel (Discus interpubicus) überbrückt. Zudem werden beide Ossa pubica über den Symphysenspalt hinweg entlang aller Seiten der Transversalachse durch Bänder (Ligamentum pubicum superius, anterius, inferius bzw. posterius) verbunden, wobei diese jeweils in den Diskus einstrahlen. Oft findet sich zentral im Diskus ein flüssigkeitsgefüllter Spaltraum. [20, 26, 29, 30]

Der Faserverlauf des Diskus ist den wechselnden Druck-, Zug- und Scherkräften, denen die Symphyse ausgesetzt ist, angepasst. Im zweibeinigen Stand wirkt eine horizontal ausgerichtete Zugbelastung auf die Symphyse (siehe Abb. 1a), während im Sitzen eine Druckbelastung entsteht. Im Einbeinstand hingegen tritt eine Belastung entlang einer vertikalen Achse auf. Auf der Seite des Standbeines entsteht eine Schubkraft nach kranial, auf Seiten des Schwungbeines, auf dessen Seite der Körperschwerpunkt (KS) verschoben ist, nach kaudal (siehe Abb. 1b). Es entsteht eine Scherbelastung. Beim Wechsel des Beines während des Laufens kehren sich die Vektoren entsprechend um. [29, 31-33]

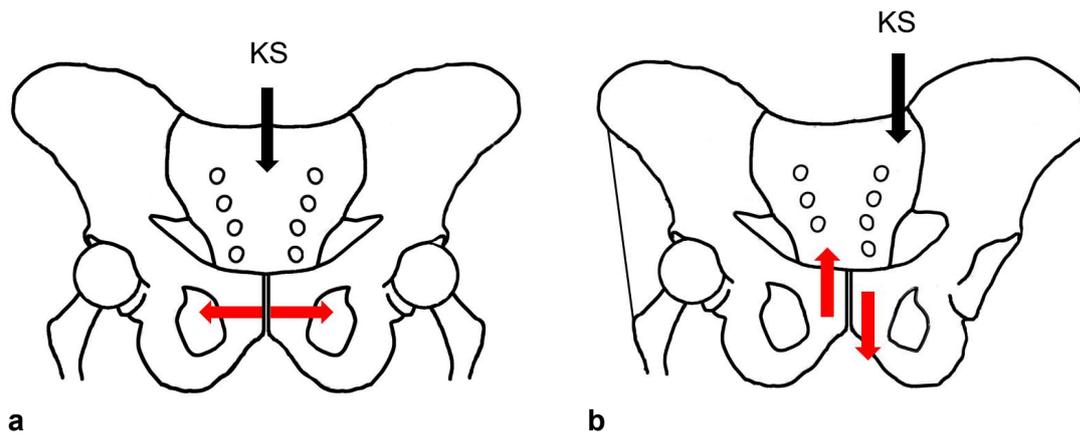


Abbildung 1: Im Zweibeinstand (a) wirkt eine Zugbelastung auf die Symphyse, während im Einbeinstand (b) Scherkräfte entstehen.

Eine gewisse Beweglichkeit innerhalb der Symphyse in vertikaler Richtung ist physiologisch. In der Horizontalen dahingegen ist keine Bewegung zu verzeichnen [34, 35].

Das ringförmige Konstrukt des Beckens überträgt die Rumpfmasse gleichmäßig auf die unteren Extremitäten. Im Einbeinstand ist zusätzlich der Tractus iliotibialis, der vorwiegend vom M. tensor fasciae latae gespannt wird, von zentraler Bedeutung. Der Körperschwerpunkt verschiebt sich im Einbeinstand auf die Seite des Spielbeins, sodass das Becken per se kippen würde. Der Tractus auf Seiten des Standbeines erzeugt ein entgegengesetztes Drehmoment, hält das Becken somit in der Horizontalen und zentriert die Belastung im Kniegelenk. Resultierend verläuft dadurch die Traglinie (wie in Abbildung 2 verdeutlicht) auf der Mikulicz-Linie zentral durch Hüftkopf, Kniegelenk und Sprunggelenk. [29, 36-39]

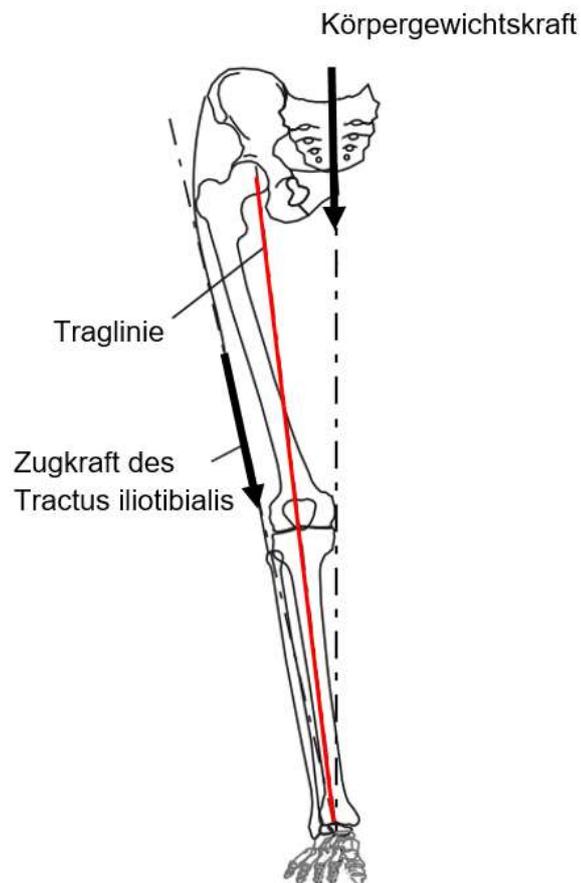


Abbildung 2: Vereinfachte Darstellung der Vektoren: Durch Zug des Tractus iliotibialis wird die Traglinie beim Einbeinstand im Kniegelenk zentriert. Modifiziert nach [36] mit freundlicher Genehmigung von H. A. Richard.

Das Foramen obturatum ist ein vom Os ischii und Os pubis gebildeter knöcherner Ring. Namensgebend für das Foramen ist die Membrana obturatoria, die das Foramen verschließt. Sie dient ventral- bzw. dorsalseitig als Ursprungsstelle für den Musculus obturatorius externus bzw. internus. Die Membrana obturatoria bildet gemeinsam mit dem Sulcus obturatorius den Canalis obturatorius, der die Arteria et Vena obturatoria sowie den Nervus obturatorius durch das Foramen führt. Dieser Kanal liegt eher lateralseitig und damit symphysenfern [40].

1.2 Klassifikation von Beckenringverletzungen

Beckenringverletzungen lassen sich anhand verschiedener Kriterien einteilen. Dazu zählen unter anderem Verletzungsmechanismus und Instabilitätsgrad. Im Folgenden werden die heute gängigen Klassifikationssysteme erläutert.

1.2.1 Klassifikation nach Pennal und Tile

Pennal und Sutherland entwickelten eine Klassifikation, die die Richtung der Gewalteinwirkung, die zur Verletzung führte, wiedergibt. Dadurch ergeben sich entsprechend der Vektoren drei Kategorien: anteriore-posteriore (APC) und laterale Kompression (LC) sowie vertikale Scherverletzung (VS) [41]. Tile berücksichtigte zudem den Instabilitätsgrad mit Augenmerk auf den hinteren Beckenring [42]. Bei der anterioren-posterioren Kompression erfolgt eine Außenrotation einer Beckenhälfte, was durch Ruptur der Symphyse und der ventralen Ligamente am Iliosakralgelenk zum Aufklappen des Beckenringes führt. Dem gegenüber steht der laterale Kompressionsmechanismus, bei dem die Beckenhälfte, auf die die Kraft einwirkt, nach innen gedrückt wird und damit eine Innenrotation durchläuft. Dabei rupturieren vor allem die Bänder dorsal des Iliosakralgelenkes. Bei Verletzungen der VS-Kategorie wirkt zudem eine vertikale Kraft, sodass zusätzlich zur Rotationsinstabilität eine translatorische Instabilität resultiert. Abbildung 3 verdeutlicht diese Mechanismen. Während die Verletzungen der Kategorie VS immer als instabil angesehen werden, ist bei APC und LC-Verletzungen beides möglich. [27, 43-46]

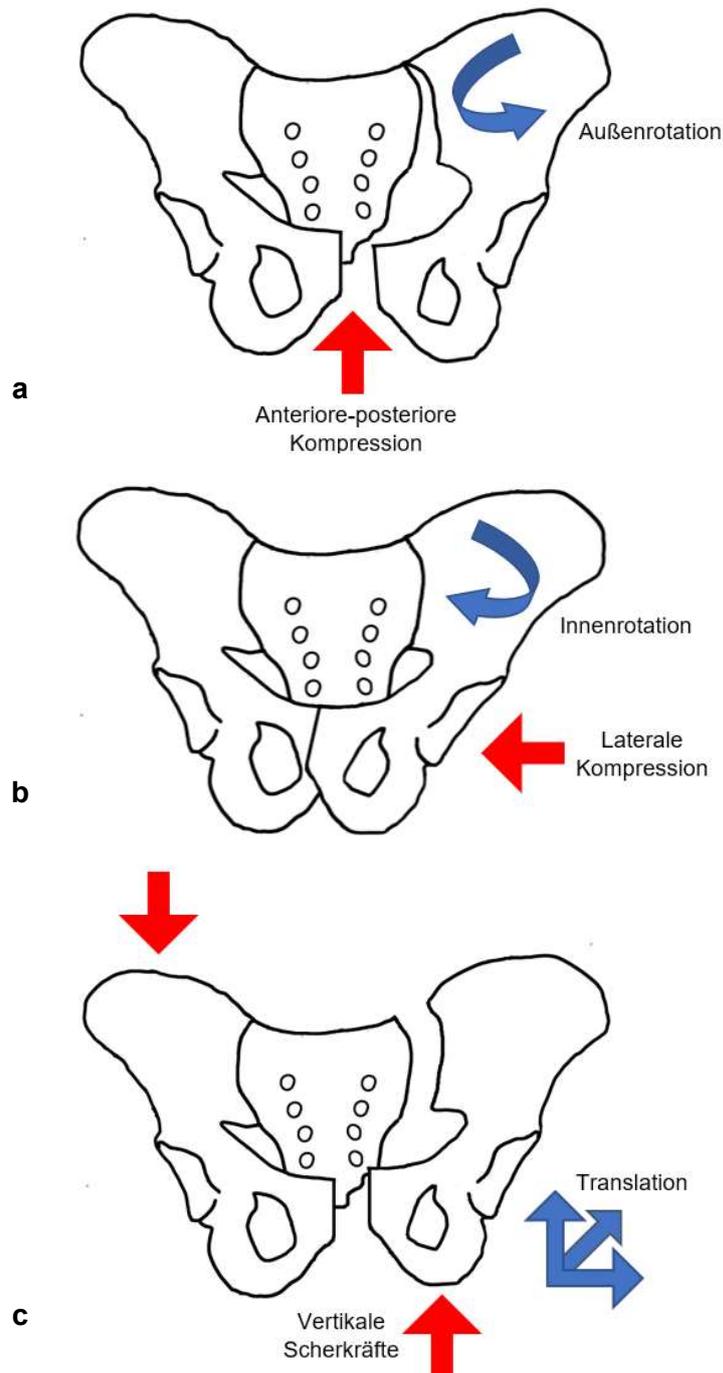


Abbildung 3: Bei APC-Verletzungen durchläuft das Hemipelvis eine Außenrotation (a), bei einer LC-Verletzung hingegen eine Innenrotation (b). VS-Verletzungen entstehen unter anderem durch Translationsbewegungen (c).

1.2.2 Klassifikation nach Young and Burgess

Young et al. teilten die Beckenringverletzungen ebenfalls aufbauend auf Pennal rein anhand des Unfallmechanismus ein: anteriore-posteriore (APC) und laterale Kompression (LC), vertikale Scherverletzung (VS) sowie zusätzlich die kombinierte Verletzung (CMI), die durch verschiedenste Vektoren entsteht.

Young und Burgess sahen diese einfache Einteilung als Grundlage für schnelle Therapieentscheidungen vor weiterführender und zeitaufwändiger Diagnostik als ausreichend an, da der Unfallmechanismus in ihren Augen mit vorliegenden Begleitverletzungen korreliert und somit ein Prädiktor für die Prognose darstellt [46-48].

Die Gruppen APC und LC werden in Subgruppen unterteilt. APC1 ist definiert durch eine Diastase der Symphyse $< 2,5$ cm oder Frakturen der Schambeinäste bei intakten Ligamenten am dorsalen Beckenring. Im Gegensatz dazu steht die APC2-Gruppe mit einer Diastase $> 2,5$ cm oder Fraktur der Schambeinäste, in Kombination mit einer Ruptur der ventralen Ligg. sacroiliaca. Intakt sind dabei die dorsalen Ligg. sacroiliaca, sodass keine vertikale Instabilität vorhanden ist. In der APC3-Gruppe sind Verletzungen mit Ruptur der vorderen und hinteren Sakroiliakalbändern zu finden, sodass eine rotatorische und translatorische Instabilität resultiert.

Die LC-Kategorie wird ebenfalls in drei Untergruppen gegliedert: Bei einer LC1 Verletzung kommt es ipsilateral zusätzlich zu einer Impressionsfraktur des Sakrums. Bei der LC2-Kategorie hingegen liegt eine Fraktur des Iliums vor bei intakten, dorsalen Sakroiliakalbändern. LC3 ist definiert durch eine LC1- oder LC2-Verletzung mit zusätzlicher kontralateraler APC-Verletzung.

1.2.3 AO-Klassifikation

Auch die Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen bediente sich der Einteilung nach Pennal und Tile und erstellte eine Klassifikation rein nach Stabilitätsgrad. Es resultiert eine Einteilung in stabile A-Verletzungen mit intaktem hinteren Beckenring, rotationsinstabile B-Verletzungen mit inkomplett durchbrochenem hinteren Beckenring und instabile C-Verletzungen mit komplett durchbrochenem hinteren Beckenring.

Bei Typ A-Verletzungen ist der hintere Beckenring sowohl ossär als auch ligamentär intakt, sodass keine Instabilität besteht. Dies ist der Fall bei Abrissfrakturen (A1), Frakturen der Beckenschaufel oder einzelner Schambeinäste (A2) sowie Sakrum-Querfrakturen (A3). Diese Kategorien

werden anhand des genauen Frakturlokus nochmals in je drei Untergruppen geteilt.

Verletzungen des vorderen Beckenringes (beispielsweise eine Symphysenruptur) kombiniert mit inkomplett durchbrochenem hinteren Beckenring gehören der Gruppe B an und sind rotationsinstabil. Bei B1-Verletzungen kommt es durch Außenrotation des Hemipelvis zur Ruptur der vorderen Sakroiliakalbändern (B1.1) oder zur Fraktur des Sakrums (B1.2). Die B1.1-Verletzung stellt die klassische Open-Book-Verletzung dar. Im Gegensatz dazu durchläuft das Hemipelvis bei B2-Verletzungen eine Innenrotation mit resultierender Verletzung der dorsalen Sakroiliakalbändern. Es entstehen Frakturen des Iliums oder Sakrums (B2.1 bis B2.3) ohne den dorsalen Ring komplett zu unterbrechen. B3-Verletzungen sind definiert durch eine bilaterale Verletzung des dorsalen Beckenrings. Durchlaufen beide Beckenhälften eine Außenrotation (beidseitige B1-Verletzung), wird dies der Gruppe B3.1 zugeordnet. Bei bilateraler Innenrotation (beidseitige B2-Verletzung) sind die Kriterien für B3.3 erfüllt. In der Gruppe B3.2 wird eine Beckenhälfte nach innen gedrückt, während die andere außenrotiert.

Bei C-Verletzungen ist der dorsale Beckenring komplett durchbrochen und es resultiert zusätzlich eine vertikale und somit vollständige Instabilität. Auch hier unterscheidet man drei Untergruppen, die sich jeweils in drei weitere Subgruppen unterteilen lassen. Ist der hintere Beckenring unilateral unterbrochen, spricht man von einer C1-Verletzung. Möglich ist dies durch eine komplette Fraktur des Os ilium (C1.1), Sprengung der ISG-Fuge (C1.2) oder Sakrumlängsfraktur (C1.3). Ist der hintere Beckenring auf einer Seite komplett und kontralateral inkomplett unterbrochen, liegt eine C2-Verletzung vor. Die weitere Unterteilung wird analog zu C1 je nach Ort der kompletten Unterbrechung vorgenommen. Ist der hintere Beckenring beidseits komplett unterbrochen, liegt eine C3-Verletzung vor. Je nachdem ob und wie oft die Unterbrechung im Sakrum lokalisiert ist, unterteilt man in drei Subgruppen.

1.3 Epidemiologie und Ätiologie von Beckenringverletzungen und Symphysensprengungen

Beckenringverletzungen stellen mit circa drei bis acht Prozent aller Frakturen eher eine seltene Verletzung dar, die zwei Altersgipfel aufweist. Der erste Gipfel zeigt sich bei in der Regel polytraumatisierten Patienten¹ vor dem 30. Lebensjahr. Die Patientenklientel des zweiten Gipfels wird vorwiegend durch Patienten nach dem 70. Lebensjahr repräsentiert, bei denen es aufgrund von Stürzen in Kombination mit Osteoporose zu Frakturen kommt [49]. Große Bedeutung erlangt die Beckenringverletzung vor allem bei Polytraumapatienten, da sich in diesem Patientenkollektiv eine Prävalenz von bis zu 30 % findet [44]. Innerhalb der Beckenverletzungen ist am häufigsten der vordere Beckenring betroffen, meistens jedoch in Kombination mit einer Verletzung des Acetabulums oder des hinteren Beckenringes. Dieser Aspekt sollte bei der Diagnostik dringend berücksichtigt werden, um eine Verletzung des hinteren Beckenrings nicht zu übersehen. [50-53]

Ätiologisch betrachtet ist die häufigste Ursache für eine Beckenringverletzung ein Verkehrsunfall. Gänsslen et al. und Giannoudis et al. geben Verkehrsunfälle mit 59,7 % bzw. 62,9 % an [54, 55]. In einer eigenen Auswertung von Symphysensprengungen am Universitätsklinikum Würzburg ergaben sich ähnliche Daten, wobei 69,6 % der Patienten als Verkehrsteilnehmer verunglückten. Unterteilt man diese Kategorie der Verkehrsunfälle weiter, war ein Unfall als Motorradfahrer mit knapp zwei Drittel die häufigste Entität (s. Abb. 4) [56].

¹ Aus Gründen der Lesbarkeit wurde im Text je die männliche Form gewählt. Nichtsdestoweniger beziehen sich die Angaben in der gesamten Arbeit auf Angehörige sämtlicher Geschlechter.

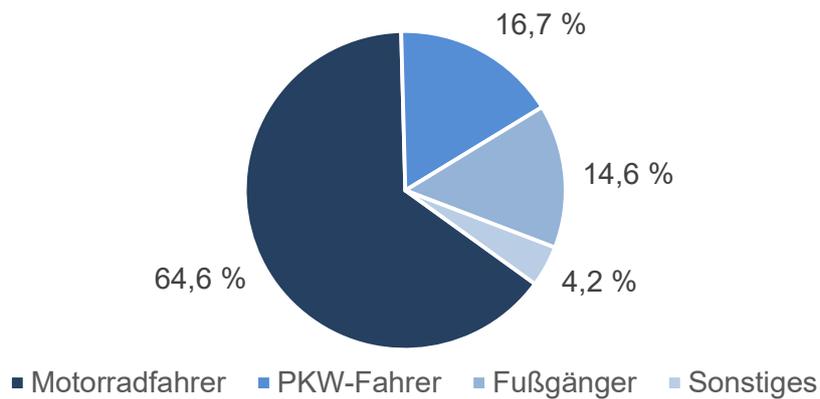


Abbildung 4: Innerhalb von Verkehrsunfällen sind am häufigsten Motorradunfälle als Ursache für eine Symphysenruptur zu verzeichnen.

Als zweihäufigste Ursache für Beckenringverletzungen sind Stürze zu nennen, die bei Gänsslen et al. und Giannoudis et al. eine Häufigkeit von ca. 25,0 % bzw. 30,6 % aufweisen [54, 55]. Bezogen auf Symphysensprengungen sind Stürze in Daten des Universitätsklinikums Würzburg ebenfalls mit 26,1 % als ätiologischer Faktor vertreten. Das durchschnittliche Alter der gestürzten Patienten lag dabei bei 56,4 Jahren. Die durchschnittliche Sturzhöhe betrug 4,3 m [56].

1.4 Therapie der Symphysensprengung und deren Komplikationen

Entsprechend der oben aufgeführten biomechanischen Aspekte der Symphyse lassen sich die Konsequenzen einer Symphysenruptur ableiten. Bei zweibeinigem Stand würde die Symphyse in horizontaler Richtung auseinanderweichen. Im Einbeinstand würde – wie in Abbildung 5 verdeutlicht – die auf die Symphyse einwirkende Schubkraft auf Seiten des Schwungbeines dazu führen, dass sich das ipsilaterale Os pubis nach kaudal verschiebt. [32]

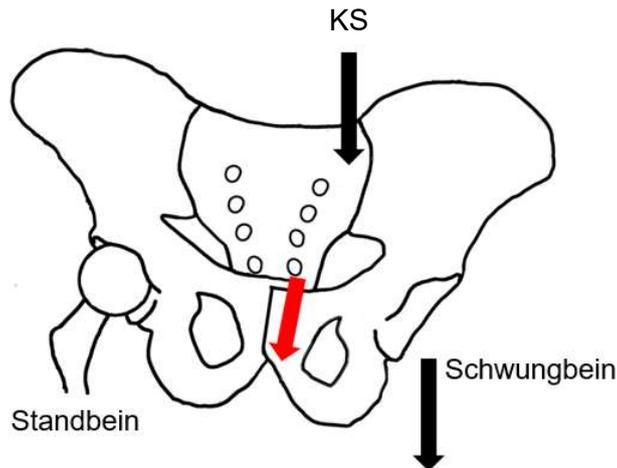


Abbildung 5: Schematische Darstellung der mechanischen Konsequenzen bei rupturierter Symphyse: Im Einbeinstand schiebt sich der Schambeinast des Schwungbeines nach kaudal vor den des Standbeines.

Um dies zu verhindern, ist gegebenenfalls eine Wiederherstellung des Ringkonstrukts nötig. Das aktuelle Standardverfahren zur endgültigen Stabilisierung der Symphyse ist eine Versorgung mittels Symphysenplatte [18, 19, 57, 58]. Sie kommt zur Anwendung im Rahmen von instabilen Beckenverletzungen sowie bei einer symphysären Dehiszenz von über 2,5 cm, da in diesem Fall mit einer Beteiligung der Ligg. sacroiliaca anteriora zu rechnen ist. [40, 59, 60]

Als Hautschnitt wird in der Regel der Pfannenstielschnitt verwendet. Nach Freipräparation der Symphyse wird diese mithilfe einer Zange reponiert. Dabei sollte die Repositionszange in Anbetracht der lateralen Lage des Canalis obturatorius im Foramen obturatum eher medialseitig positioniert werden. Zur endgültigen Versorgung wird meist eine Vierlochplatte verwendet. Die medialen Schrauben werden dabei parallel zum Symphysenspalt sowie mittig zwischen ventraler und dorsaler Oberfläche des Os pubis eingebracht, um so einen möglichst zentralen und langläufigen Schraubenverlauf innerhalb des Knochens zu erzielen. Die lateralen Schrauben sollten leicht konvergierend angebracht werden (siehe Abb. 6). [19, 40, 61]



Abbildung 6: Schematische Darstellung der angestrebten Schraubenverläufe: Bei der Symphysenplatte werden die medialen Schrauben möglichst parallel zum Symphysenspalt und die lateralen Schrauben konvergierend eingebracht.

Die Nachbehandlung richtet sich im Wesentlichen nach dem Verletzungsmuster. Eine postoperative Teilbelastung muss bei isolierten Symphysensprengungen nicht eingehalten werden. Bei Beteiligung des dorsalen Beckenrings sollte im Anschluss auf der betroffenen Seite eine Teilbelastung für circa acht Wochen eingehalten werden [19, 40].

Die Platte fungiert bis zum Abschluss der Heilung vorübergehend als Kraftaufnehmer. Wie oben beschrieben handelt es sich bei den auf die Symphyse wirkenden Kräften um Belastungen wechselnder Richtungen. Bei rigiden Symphysenplatten, die an die Stelle der physiologisch in geringem Grade nachgiebigen Symphyse treten, kann diese Variabilität jedoch zu einer Schraubenlockerung führen [20, 62]. Ein Beispiel für eine Materiallockerung ist in Abbildung 7 zu sehen.



Abbildung 7: Röntgenaufnahme Beckenübersicht: Es zeigt sich eine Schraubenlockerung mit konsekutiver Dehiszenz des Symphysenspaltes (mit freundlicher Genehmigung vom Institut für Radiologie des Universitätsklinikums Würzburg).

Zahlen zu Implantatversagen nach Symphysensprengungen variieren in der Literatur stark. Während Giannoudis et al. [63] ein Versagen bei nur 5,4 % der Patienten nachwiesen, konnten Putnis et al. [64] dies bei 30,6 % und Morris et al. [65] bei 42,6 % aufzeigen. Collinge et al. [66] publizierten 2012 eine Studie, in der sich bei 74,8 % der Patienten innerhalb eines Zeitraumes von sechs Monaten ein radiologisch nachweisbares Materialversagen im Sinne einer Schraubenlockerung oder eines Materialbruchs zeigte. Ob bei Implantatversagen eine Konsequenz im Sinne einer Implantatentfernung folgen sollte, ist umstritten, da viele der Patienten asymptomatisch bleiben und ein rein radiologisches Versagen ohne klinische Beschwerden vorliegt [63, 65]. Culemann [49] beispielsweise empfiehlt eine Entfernung von Symphysenplatten sechs bis acht Monate postoperativ. In der AWMF-Leitlinie steht geschrieben: „Die Indikation zur Implantatentfernung ist relativ. Sie wird individuell gestellt. Es gibt keine evidenzbasierte Empfehlung“ [67, Seite 10]. Bei Lockerung vor Konsolidierung der Verletzung mit erneuter Dehiszenz oder klinischen Beschwerden ist jedoch ein therapeutischer Zweiteingriff erforderlich [63-65, 68].

Jeder operative Eingriff birgt gewisse Risiken, sowohl von anästhesiologischer Seite als auch durch die Operation selbst. Bei Operationen am vorderen Beckenring werden dabei vor allem iatrogene Verletzungen des Samenstrangs, der Vasa femoralia oder der Harnblase beobachtet. Bei Revisionseingriffen ist zudem aufgrund unübersichtlicherer Anatomie mit noch höheren Komplikationsraten zu rechnen [69, 70]. Bei Revision einer Symphysenplatte kann sich überdies eine erneute Verankerung in bereits vorgebohrten Knochen bzw. in durch Schraubenlockerung entstandene Knochendefekte hinein als anspruchsvoll herausstellen. Die große Prävalenz an gelockerten Symphysenplatten in Kombination mit risikoreicheren Revisionseingriffen stellt somit eine Problematik dar.

1.5 Zielsetzung der Studie

Eine rigide Symphysenplatte ist ein biomechanisch suboptimales Prinzip, da sie den Scherkräften, die auf die Symphyse wirken, nicht gerecht wird. Wie vorausgehend beschrieben ist bei einigen Patienten, die eine Symphysenplatte erhielten, ein Zweiteingriff aufgrund von Materialversagen nötig, wodurch sich das Komplikationsrisiko für den Patienten kumuliert. Das Augenmerk der vorliegenden Studie liegt auf einer Alternative zur Symphysenplatte: Es wurde eine Methode gesucht, die potenziell nebenwirkungsärmer – im Sinne möglichen Materialversagens, meist hervorgerufen durch Schraubenlockerung – sein könnte als die Standardtherapie. Durch Cerclagesysteme als schraubenfreier Ersatz kann eine Schraubenlockerung mit möglicher konsekutiver Revision theoretisch umgangen werden. Des Weiteren könnte damit bei Revisionseingriffen eine Option geschaffen werden, wenn ein erneutes Verankern von Schrauben in insuffizientem Knochen unmöglich erscheint. Dieser theoretische Vorteil darf jedoch nicht zu Ungunsten der Stabilität gehen, daher sollten alternative Methoden diesbezüglich mindestens gleichwertig sein. Es ist nicht beabsichtigt mit dieser Studie eine stabilere Alternative zu finden. Um zu prüfen, ob Cerclagesysteme eine reelle Option darstellen, sollte im Experiment eine zur Standardversorgung mindestens äquivalente Stabilität vorhanden sein, wobei eine Überlegenheit akzeptiert wird.

Ziel der Arbeit ist es, zu zeigen, dass im experimentellen Versuchsaufbau im biomechanischen Labor eine Symphysenversorgung mittels Cerclagesystemen gelingt und der Symphysenplatte bezüglich Stabilität nicht unterlegen ist. Die Nullhypothese lautet somit: Eine Kabelcerclage oder ein Metallband ist der Symphysenplatte bei Versorgung einer Symphysensprengung bezüglich der Stabilität unterlegen.

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

Getestet wurden 30 synthetische Becken der Firma Synbone (Synbone AG, Malans, Schweiz; 4060 Pelvis; Polyurethan-Schaum), die auf drei Gruppen á zehn Becken aufgeteilt wurden. Das jeweilige Beckenmodell wurde in Anterorotationsstellung an der Traverse der Prüfmaschine der Firma ZwickRoell (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Z020) befestigt. Zur Imitation der physiologischen Beckenkipfung [71] erfolgte die Aufhängung an der Traverse über eine 45 Grad gekippte Platte mit vier Schrauben, die von dorsal durch die Foramina sacralia der Sakralwirbelkörper (SWK) 1 und 2 eingebracht und ventral mit Unterlegscheiben und Muttern fixiert wurden. Um eine gute Anpassung der Beckenmodelle an diese Platte sowie möglichst wenig Spielraum zu erreichen, wurde mittels Polymethylmethacrylat (PMMA) ein passender Negativabdruck modelliert (siehe Abb. 8).

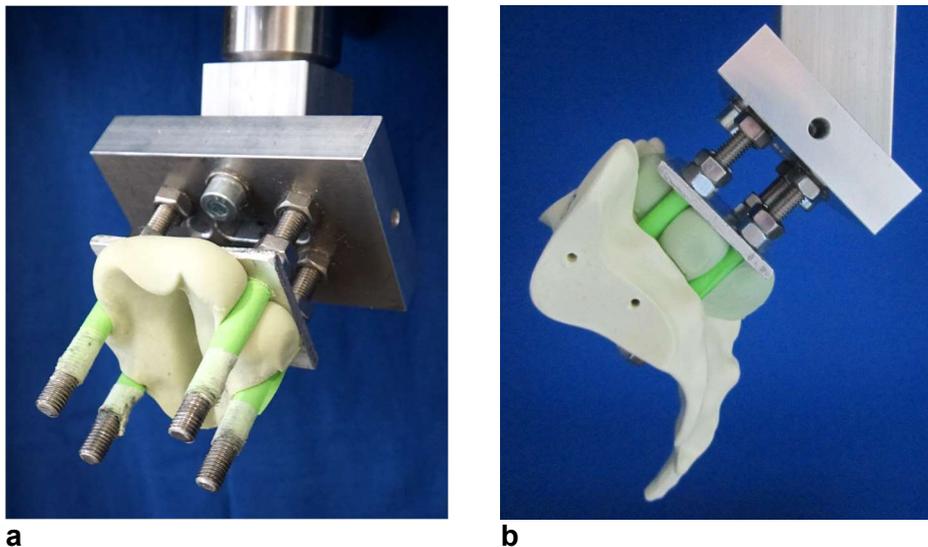


Abbildung 8: Aufhängung mit modelliertem PMMA-Abdruck (a), an der die Beckenmodelle über das Os sacrum befestigt wurden (b).

In der vorliegenden Studie wurde ein Einbeinstand simuliert. Damit werden Belastungen, die unter anderem während des Gehens auf die Symphyse einwirken, berücksichtigt. Auch in anderen publizierten biomechanischen Studien des Beckens wird häufig ein Einbeinstand verwendet [71-75]. Es

wurde ein Hüftkopfmodell mit einem Kopfdurchmesser von 48 mm verwendet, das unter Einhaltung des Antetorsionswinkel von 12 Grad [29] unter Zuhilfenahme von vier Schrauben am Bock der Maschine befestigt wurde.

Um die Zuggurtung des Musculus tensor fasciae latae zu imitieren, wurde zunächst an der Spina iliaca anterior superior der Beckenmodelle – gleichbedeutend dem Ansatz des genannten Muskels – ein Haken mit 5 mm Stärke befestigt. Um diesen jeweils an der gleichen Stelle in den Beckenmodellen zu verankern, wurde eine Bohrvorlage mittels lufthärtender Modelliermasse (FIMO®air basic, Artikelnr. 8100) erstellt. Ein weiterer Haken wurde an der Maschine befestigt. Beide Haken wurden anschließend durch ein Typ B-Spannschloss (Schäfer + Peters GmbH, Artikelnr. 90724B5) und einen S-Haken miteinander verbunden. Durch diese Verbindung wurde analog zum lebenden Menschen verhindert, dass die unbelastete linke Beckenseite während des Belastungszyklus abkippt. Der prinzipielle Versuchsaufbau ist in Abbildung 9 dargestellt.

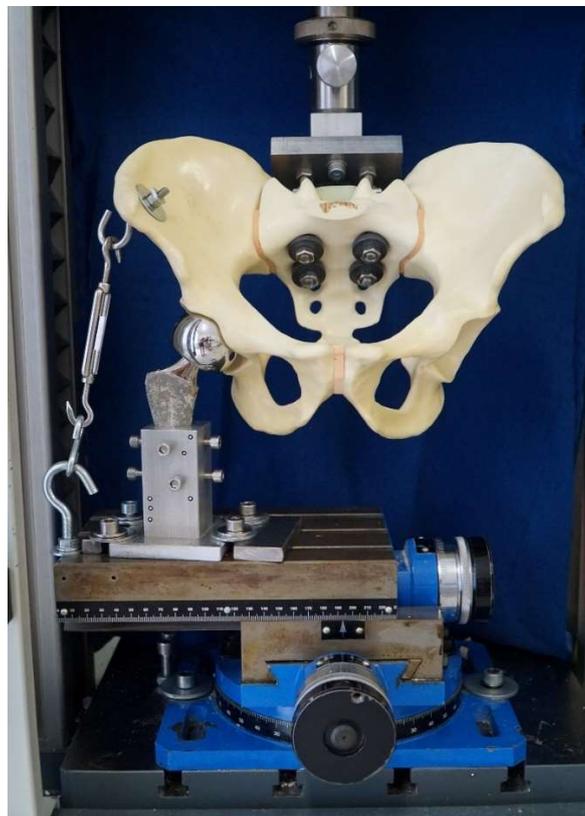


Abbildung 9: Versuchsaufbau mit Imitation eines Einbeinstandes sowie einer Zuggurtung.

Die Traverse der Maschine wurde so weit nach unten gefahren, dass ein Druck von 1 N erreicht wurde und somit sichergestellt war, dass die beiden Komponenten definitiv in Kontakt stehen. Anschließend wurde durch das Spannschloss ein Wert von 5 N erzeugt, der als Ausgangswert für die Testung und als Entlastungswert nach jedem Zyklus gilt.

2.2 Versorgung des Iliosakralgelenks

Um eine Verfälschung der Ergebnisse durch Bewegungen im Iliosakralgelenk möglichst gering zu halten, wurden alle Becken mit vier Sakroiliakalschrauben (SI-Schrauben) versorgt. Beidseits wurde sowohl im SWK 1 als auch im SWK 2 je eine 75 mm lange Kortikalisschraube mit einem Durchmesser von 6,5 mm (DePuy Synthes, Artikelnr. 418.075) und eine Unterlegscheibe (DePuy Synthes, Ø 13,0/6,6 mm, Artikelnr. 419.990) angebracht. Dazu wurde zunächst mit einem 3,2 mm-Bohrer vorgebohrt und anschließend mit einem Gewindebohrer ein 6,5 mm-Gewinde gesetzt. Im letzten Schritt wurde die SI-Schraube eingesetzt. Dabei wurden zuerst die beiden SWK 1-Schrauben eingebracht und im Anschluss, nach Entfernung der vom Hersteller vorhandenen Modellschraube, die SWK 2-Schrauben.

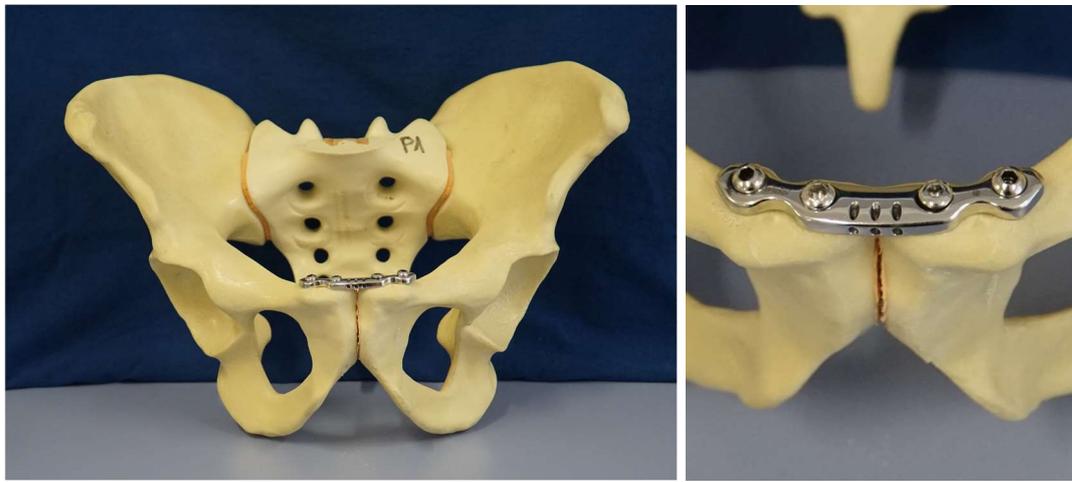
2.3 Versorgung des ventralen Beckenrings

Das künstliche Symphysenmaterial der Modelle wurde mit einem Skalpell entfernt, um eine Symphysensprengung zu imitieren, und das Becken anschließend der endgültigen Versorgung der entsprechenden Gruppe unterzogen.

2.3.1 Symphysenplatte

Die zehn Becken (P1 bis P10) der Gruppe *Platte* wurden mit einer 57 mm langen, 3,5 mm Vierlochplatte aus Stahl (DePuy Synthes, Artikelnr. 02.100.004) versorgt (siehe Abb. 10). Dabei wurden medial 55 mm und lateral 60 mm lange Schrauben (Pelvic Cortex Screw, je Ø 3,5 mm, DePuy Synthes, Artikelnr. 204.655 und 204.660) eingebracht. Die medialen Schrauben wurden dabei, wie in Kapitel 1.4 beschrieben, parallel zum Symphysenspalt verschraubt, während die lateralen leicht konvergierend nach median ausgerichtet wurden. Da die

Symphysenplatte aktueller Goldstandard ist, dient die Gruppe *Platte* als Referenzgruppe in dieser Studie.



a **b**
Abbildung 10: Beckenmodell der Gruppe *Platte* mit einer Symphysenplatte. Ansicht von ventral (a) und kranial (b).

2.3.2 Kabelcerclage

Lenz et al. [76] verglichen (unabhängig vom Becken) verschiedene Arten und Montagemethoden von Cerclagen und kamen zu dem Schluss, dass eine doppelt gelegte Kabelcerclage überlegen ist. Darauf aufbauend wurde in der zweiten Gruppe *Cerclage* (Becken C1 bis C10) eine Kabelcerclage aus Stahl mit Klemmverschluss (\varnothing 1,7 mm, DePuy Synthes, Artikelnr. 298.801.01) von ventral in das rechte Foramen obturatum eingeführt, dorsal der Symphyse vorbeigeführt und von dorsal aus dem linken Foramen obturatum ausgeführt. Die zweite Schlaufe wurde in selbiger Richtung angebracht. Die Verschlussklemme kam ventral auf dem linken Os pubis zu liegen (vgl. Abb. 11). Mit Hilfe eines Kabelspanners (DePuy Synthes, Artikelnr. 391.201 aus dem Instrumentensieb 688.215) wurde auf die Cerclage eine Zugkraft von 50 kg angewendet, wodurch sich diese an der anatomisch engsten Stelle positionierte. Schließlich wurde die Cerclage mittels Krimpzange (DePuy Synthes, Artikelnr. 391.882) in der Klemme fixiert und der überstehende Rest entfernt.

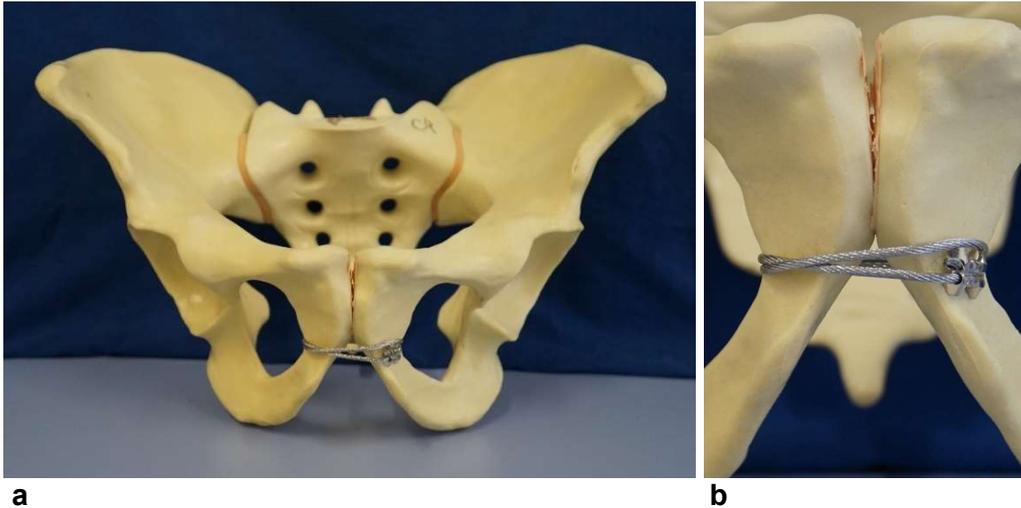


Abbildung 11 a und b: Beckenmodell der Gruppe *Cerclage* mit einer doppelt gelegten Kabelcerclage.

2.3.3 Metallband

Als weitere Alternative wurde die Gruppe *Band* (Becken B1 bis B10) mit einem flachen Metallband versorgt. Hierbei wurde ein 5,8 mm breites Titanband der Firma LINK (Artikelnr. 63-4300/02) verwendet. Dieses wurde in selbiger Richtung wie in der Gruppe *Cerclage* angebracht, jedoch nur mit einmaliger Umschlingung (s. Abb. 12). Anschließend wurde das Band durch ein Spanninstrument (LINK, Artikelnr. 63-4300/40) vorgespannt und der Verschluss durch einen Sechskantschraubenzieher (LINK, Artikelnr. 175-600) aus dem passenden OP-Sieb (LINK, 63-4300/05) geschlossen. Der Verschluss kam auch hier auf dem linken Schambeinast ventral zu liegen. Der überstehende Rest des 24 cm langen Bandes wurde gekürzt.

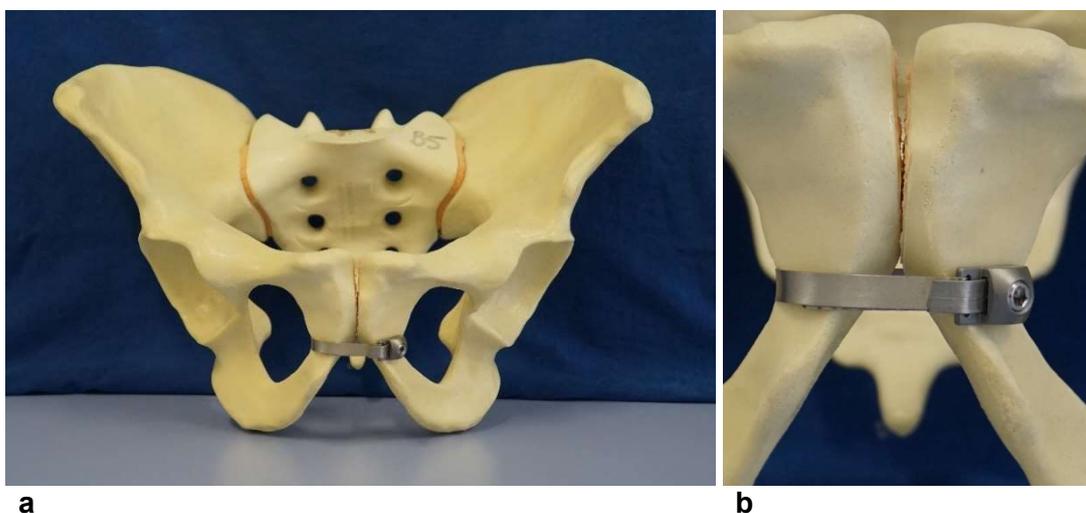


Abbildung 12 a und b: Beckenmodell der Gruppe *Band* mit Cerclageband.

2.4 Vortests und konsekutive Entscheidungen

Vor den eigentlichen Testungen wurden Vortests durchgeführt, um sowohl ein möglichst realistisches als auch realisierbares Testprotokoll festzulegen. Alle Vortests wurden an Becken vollzogen, die mit einer Symphysenplatte versorgt waren, da diese Versorgungstechnik die Referenz zu den neuen, experimentellen Techniken darstellt.

Bei Probetestungen ohne Zuggurtungsmodell war zu beobachten, dass das Os ilium der belasteten Seite leicht nach medial um den Hüftkopf rotierte und das Becken kontralateral abkippte. Daher fiel die Entscheidung eine Nachahmung der Zuggurtung in den Testaufbau zu integrieren. Entsprechend der Anatomie wurde diese, wie unter 2.1 beschrieben, befestigt.

Die niedrigste Belastungsstufe wurde auf 200 N festgesetzt und orientiert sich an einer Studie von Meißner et al. [35], die zeigt, dass zum Erreichen der mittleren physiologischen Auslenkung der Symphyse (bestimmt von Walheim et al. [34]) im Einbeinstand eine Kraft von durchschnittlich 169 N in vertikaler Richtung nötig ist. Die Autoren empfehlen, dass eine Osteosynthese bei Patienten, die eine Teilbelastung einhalten, eine Kraft von 169 N neutralisieren können sollte.

Bei Incompliance und folglich möglicher Vollbelastung raten die Autoren zu einer Osteosynthese, die die maximale vertikale Kraft von 333 N, die während des normalen Gehens auf die Symphyse wirkt, neutralisieren kann. Zudem wird angegeben, dass maximal 398 N in vertikaler Richtung notwendig sind, um die von Wahlheim et al. statuierte maximale Beweglichkeit der Symphyse zu erreichen, sodass das zweite Belastungsniveau auf 400 N festgesetzt wurde. Die beiden Kraftniveaus decken somit sowohl die durchschnittlichen (169 N) als auch die maximalen (398 N) vertikalen Kräfte ab, die im Einbeinstand zur maximalen Auslenkung der Symphyse führen. [35]

Ursprünglich waren Testungen bis 1000 N angedacht, um einerseits die zunehmende Prävalenz von Adipositas in unserer Gesellschaft und andererseits Belastungsspitzen, die beispielsweise während des Stolperns

entstehen können, zu berücksichtigen [77, 78]. Eine einmalige Belastung mit 1000 N hat das Beckenmodell allerdings im Iliosakralgelenk verworfen und die SI-Schrauben verbogen. Das Einbringen von insgesamt vier SI-Schrauben konnte dies nicht verhindern. Auch bei einer zyklischen Belastung von 750 N war dies aufgetreten. Da aber nicht die Stabilität der SI-Schrauben, sondern der Symphysenversorgung getestet werden sollte, wurde die höchste Belastungsstufe auf 600 N reduziert. Die Entscheidung zur Verwendung von vier SI-Schrauben wurde beibehalten, um Bewegungen des nicht im Fokus stehenden Iliosakralgelenks zu minimieren, besonders in Anbetracht der nicht vorhandenen Bandstrukturen am Modell. Folglich wurden Becken, bei denen es zu Materialbruch an den SI-Schrauben kam, auch von der Auswertung ausgeschlossen, da die dadurch entstandene enorme Beweglichkeit im SI-Gelenk die Nachgiebigkeit des gesamten Konstrukts deutlich erhöht. Um eine Verfälschung der Daten zu verhindern, flossen die erhobenen Daten in diesem Fall also nicht in die statistischen Berechnungen mit ein.

Um eine für das Testprotokoll der vorliegenden Studie geeignete Anzahl an Belastungszyklen festzulegen, wurde in den Vortestungen die Dehnung gegen die fortlaufende Zyklusnummer in einem Diagramm grafisch aufgezeichnet. Es zeigte sich bei zu geringer Zyklusanzahl, dass sich der entstehende Graph noch keiner Konstante annäherte. Beispielhafte Darstellungen solcher Graphen sind in Abbildung 13 und 14 abgebildet. Die Zyklusanzahl wurde anschließend für jedes Belastungsniveau so lange erhöht, bis man grafisch eine deutlich degressive Kurve mit Annäherung an eine gedachte Konstante erkennen konnte. So ergaben sich die Zyklusanzahlen von 500 für 200 N, 1000 für 400 N und 1500 für 600 N.

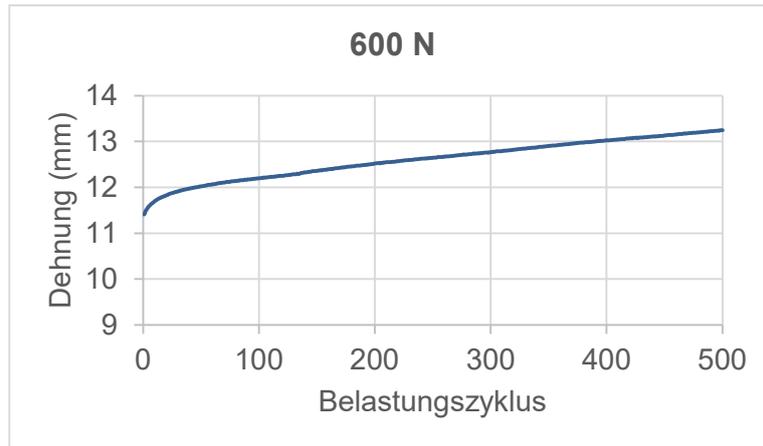


Abbildung 13: Auf dem Belastungsniveau von 600 N ist nach 500 Belastungszyklen grafisch noch keine Annäherung an eine gedachte Konstante zu erkennen.

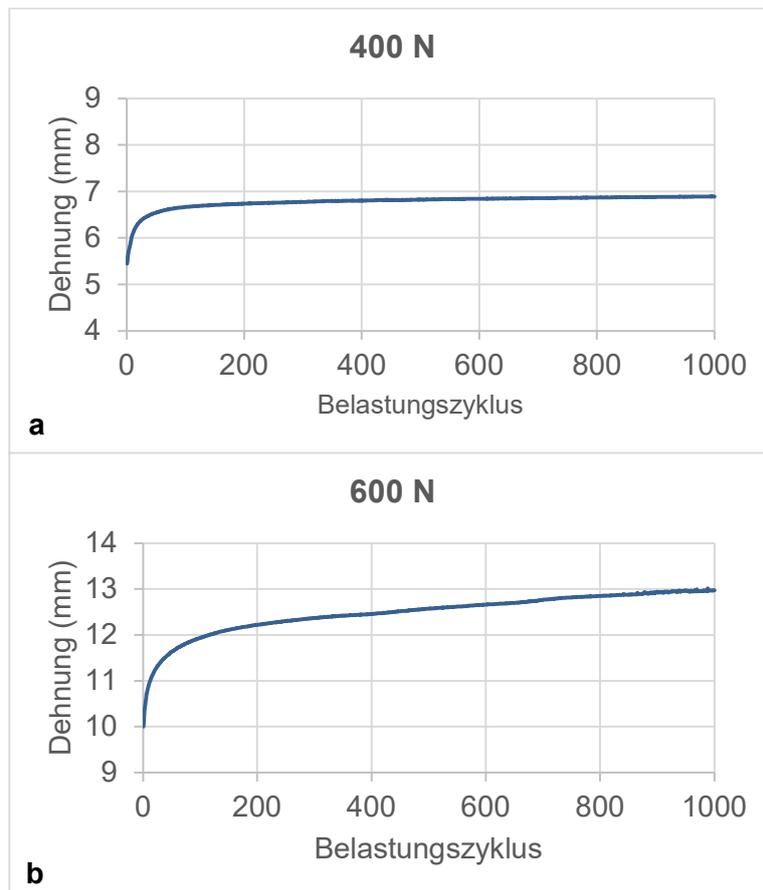


Abbildung 14: Auf dem Kraftniveau von 400 N (a) lässt sich nach 1000 Belastungszyklen eine Annäherung des Graphen an eine gedachte Konstante deutlich erkennen, während dies bei 600 N (b) weiterhin nicht der Fall ist.

2.5 Ablauf der Testung

Der endgültig festgelegte Testablauf strukturiert sich wie folgt: Getestet wurde mit unidirektionalen Druckbelastungen auf den Belastungsniveaus von 200 N, 400 N sowie 600 N. Die Zyklenanzahl betrug dabei 500, 1000 bzw. 1500. Vorausgehend wurden 10 Setzzyklen von 5 N auf 10 N zum Ausgleich der ersten Settlemente gewählt. In jedem Zyklus bewegte sich die Traverse mit 50 mm/min bis zum eingestellten Belastungsniveau und entlastete anschließend auf einen Wert von 5 N.

2.6 Erhobene Parameter

Untersucht wurden die Parameter Steifigkeit, Plastische Verformung, Peak-to-Peak Displacement sowie Total Displacement. Abbildung 15 zeigt beispielhaft ein Kraft-Dehnungs-Diagramm einer Testung, an dem die erhobenen Parameter im Folgenden veranschaulicht werden.

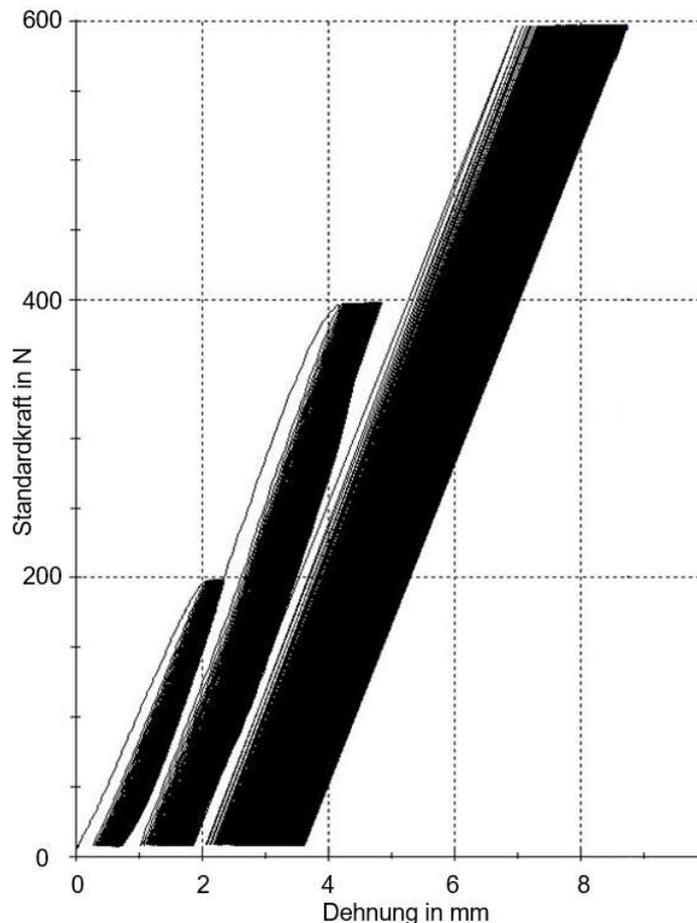


Abbildung 15: Beispielhafte Aufzeichnung eines Kraft-Dehnungs-Diagramms für eine Testung auf den Belastungsniveaus 200 N, 400 N und 600 N (Aufzeichnung durch die Software testXpert II, ZwickRoell).

2.6.1 Steifigkeit

Die Steifigkeit ist definiert als der Widerstand, den ein Material einer ausübenden Kraft entgegenwirkt. Sie wird gemessen als Anfangssteigung der ersten Belastung nach der Setzphase (s. Abb. 16) und wurde in der vorliegenden Arbeit durch die Software testXpert II (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) mittels einer Regressionsgeraden ermittelt. Je höher die Steifigkeit, als desto stabiler ist das Konstrukt anzusehen.

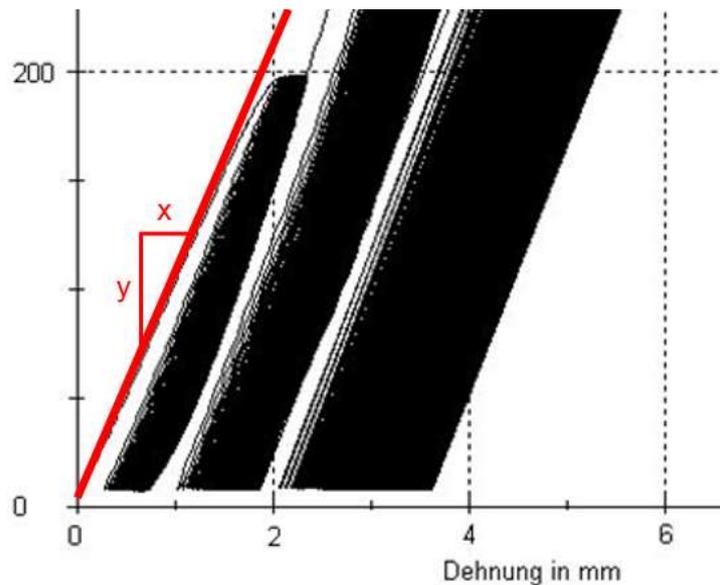


Abbildung 16: Bildausschnitt aus Abbildung 15: Die Anfangssteigung und damit Steifigkeit wird mittels einer Regressionsgeraden bestimmt.

2.6.2 Plastische Verformung

Die plastische Verformung gibt die irreversible Verformung eines Körpers (hier des Beckens) an, die auch nach Entlastung zurückbleibt. Ein voll elastischer Körper würde seine ursprüngliche Form wieder annehmen und somit keine plastische Verformung aufweisen.

Die Software testXpert II ermittelte für jeden einzelnen Belastungszyklus den geringsten Dehnungswert (D_{\min}), der bei Entlastung vorliegt. Die plastische Verformung wurde schließlich für jedes einzelne Belastungsniveau ermittelt, indem die Differenz aus D_{\min} des letzten Zyklus einer jeden Belastungsstufe und des ersten Zyklus der gleichen Belastungsstufe gebildet wurde. So ergab sich beispielsweise die plastische Verformung der Belastungsstufe 200 N durch

Subtraktion von D_{\min} im 500. Zyklus ($D_{\min 500 (200 N)}$) und D_{\min} im ersten Zyklus ($D_{\min 1 (200 N)}$) (vgl. Abb. 17).

Zudem wurde die plastische Verformung über die komplette Testung hinweg ermittelt (Verformung gesamt), indem die Differenz aus D_{\min} bei 600 N im 1500. Zyklus – und somit dem letzten Zyklus der gesamten Testung - und dem Ausgangswert der Testung (D_{\min} im ersten Zyklus auf 200 N) gebildet wurde. Mit diesen Werten wird nicht die plastische Verformung isoliert an der Symphyse und dem zugehörigen Implantat abgebildet, sondern jeweils die Verformung des gesamten Beckenkonstrukts.

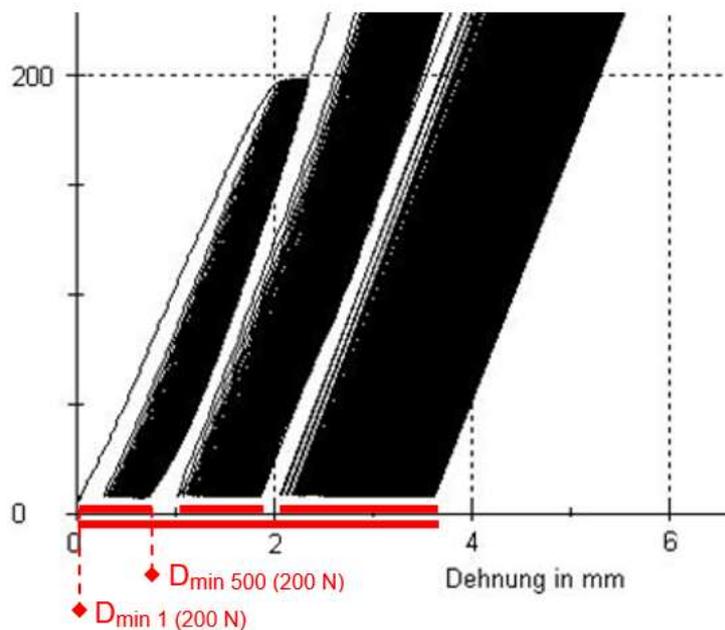


Abbildung 17: Bildausschnitt aus Abbildung 15: Grafische Darstellung des Parameters Plastische Verformung: Differenz von D_{\min} des letzten und ersten Zyklus einer jeden Belastungsstufe sowie über die komplette Testung hinweg.

2.6.3 Peak-to-Peak Displacement

Peak-to-Peak Displacement wird ähnlich der plastischen Verformung ermittelt, nur dass die Dehnung nicht bei Entlastung, sondern bei maximaler Belastung betrachtet wird.

Die Software testXpert II ermittelte für jeden Zyklus die Dehnung bei maximaler Belastung (D_{\max}). Grafisch betrachtet ist in einem Kraft-Dehnungs-Diagramm zu jeder Newtonspitze ein Dehnungswert hinterlegt. Peak-to-Peak Displacement

wurde für jedes Belastungsniveau ermittelt, indem jeweils die Dehnung bei der ersten Kraftspitze von der Dehnung der letzten Kraftspitze eines jeden Belastungsniveaus subtrahiert wurde. So ergab sich beispielsweise der Wert Peak-to-Peak Displacement für 400 N durch die Differenz von D_{\max} des 1000. Zyklus ($D_{\max 1000 (400 N)}$) und D_{\max} des ersten Zyklus bei 400 N ($D_{\max 1 (400 N)}$) (vgl. Abb. 18).

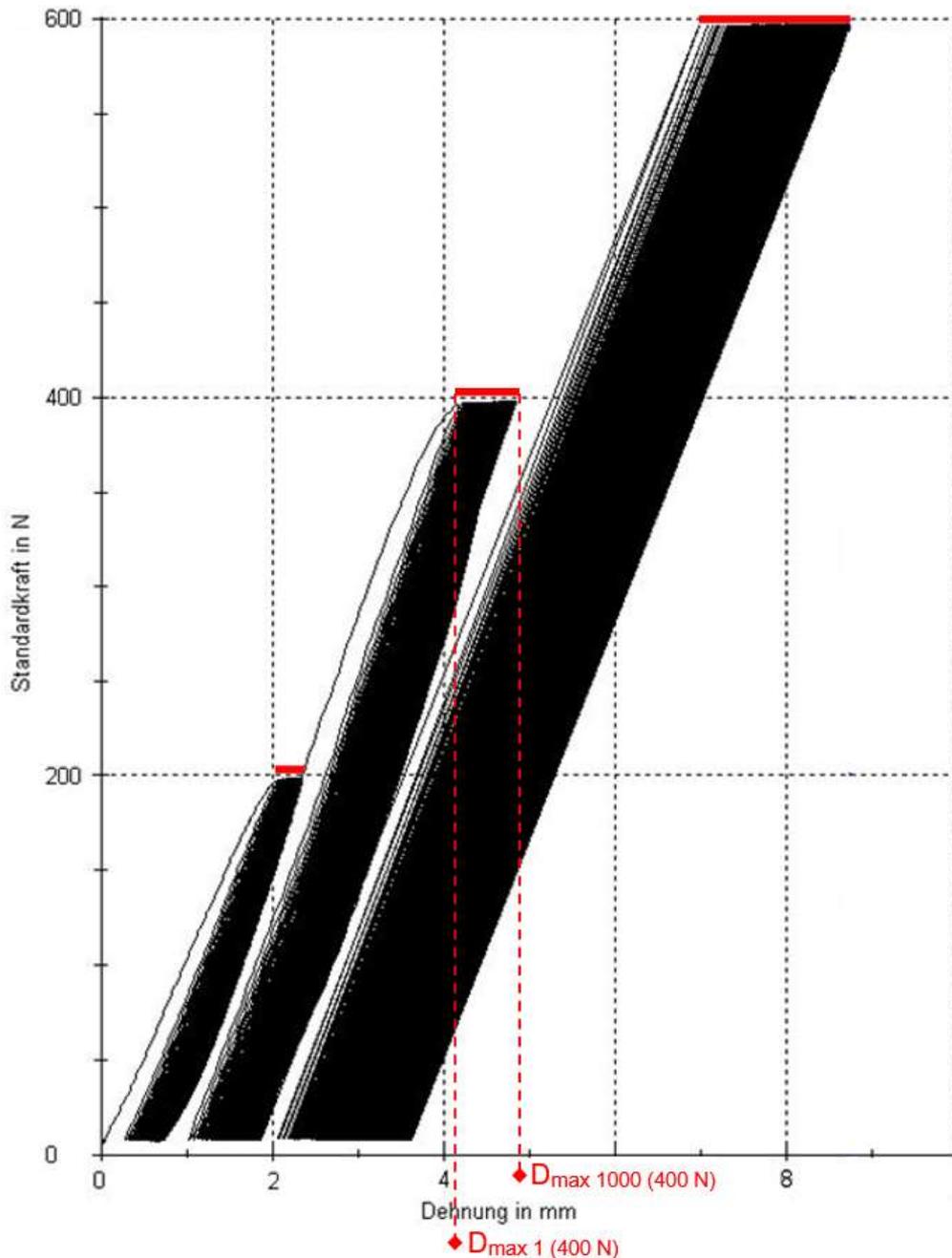


Abbildung 18: Grafische Darstellung des Parameters Peak-to-Peak Displacement: Differenz von D_{\max} des letzten und ersten Zyklus einer jeden Belastungsstufe (Aufzeichnung durch die Software testXpert II, ZwickRoell).

2.6.4 Total Displacement

Peak-to-Peak Displacement und plastische Verformung stellen jeweils eine Differenz dar, unabhängig davon, über welchem absoluten Dehnungswert sich dieser Differenzbereich befindet. Daher wurde zusätzlich das Total Displacement bestimmt, um ergänzend zur Steifigkeit einen absoluten Wert zu haben, der die Widerstandsfähigkeit des Konstrukts direkt widerspiegelt.

Ermittelt wurde dafür die Dehnung, die am Ende jeder ersten Belastung eines Kraftniveaus auftrat. Sie spiegelt wider, wie weit das Beckenkonstrukt durch die Kraftausübung nachgibt. Je stabiler und unnachgiebiger das Becken, desto kürzer ist der Weg, den die Traverse zurücklegen muss, bis das geforderte Kraftniveau erreicht ist. Dieser Endpunkt wird durch die Dehnung bei der ersten Kraftspitze (D_{\max}) eines jeden Belastungsniveaus dargestellt.

Zu berücksichtigen ist, dass der Startpunkt der eigentlichen Testphase nicht am Nullpunkt liegt. Die Startpunkte einer jeden Testung unterscheiden sich aufgrund der vorangegangenen Setzzyklen minimal. Um die Setzzyklen herauszurechnen, wurde D_{\min} des allerersten Belastungszyklus als Ausgangswert für die eigentlichen Testphase festgesetzt. Anschließend wurde die Differenz aus D_{\max} des ersten Zyklus einer jeden Belastungsstufe und D_{\min} des ersten Zyklus bei 200 N gebildet. Beispielsweise ergab sich das Total Displacement für 400 N durch die Differenz von D_{\max} des ersten Zyklus der Stufe 400 N ($D_{\max 1 (400 N)}$) und D_{\min} des ersten Belastungszyklus der Gesamttestung, ergo D_{\min} von Zyklus 1 bei 200 N ($D_{\min 1 (200 N)}$) (vgl. Abb. 19).

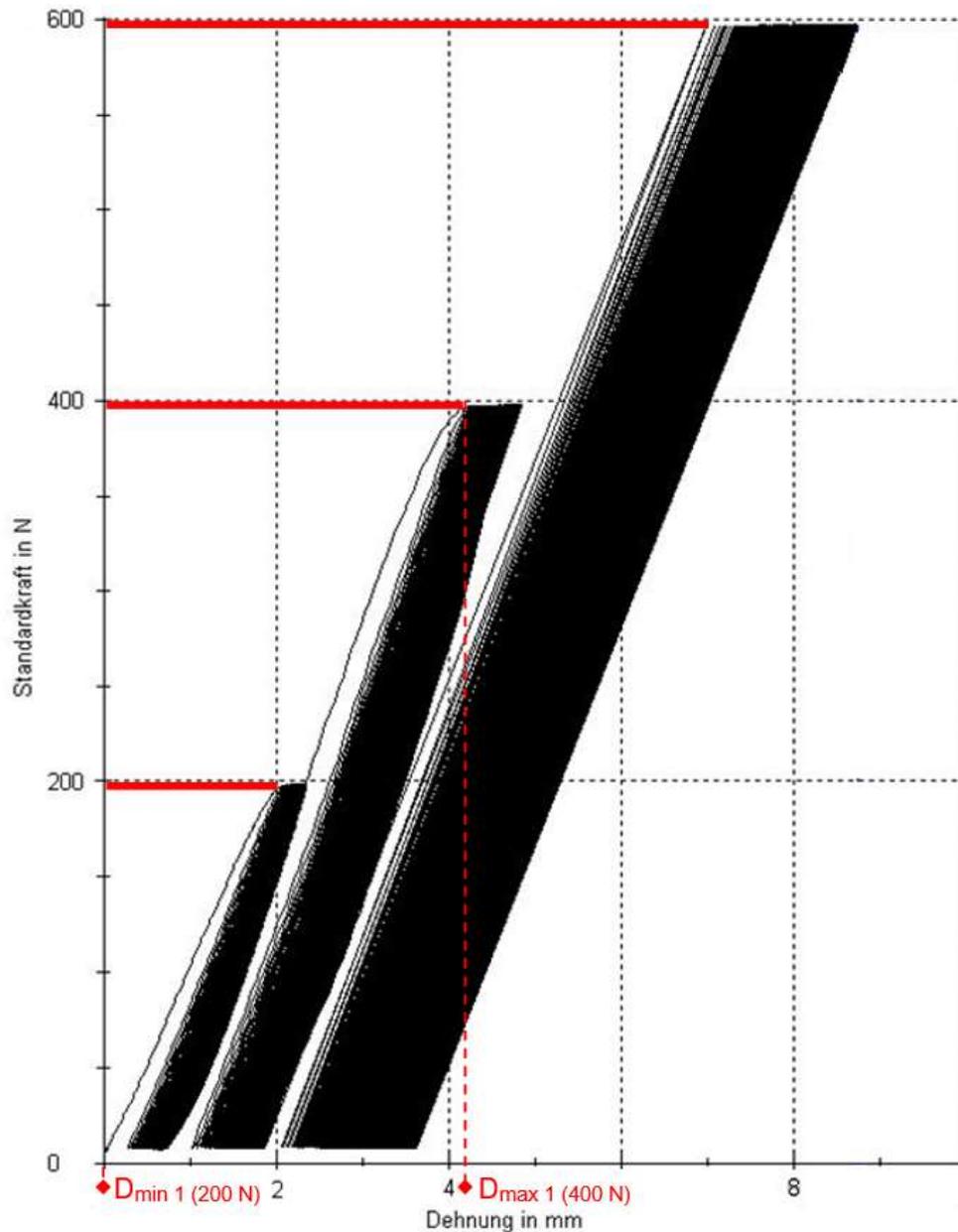


Abbildung 19: Grafische Darstellung des Parameters Total Displacement: Differenz der ersten Spitze (D_{max}) einer jeden Stufe und des Ausgangswertes ($D_{min\ 1\ (200\ N)}$) der Testung (Aufzeichnung durch die Software testXpert II, ZwickRoell).

2.7 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung der Daten sowie die Testung auf Nichtunterlegenheit erfolgte eigenständig mit Hilfe von Excel (Microsoft). Die Durchführung des Shapiro-Wilk sowie Levene-Tests wurde mit IBM SPSS Statistics (IBM Deutschland GmbH), die Darstellung der Messwerte in Quantil-Quantil-Plots mittels DATAtab e.U. (Graz) vorgenommen. Eine statistische Beratung und anschließende Prüfung der Ergebnisse erfolgte durch

den Lehrstuhl für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg bzw. die Statistikerin Daniela Keller.

2.7.1 Testung auf Nichtunterlegenheit

Wie in Kapitel 1.5 beschrieben, soll getestet werden, ob Cerclagesysteme eine zur Standardversorgung mindestens äquivalente Stabilität aufweisen, wobei eine Überlegenheit akzeptiert wird. Daher wurde in dieser Arbeit eine Testung auf Nichtunterlegenheit vorgenommen, die in der medizinischen Forschung immer häufiger relevant wird [79]. Nichtunterlegenheit bedeutet, dass das neue Verfahren äquivalent oder überlegen sein darf. Äquivalenz stellt dabei keinen Punktwert, sondern einen Bereich dar. Dieser Bereich Δ wird durch die Grenzen $-\varepsilon_1$ und ε_2 definiert. ε ist dabei die Abweichung vom Referenzwert, die unwesentlich ist und daher toleriert wird, um weiterhin Äquivalenz zu attestieren. In der vorliegenden Studie wurde für die Äquivalenzgrenzen ein relativer Wert herangezogen, der sich auf der Referenzgruppe *Platte* begründet. Ein absoluter Wert würde beispielsweise bei der plastischen Verformung der Stufe 200 N prozentual betrachtet einen deutlich größeren Äquivalenzbereich bedeuten als bei der plastischen Verformung über die gesamte Testung hinweg. Ein relativer Wert erscheint daher aufgrund unterschiedlich hoher Belastungsstufen sowie Teil- als auch Gesamtwerten sinnvoll. Gewählt wurde dabei eine tolerable Abweichung von 15 % von der Referenzgruppe.

Da bei Nichtunterlegenheit auch eine Überlegenheit akzeptiert wird, ist nur eine Grenze des Äquivalenzbereichs von Relevanz. Gelten höhere Werte als „besser“, so ist die untere Grenze $-\varepsilon_1$ des Äquivalenzbereichs der entscheidende Wert (s. Abb. 20).

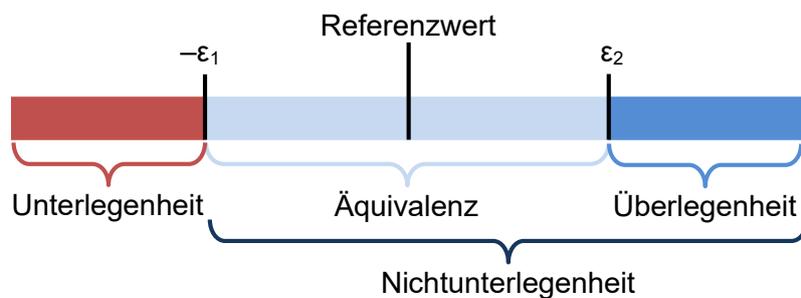


Abbildung 20: Veranschaulichung der Begrifflichkeiten: Sind höhere Werte wünschenswert, so ist Nichtunterlegenheit bei Überschreiten von $-\varepsilon_1$ vorhanden.

Statistischer Goldstandard für Äquivalenz- und Nichtunterlegenheitsstudien stellen Konfidenzintervalle dar. Im Gegensatz zu Äquivalenzstudien ist jedoch ein zweiseitiges Konfidenzniveau von 90 % bei Testung auf Nichtunterlegenheit nicht ausreichend. Um das Signifikanzniveau von 5 % nicht zu verletzen, müssen die Konfidenzgrenzen ein einseitiges Konfidenzniveau von 95 % besitzen. [79-81]

Zur Berechnung des 95 %-Konfidenzintervalls wird folgende Formel herangezogen:

$$\mu_1 - \mu_2 \pm t_{n_1+n_2-2;1-\alpha} * S_D * \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}$$

Die Referenzgruppe *Platte* ist mit ihrem Mittelwert μ_2 und der Stichprobengröße n_2 dargestellt. Die zu vergleichende Gruppe (*Cerclage* oder *Band*) wird durch den Mittelwert μ_1 und die Stichprobengröße n_1 vertreten, wobei wie oben beschrieben $n_1 = n_2 = 10$ ist.

Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ und 18 Freiheitsgraden ($n_1 + n_2 - 2$) beträgt das einseitige Quantil der t-Verteilung $t_{n_1+n_2-2;1-\alpha} = 1,73$.

Die Standardabweichung S_D berechnet sich mit folgender Formel:

$$S_D = \sqrt{\frac{(n_1 - 1) * s_1^2 + (n_2 - 1) * s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}},$$

wobei s_1 und s_2 die Standardabweichungen der beiden Vergleichsgruppen darstellen. Somit ergibt sich für das Konfidenzintervall folgende Gesamtformel:

$$\mu_1 - \mu_2 \pm 1,73 * \sqrt{\frac{(n_1 - 1) * s_1^2 + (n_2 - 1) * s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} * \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}$$

mit der unteren Konfidenzgrenze

$$C_U = \mu_1 - \mu_2 - 1,73 * \sqrt{\frac{(n_1 - 1) * s_1^2 + (n_2 - 1) * s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} * \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}$$

und der oberen Konfidenzgrenze

$$C_o = \mu_1 - \mu_2 + 1,73 * \sqrt{\frac{(n_1 - 1) * s_1^2 + (n_2 - 1) * s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} * \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}$$

Liegt nun dieses Konfidenzintervall (KI) innerhalb des zuvor festgelegten Äquivalenzbereichs mit den Äquivalenzgrenzen $-\varepsilon_1$ und ε_2 , wobei $\varepsilon = 0,15 * \mu_2$, ist Äquivalenz anzunehmen. Bei Nichtunterlegenheit wird nur eine der beiden Äquivalenzgrenzen betrachtet, abhängig davon, ob größere und kleinere Ergebnisse als „besser“ gelten. Für den Parameter *plastische Verformung* beispielsweise würde dies bedeuten, dass Nichtunterlegenheit vorliegt, wenn die obere Konfidenzgrenze kleiner als die obere Äquivalenzgrenze ist ($C_o < \varepsilon_2$). Würde die neue Methode wesentlich höhere und damit bezogen auf die Stabilität schlechtere Werte als die Referenz erzielen, würde C_o die Grenze ε_2 überschreiten und somit keine Nichtunterlegenheit vorliegen. Bei der *Steifigkeit* hingegen sind höhere Werte als stabiler zu werten, sodass hierbei die untere Konfidenzgrenze berücksichtigt werden muss und Nichtunterlegenheit gilt, wenn $-\varepsilon_1 < C_u$.

2.7.2 Testung auf Normalverteilung

Für die Berechnung von Konfidenzintervallen muss eine Normalverteilung der Messwerte gegeben sein. Ein Test auf Normalverteilung ist besonders bei kleinen Stichproben kritisch zu betrachten, da die Teststärke sehr gering und der Standardfehler in diesem Fall groß ist.

Die Voraussetzung der Normalverteilung wurde statistisch mittels Shapiro-Wilk-Test geprüft, da dieser im Vergleich zu anderen Testverfahren auch bei kleinen Stichprobengrößen noch eine einigermaßen gute Teststärke aufweist. Da der Stichprobenumfang mit zehn pro Gruppe jedoch sehr gering ist, wurde zusätzlich auf eine grafische Analyse mittels Quantil-Quantil-Plots (QQ-Diagramme) zurückgegriffen. Die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests sowie alle QQ-Diagramme sind im Anhang aufgeführt.

War keine Normalverteilung gegeben, wurde die Berechnung nach der in 2.7.1 aufgeführten Formel primär trotzdem durchgeführt, auch wenn das Ergebnis damit eventuell nicht verlässlich ist. In einem zweiten Schritt erfolgte in diesem Fall dann entweder eine Transformation der Daten (beispielsweise durch Logarithmieren) oder der Ausschluss von Ausreißern (definiert durch eine Abweichung um mehr als zwei Standardabweichungen), um die Voraussetzung der Normalverteilung zu erfüllen und die Testung auf Nichtunterlegenheit korrekt durchführen zu können. Bei einer Transformation ist es nötig auch die Werte der vergleichenden Gruppe analog zu transformieren, um eine Berechnung durchführen zu können. [82, 83]

2.7.3 Annahme der Varianzhomogenität

Die Berechnung von Konfidenzintervallen verlangt zudem Varianzhomogenität. Um die Varianzhomogenität der zu vergleichenden Gruppen zu testen, wurde auf den Levene-Test zurückgegriffen. Zugehörige p-Werte sind im Anhang aufgelistet.

3 Ergebnisse

3.1 Vergleich von Kabelcerclage und Platte

3.1.1 Steifigkeit

In der Gruppe *Cerclage* zeigte sich im Mittel eine Steifigkeit von 118,081 N/mm mit einer Standardabweichung (SD) von 18,619 N/mm. Die Referenzgruppe *Platte* erbrachte eine mittlere Steifigkeit von $105,676 \pm 13,281$ N/mm. Die Mittelwerte sind in Abbildung 21 mit der Standardabweichung als Fehlerbalken grafisch dargestellt.

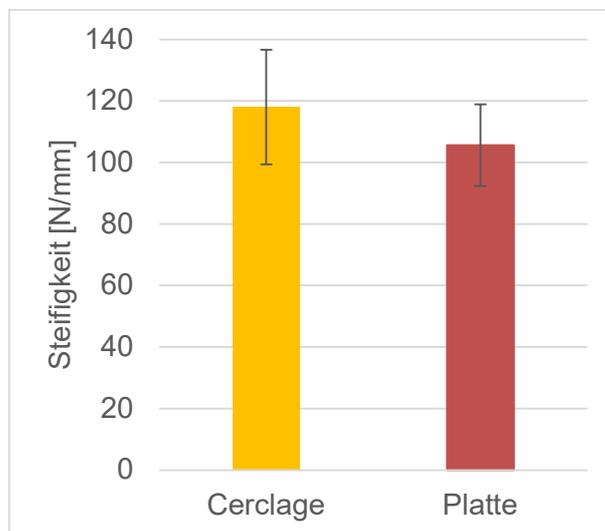


Abbildung 21: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Steifigkeit der Gruppen *Cerclage* und *Platte*.

Die Messwerte beider Gruppen waren nach Shapiro-Wilk als auch in den QQ-Diagrammen normalverteilt. Zudem wiesen sie Varianzhomogenität auf.

Nach oben ausgeführter Formel (siehe Abschnitt 2.7.1) ergaben sich die Konfidenzgrenzen $-0,107$ N/mm sowie $+24,917$ N/mm. Da bei der Steifigkeit höhere Werte als „besser“ anzusehen sind, ist hierbei die untere Konfidenzgrenze $C_u = -0,107$ N/mm von Interesse. Die untere Äquivalenzgrenze – festgelegt durch 15 % des Mittelwerts der Gruppe *Platte* als Referenz – betrug $-15,851$ N/mm. Dieser Wert liegt unterhalb der unteren Konfidenzgrenze, sodass Nichtunterlegenheit angenommen werden kann (vgl. Abb. 22).

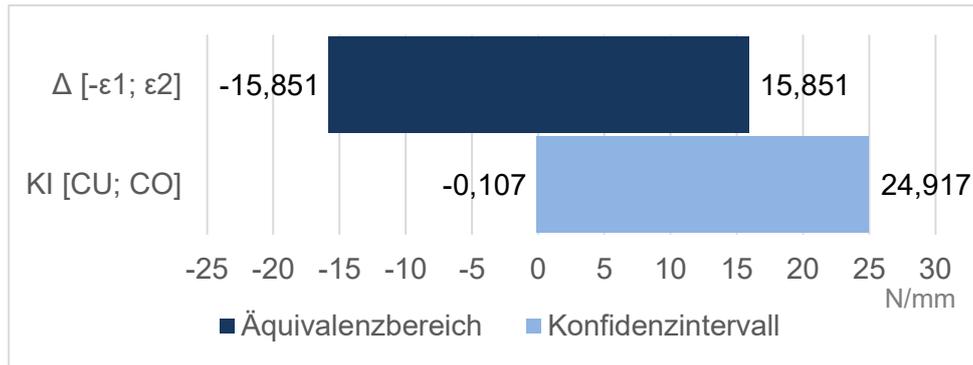


Abbildung 22: Grafische Darstellung des Äquivalenzbereichs sowie Konfidenzintervalls des Parameters Steifigkeit im Vergleich der Gruppen *Cerclage* und *Platte*: C_U überschreitet $-\epsilon_1$.

3.1.2 Plastische Verformung

Die plastische Verformung wurde jeweils für jedes Belastungsniveau ermittelt sowie über die gesamte Testung hinweg (Verformung gesamt). Die untenstehende Tabelle gibt eine Übersicht über die Mittelwerte sowie Standardabweichungen in den Gruppen *Cerclage* und *Platte*. Für jedes Belastungsniveau war der Mittelwert der Gruppe *Cerclage* niedriger als der der Gruppe *Platte* (s. Abb. 23).

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters *Plastische Verformung* der Gruppen *Cerclage* und *Platte*.

	Plastische Verformung in mm			
	Cerclage		Platte	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
200 N	0,554	0,171	0,637	0,208
400 N	0,855	0,259	1,008	0,236
600 N	1,342	0,746	1,424	0,594
gesamt	2,747	1,126	3,062	0,961

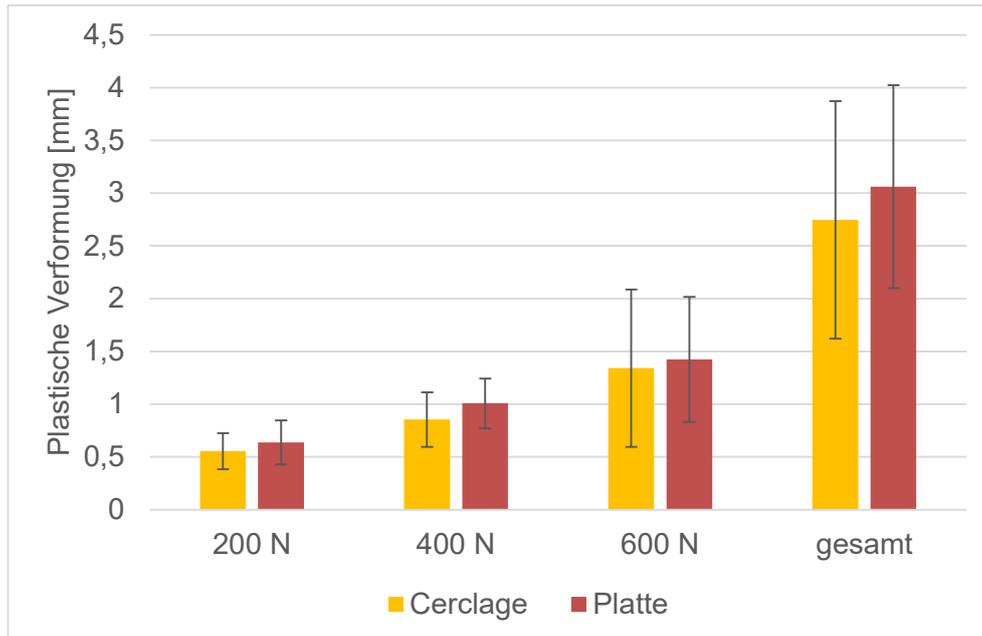


Abbildung 23: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Plastische Verformung der Gruppen *Cerclage* und *Platte*.

Sämtliche Werte wiesen Varianzhomogenität auf. Gemäß des Shapiro-Wilk-Tests zeigten sich die Daten der Gruppe *Cerclage* und *Platte* auf dem Kraftniveau von 600 N jeweils nicht normalverteilt. Betrachtet man die dazugehörigen QQ-Diagramme bestätigte sich dies aufgrund eines Ausreißers. Auch bei der plastischen Verformung gesamt ist dies jeweils sichtbar, sodass nach den QQ-Diagrammen hier ebenfalls keine Normalverteilung gegeben war, auch wenn der Shapiro-Wilk-Test darauf hindeutete. Eine Testung auf Normalverteilung auf den Kraftniveaus von 200 N und 400 N konnte somit wie oben beschrieben durchgeführt werden. Die Berechnung für die plastische Verformung für 600 N und die Gesamttestung wurde – trotz nicht gegebener Voraussetzungen – primär ebenfalls durchführt.

Bei diesem Parameter sind geringere Werte als überlegen zu deuten, sodass die obere Konfidenzgrenze betrachtet werden muss. Auf dem 200 N-Niveau ergab sich ein Konfidenzbereich von -0,231 mm bis 0,064 mm. ε_2 war mit 0,096 mm größer als die oberen Konfidenzgrenze. Bei 400 N schloss ε_2 mit 0,151 mm die obere Konfidenzgrenze von 0,038 mm ebenfalls ein. Auf dem höchsten Belastungsniveau überstieg die obere Konfidenzgrenze von 0,440 mm die obere Äquivalenzgrenze von 0,214 mm.

Betrachtet man die plastische Verformung über die gesamte Testung hinweg, so ergab sich ein Konfidenzintervall von -1,126 mm bis 0,494 mm sowie eine obere Äquivalenzgrenze von 0,459 mm (vgl. Abb. 24).

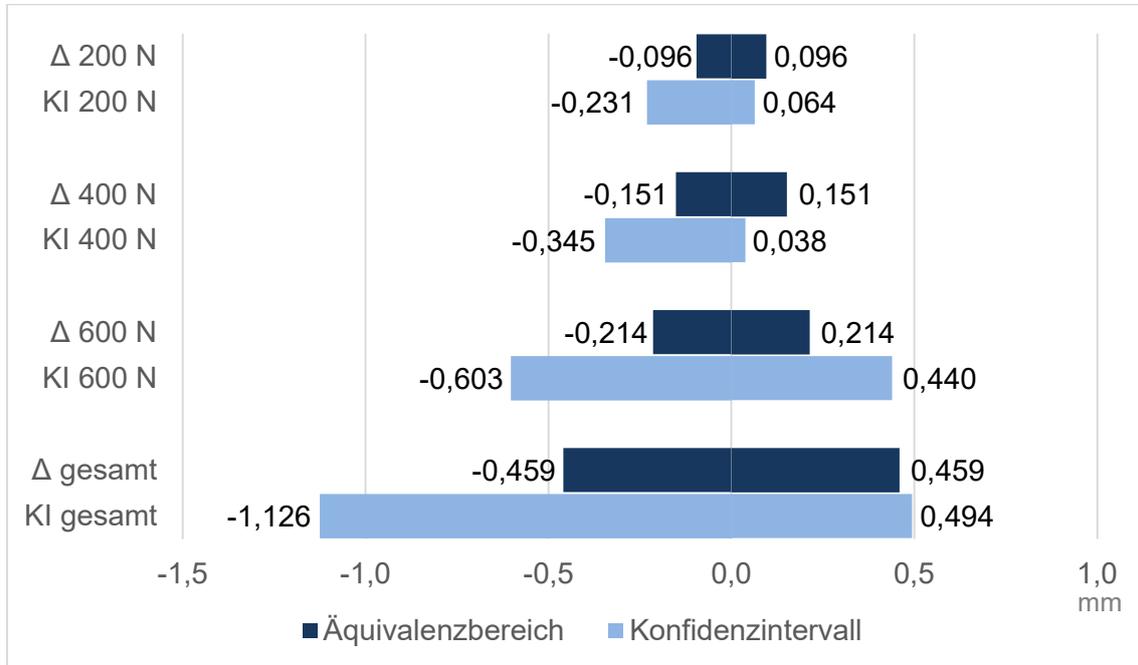


Abbildung 24: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Plastische Verformung im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte.

Es zeigte sich eine Nichtunterlegenheit auf den Belastungsstufen 200 N und 400 N. Bei der Kraftstufe von 600 N sowie Verformung gesamt, die wie oben beschrieben nicht normalverteilte Daten aufwiesen, zeigte sich keine Nichtunterlegenheit.

In einem zweiten Schritt wurde eine Berechnung für die plastische Verformung bei 600 N sowie Verformung gesamt nach Ausschluss der für die Ausreißer ursächlichen Becken (C4 und P6) durchgeführt. Die Daten waren schließlich normalverteilt und weiterhin varianzhomogen. Bei erneuter Berechnung ergaben sich die in Tabelle 2 und Abbildung 25 dargestellten Ergebnisse.

Tabelle 2: Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Plastische Verformung nach Ausschluss von Becken C4 und P6.

	600 N	gesamt
$-\varepsilon_1$ [mm]	-0,189	-0,425
C_U [mm]	-0,392	-0,925
C_O [mm]	0,138	0,158
ε_2 [mm]	0,189	0,425

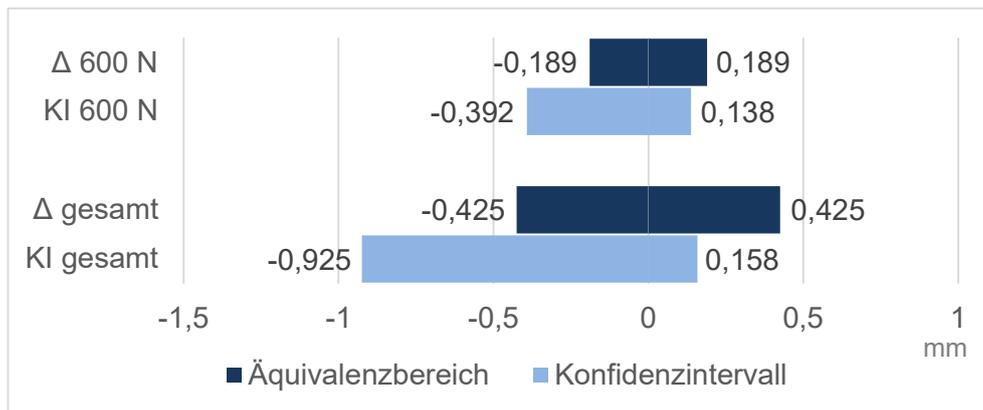


Abbildung 25: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Ausschluss von Becken C4 und P6.

Nach Erreichen der Voraussetzung einer Normalverteilung durch Ausschluss der Ausreißer zeigte sich eine Nichtunterlegenheit auch auf dem Belastungsniveau von 600 N sowie für die Gesamttestung.

3.1.3 Peak-to-Peak Displacement

Der Parameter Peak-to-Peak Displacement ist mit Mittelwerten und Standardabweichungen in Tabelle 3 aufgeführt. Die Mittelwerte der Gruppe *Cerclage* lagen auf den Belastungsstufen 200 N und 400 N unter denen der Gruppe *Platte*. Bei einer Belastung von 600 N zeigten die Becken der Gruppe *Cerclage* im Mittel größere Werte als die der Gruppe *Platte* (vgl. Abb. 26).

Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen *Cerclage* und *Platte*.

	Peak-to-Peak Displacement in mm			
	Cerclage		Platte	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
200 N	0,249	0,099	0,271	0,110
400 N	0,509	0,168	0,578	0,220
600 N	1,344	1,086	1,164	0,713

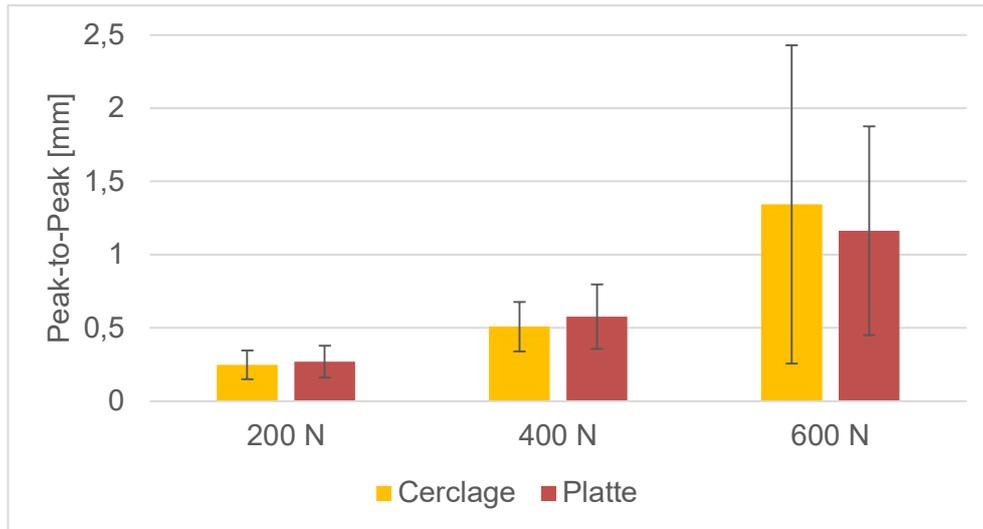


Abbildung 26: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Cerclage und Platte.

Analog zum Parameter der plastischen Verformung muss bei Peak-to-Peak Displacement die obere Konfidenzgrenze berücksichtigt werden. Die Werte wiesen alle Varianzhomogenität auf. Nach Shapiro-Wilk waren die Cerclage-Werte bei 600 N sowie die Platte-Werte bei 400 N und 600 N nicht normalverteilt. In den QQ-Diagrammen ließ sich erkennen, dass möglicherweise Ausreißer für die fehlende Normalverteilung der Daten verantwortlich sind. Auch bei den Cerclage-Werten bei 400 N zeigte sich ein Ausreißer, obwohl die Daten nach Shapiro-Wilk rechnerisch normalverteilt waren. Erfolgte die Testung auf Nichtunterlegenheit trotzdem, ergaben sich folgende Sachverhalte: Auf dem Kraftniveau von 200 N zeigte sich eine obere Äquivalenzgrenze von 0,041 mm, die unter der oberen Konfidenzgrenze von 0,059 mm lag. Bei 600 N traf dies mit 0,175 mm kleiner 0,891 mm ebenfalls zu. Auf dem Niveau von 400 N hingegen schloss die obere Äquivalenzgrenze von 0,087 mm das Konfidenzintervall, das bis 0,083 mm reicht, ein (vgl. Abb. 27).

Ergebnisse

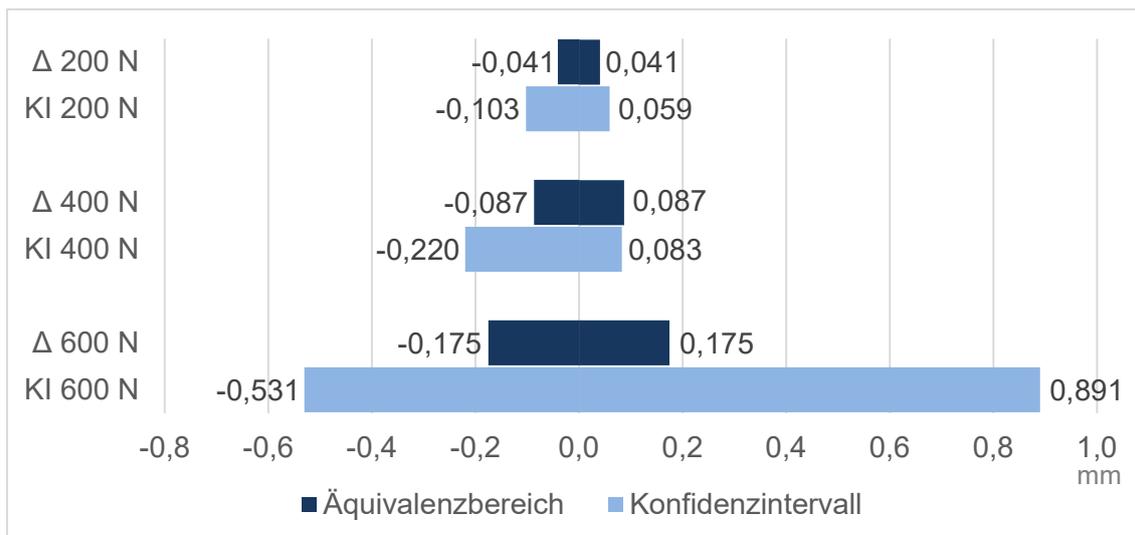


Abbildung 27: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Peak-to-Peak Displacement im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte.

Bezüglich Peak-to-Peak Displacement zeigte sich rechnerisch somit eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Cerclage* zur Gruppe *Platte* nur bei 400 N. Auf dem Niveau von 200 N oder 600 N war die Gruppe *Cerclage* bezogen auf den Wert Peak-to-Peak Displacement unterlegen. Zu berücksichtigen ist, dass bei diesen Ergebnissen die Voraussetzung einer Normalverteilung zum Teil nicht gegeben war.

Um eine Normalverteilung auch bei 400 N und 600 N zu erreichen, erfolgte der Ausschluss der für die Ausreißer verantwortlichen Becken (C4 und P6). Eine Varianzhomogenität lag nach Ausschluss der Ausreißer weiterhin vor. Bei erneuter Berechnung ergaben sich schließlich die in Tabelle 4 und Abbildung 28 aufgeführten Ergebnisse.

Tabelle 4: Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Peak-to-Peak Displacement nach Ausschluss von Becken C4 und P6.

	400 N	600 N
$-\varepsilon_1$ [mm]	-0,077	-0,145
C_U [mm]	-0,129	-0,249
C_O [mm]	0,035	0,367
ε_2 [mm]	0,077	0,145

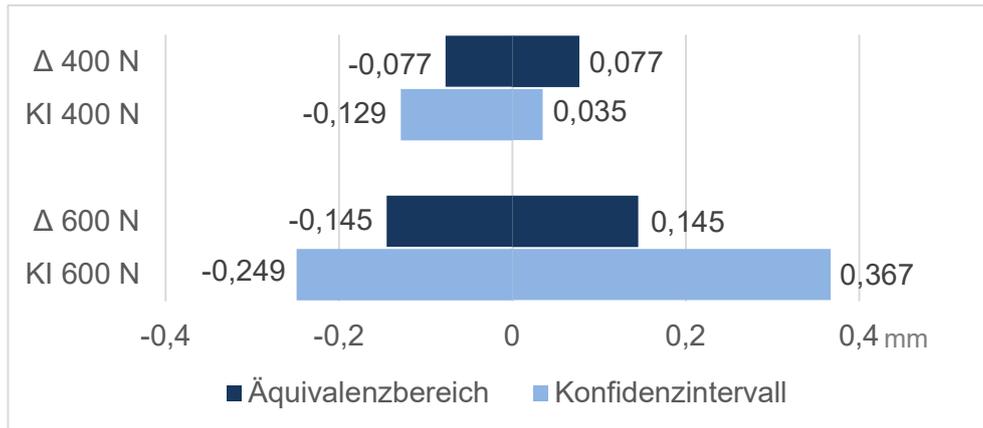


Abbildung 28: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Ausschluss der Becken C4 und P6.

Die Konsequenz veränderte sich dabei nicht: Auch nach Erreichen einer Normalverteilung der Daten bestand weiterhin nur bei 400 N eine Nichtunterlegenheit.

3.1.4 Total Displacement

Tabelle 5 listet die Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Total Displacement der Gruppen *Cerclage* und *Platte* auf. Die Mittelwerte der Gruppe *Cerclage* lagen jeweils unter denen der Gruppe *Platte* (vgl. Abb. 29)

Tabelle 5: Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Total Displacement der Gruppen *Cerclage* und *Platte*.

	Total Displacement in mm			
	Cerclage		Platte	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
200 N	1,720	0,292	1,902	0,245
400 N	3,629	0,563	4,021	0,494
600 N	6,016	1,093	6,649	1,025

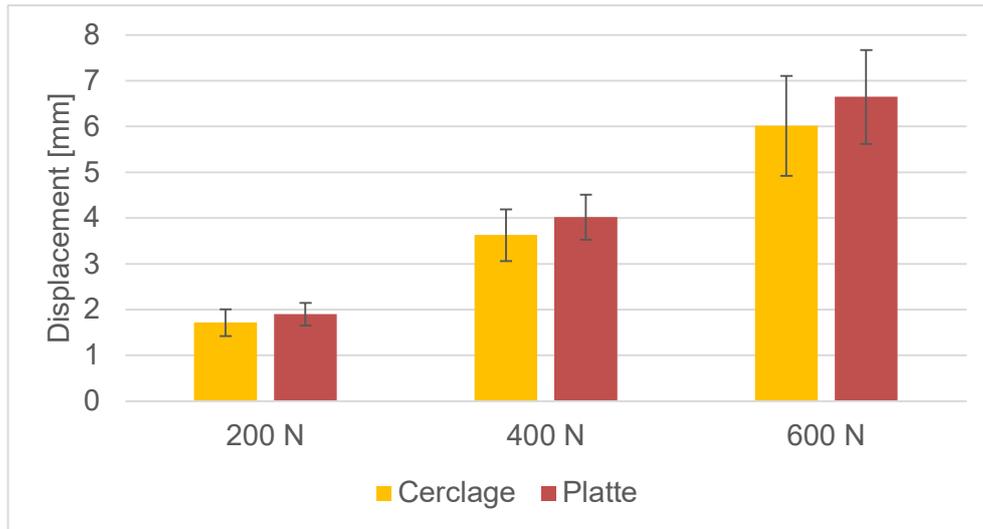


Abbildung 29: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Total Displacement der Gruppen Cerclage und Platte.

Die Werte waren alle nach Shapiro-Wilk als auch in den QQ-Diagrammen normalverteilt und nach Levene varianzhomogen. Auf der Belastungsstufe von 200 N ergab sich eine obere Konfidenzgrenze von 0,026 mm, die unter der Äquivalenzgrenze von 0,285 mm lag. Bei 400 N war ε_2 mit 0,603 mm ebenfalls größer als C_0 mit 0,017 mm. Auf der höchsten Belastungsstufe ergab sich mit einer Äquivalenzgrenze von 0,997 mm ein größerer Wert als 0,187 mm, der die obere Grenze des Konfidenzintervalls abbildet (vgl. Abb. 30).

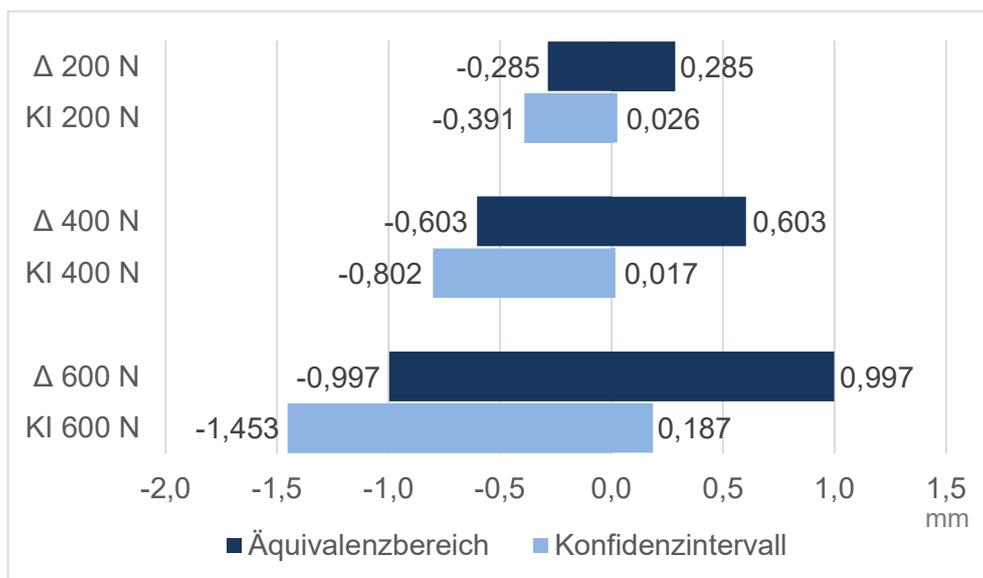


Abbildung 30: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Total Displacement im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte.

Es zeigte sich in allen Total Displacement-Werten eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Cerclage* gegenüber der Gruppe *Platte*.

3.2 Vergleich von Metallband und Platte

3.2.1 Steifigkeit

Die Gruppe *Band* wies eine mittlere Steifigkeit von $107,062 \pm 16,932$ N/mm auf. Im Vergleich dazu lag die Steifigkeit der Gruppe *Platte* bei $105,676 \pm 13,281$ N/mm (vgl. Abb. 31).

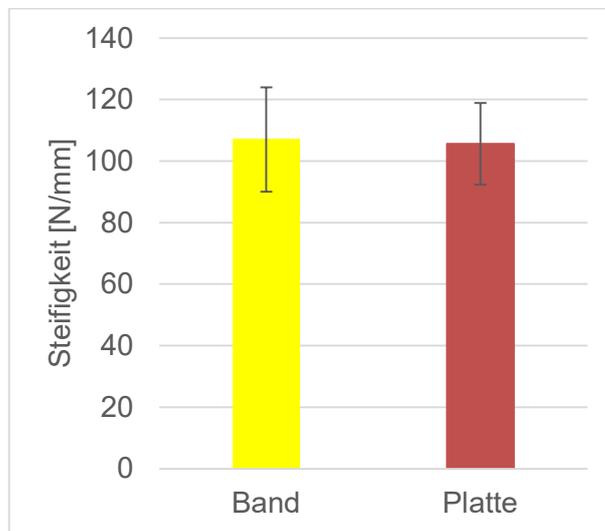


Abbildung 31: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Steifigkeit der Gruppen *Band* und *Platte*.

Die Werte waren nach Shapiro-Wilk alle normalverteilt und zeigten auch in den QQ-Diagrammen normalverteilte Messwerte. Zudem wiesen sie Varianzhomogenität auf. Betrachtet man die Konfidenzgrenzen, so ergaben sich als untere Grenze $-10,387$ N/mm und als obere Grenze $+13,158$ N/mm. Wie in 3.1.1 bereits erläutert ist bei der Steifigkeit die untere Äquivalenzgrenze von Bedeutung, die $-15,851$ N/mm betrug. Dieser Wert lag unterhalb der unteren Konfidenzgrenze (vgl. Abb. 32), sodass Nichtunterlegenheit angenommen werden kann.

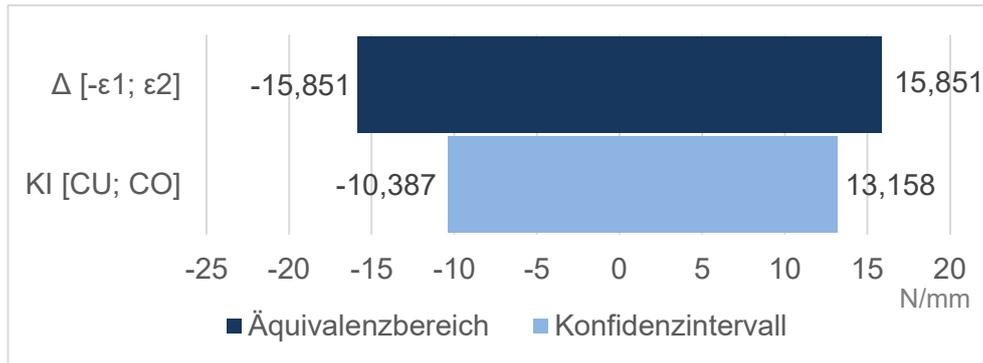


Abbildung 32: Grafische Darstellung des Äquivalenzbereichs sowie des Konfidenzintervalls des Parameters Stiffigkeit im Vergleich der Gruppen Band und Platte.

3.2.2 Plastische Verformung

Die untenstehende Tabelle stellt die Mittelwerte sowie Standardabweichungen der plastischen Verformung in den Gruppen *Band* sowie *Platte* vergleichend dar. Es zeigte sich, dass die Mittelwerte der Gruppe *Band* in allen Teilwerten der plastischen Verformung unter denen der Gruppe *Platte* lagen (vgl. Abb. 33).

Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Plastische Verformung der Gruppen Band und Platte.

	Plastische Verformung in mm			
	Band		Platte	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
200 N	0,567	0,192	0,637	0,208
400 N	0,900	0,223	1,008	0,236
600 N	1,158	0,245	1,424	0,594
gesamt	2,621	0,591	3,062	0,961

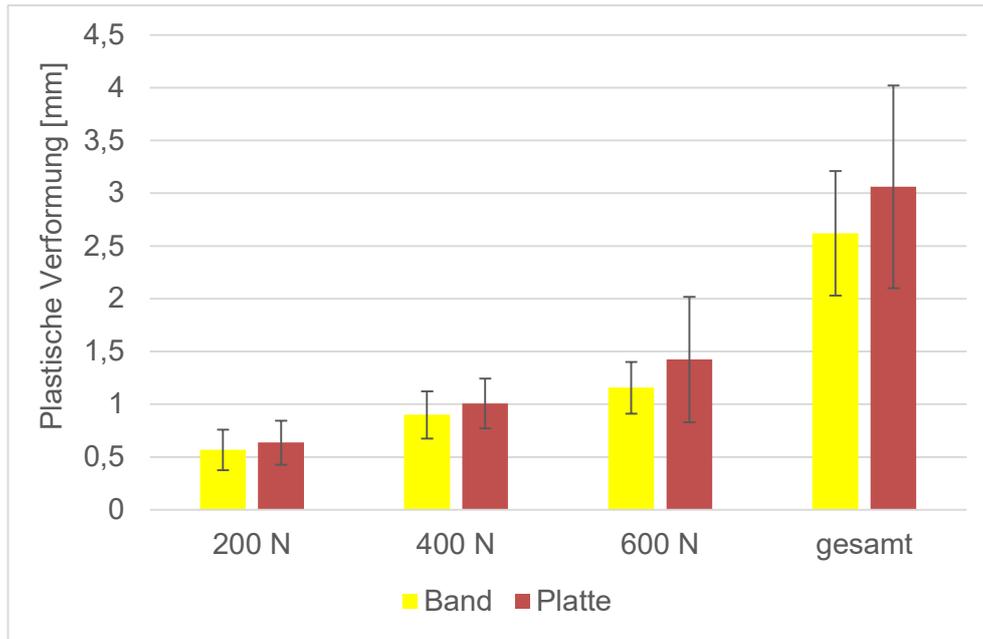


Abbildung 33: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Plastische Verformung der Gruppen Band und Platte.

Die Werte wiesen alle Varianzhomogenität auf. Nach Shapiro-Wilk waren die Werte der Gruppe *Platte* auf der Belastungsstufe von 600 N sowie die der Gruppe *Band* bei 400 N nicht normalverteilt. Wie bereits in Kapitel 3.1.2 beschrieben, zeigten sich die Werte der plastischen Verformung gesamt der Gruppe *Platte* in den QQ-Diagrammen ebenfalls nicht normalverteilt. Auch in den QQ-Diagrammen der Gruppe *Band* war bei Verformung gesamt keine Normalverteilung gegeben. Berechnete man die Konfidenzgrenzen dennoch, so ergab sich für die Kraftstufe von 200 N ein Konfidenzbereich von -0,225 mm bis 0,085 mm. ε_2 lag mit 0,096 mm über der oberen Konfidenzgrenze. Die Äquivalenzgrenze bei 400 N war mit 0,151 mm ebenfalls größer als die obere Konfidenzgrenze mit 0,070 mm. Auf dem höchsten Belastungsniveau lag die Äquivalenzgrenze bei 0,214 mm und die obere Konfidenzgrenze bei 0,085 mm.

Betrachtet man die plastische Verformung gesamt, so ergab sich ein Konfidenzintervall von -1,059 mm bis 0,176 mm sowie eine obere Äquivalenzgrenze von 0,459 mm (vgl. Abb. 34).

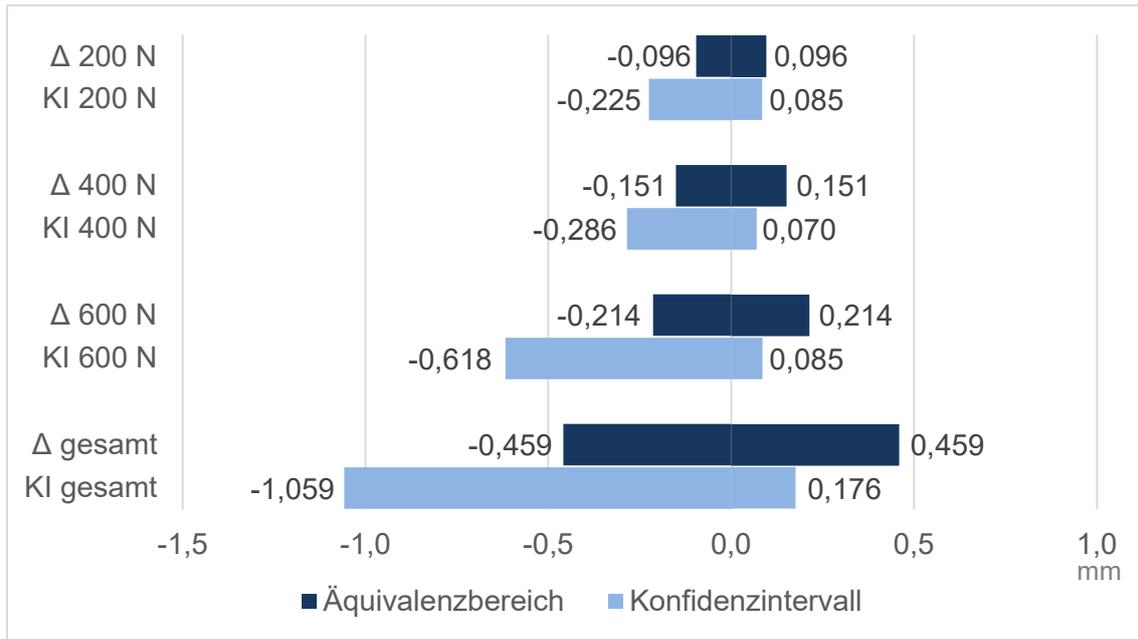


Abbildung 34: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Plastische Verformung im Vergleich der Gruppen Band und Platte.

Somit zeigte sich in allen vier vorliegenden Werten eine Nichtunterlegenheit, sofern die Berechnung mit den zum Teil nicht normalverteilten Daten erfolgt.

Wie bereits erläutert waren die Bandwerte der Stufe 400 N nicht normalverteilt. Ursächlich war jedoch nicht nur ein einzelner Ausreißer. Um eine Normalverteilung zu erreichen, erfolgte daher eine Transformation der Daten mittels Kehrwert. Schließlich zeigte sich eine Normalverteilung sowohl im QQ-Diagramm als auch im Shapiro-Wilk Test. Bei 600 N wurde wie bereits in Kapitel 3.1.2 ein Ausreißer der Gruppe *Platte* (P6) exkludiert. In der Gruppe *Band* zeigte sich bei 600 N eine Normalverteilung und somit konnten alle Werte in die Berechnung einfließen. Bei Verformung gesamt wurde doppelt logarithmiert, um die Daten einer Normalverteilung anzunähern. In allen drei Fällen wiesen die Daten auch nach der Transformation eine Varianzhomogenität nach Levene auf. Mit den transformierten, normalverteilten Daten erfolgte erneut die Berechnung von Konfidenzgrenzen, die im Anschluss zurück transformiert wurden. Es ergaben sich schließlich die in Tabelle 7 aufgezeigten und in Abbildung 35 veranschaulichten Grenzen.

Tabelle 7: Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Plastische Verformung nach Transformation bzw. Ausschluss von Becken P6.

	400 N	600 N	gesamt
$-\varepsilon_1$ [mm]	-6,393	-0,189	-7,727
C_U [mm]	-14,706	-0,314	5,405
C_o [mm]	3,247	0,114	11,790
ε_2 [mm]	6,393	0,189	7,727

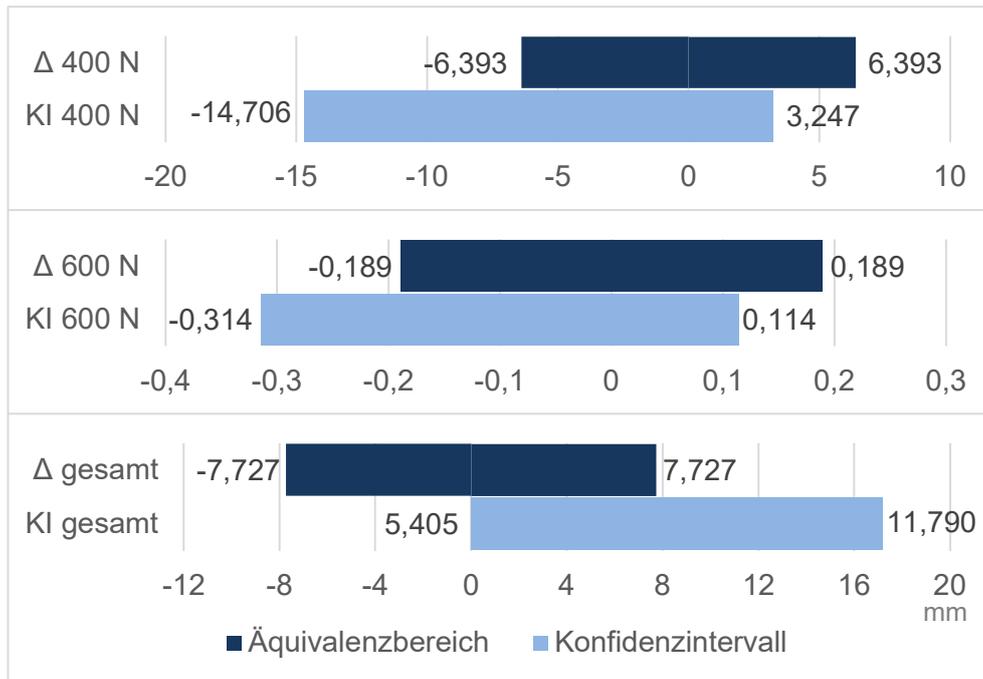


Abbildung 35: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Transformation (400 N und gesamt) bzw. Ausschluss von Becken P6 (600 N).

Nach Erfüllung der Voraussetzungen zeigte sich schließlich weiterhin eine Nichtunterlegenheit bei 400 N und 600 N. Bei Verformung gesamt war dies nicht mehr der Fall.

3.2.3 Peak-to-Peak Displacement

Tabelle 8 führt die Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen *Band* und *Platte* auf. Die Mittelwerte der Gruppe *Band* lagen dabei jeweils unter denen der Gruppe *Platte* (vgl. Abb. 36).

Tabelle 8: Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Band und Platte.

	Peak-to-Peak Displacement in mm			
	Band		Platte	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
200 N	0,205	0,064	0,271	0,110
400 N	0,453	0,098	0,578	0,220
600 N	0,780	0,157	1,164	0,713

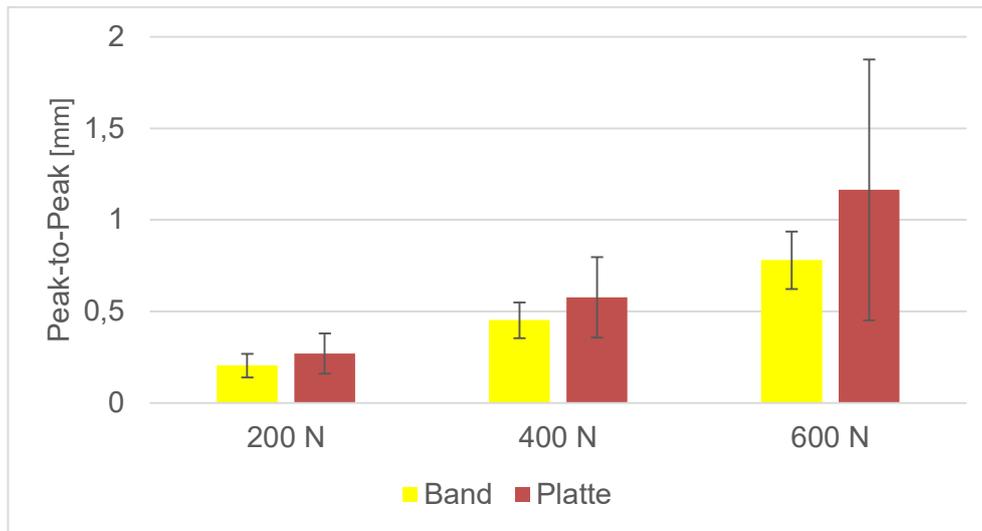


Abbildung 36: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Band und Platte.

Die Werte wiesen auf den Kraftstufen von 400 N sowie 600 N eine Varianzhomogenität auf, bei 200 N war dies nicht der Fall. Nach Shapiro-Wilk waren die Band-Werte bei 600 N sowie die Platte-Werte bei 400 N und 600 N nicht normalverteilt. In den QQ-Diagrammen bestätigte sich dies. Auf der Belastungsstufe von 200 N zeigte sich eine obere Konfidenzgrenze von 0,004 mm, die von der Äquivalenzgrenze von 0,041 mm überschritten wurde. Bei 400 N lag ε_2 mit 0,087 mm über der betrachteten Grenze von 0,007 mm. Auf der höchsten Belastungsstufe ergab sich mit einer Äquivalenzgrenze von 0,175 mm ein größerer Wert als 0,015 mm, der die obere Grenze des Konfidenzintervalls bildet (vgl. Abb. 37).

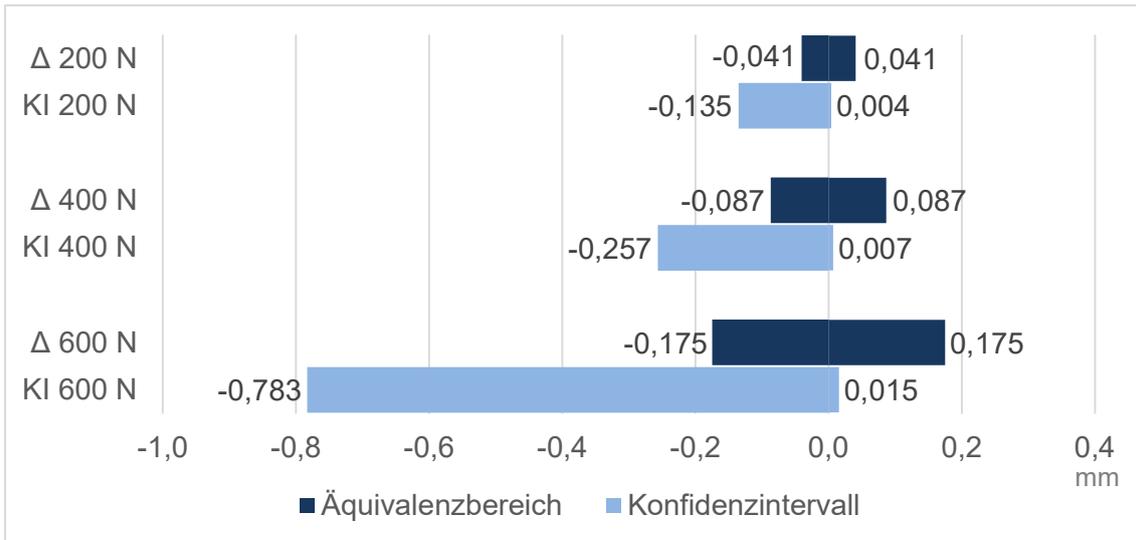


Abbildung 37: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Peak-to-Peak Displacement im Vergleich der Gruppen Band und Platte.

Es zeigte sich bei Berechnung mit den Originalwerten eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Band* gegenüber Gruppe *Platte* auf allen Belastungsstufen.

In einer zweiten Berechnung wurde bei 400 N wie bereits in Kapitel 3.1.3 ein Ausreißer der Gruppe *Platte* (P6) exkludiert. In der Gruppe *Band* zeigte sich eine Normalverteilung und somit konnten alle Werte in die Berechnung einfließen. Bei 600 N erfolgte eine Transformation mittels Kehrwert mit konsekutiv normalverteilten, jedoch laut Levene schließlich nicht mehr varianzhomogenen Daten. Die anschließend berechneten Grenzen wurden schließlich zurück transformiert. Es zeigten sich folgende Grenzen mit unveränderter Konsequenz (vgl. Tbl. 9 und Abb. 38).

Tabelle 9: Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Peak-to-Peak Displacement nach Ausschluss von Becken P6 bzw. Transformation.

	400 N	600 N
$-\varepsilon_1$ [mm]	-0,077	-6,089
C_U [mm]	-0,136	-13,158
C_O [mm]	0,015	1,901
ε_2 [mm]	0,077	6,089

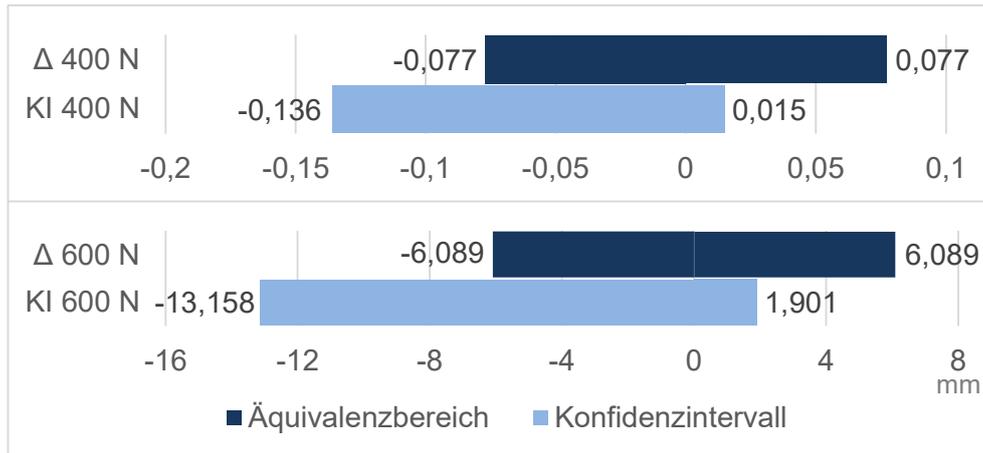


Abbildung 38: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Ausschluss von Becken P6 (400 N) bzw. Transformation (600 N).

3.2.4 Total Displacement

Der Parameter Total Displacement erbrachte die in Tabelle 10 aufgeführten Mittelwerte und Standardabweichungen. Die Mittelwerte der Gruppe *Band* lagen dabei stets unter denen der Gruppe *Platte* (vgl. Abb. 39).

Tabelle 10: Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Total Displacement der Gruppen *Band* und *Platte*.

	Total Displacement in mm			
	Band		Platte	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
200 N	1,880	0,345	1,902	0,245
400 N	3,817	0,553	4,021	0,494
600 N	6,020	0,753	6,649	1,025

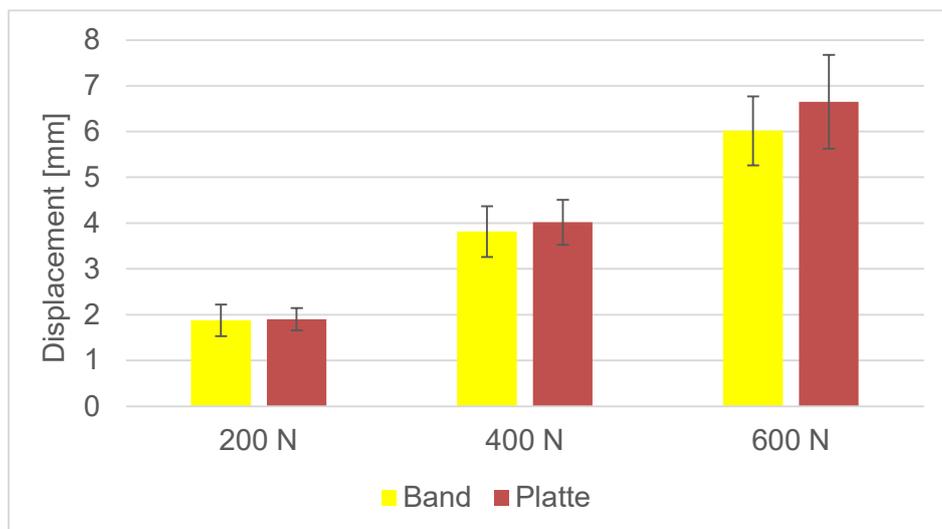


Abbildung 39: Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Total Displacement der Gruppen *Band* und *Platte*.

Die Werte waren alle nach Shapiro-Wilk sowie den QQ-Plots normalverteilt und wiesen Varianzhomogenität auf. Betrachtet man die Konfidenzgrenzen, so ergab sich für die Kraftstufe von 200 N ein Konfidenzbereich von -0,254 mm bis 0,209 mm. Die obere Äquivalenzgrenze lag mit 0,285 mm über der oberen Konfidenzgrenze. Die Äquivalenzgrenze bei 400 N war mit 0,603 mm größer als die obere Konfidenzgrenze mit 0,202 mm. Auf der höchsten Belastungsstufe betrug ε_2 0,997 mm und die obere Konfidenzgrenze 0,067 mm (vgl. Abb. 40).

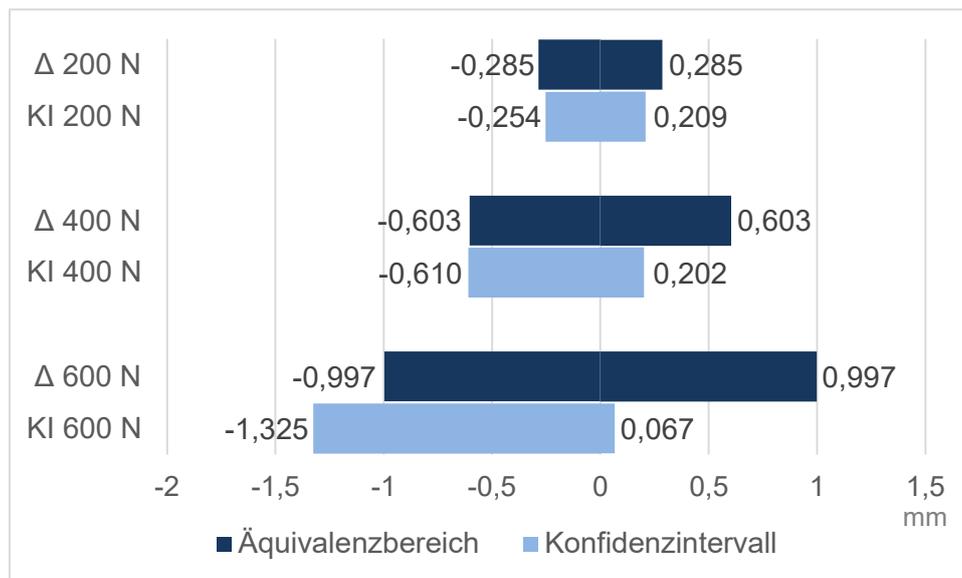


Abbildung 40: Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Total Displacement im Vergleich der Gruppen *Band* und *Platte*.

Es ergab sich in allen Total Displacement-Werten eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Band* gegenüber der Gruppe *Platte*.

4 Diskussion

In der vorliegenden Studie sollen mögliche Alternativen zur Symphysenplatte aufgezeigt werden. Grund für diesen Forschungsansatz ist eine häufig beobachtete Materiallockerung. Morris et al. [65] zeigten in ihrer Studie beispielsweise bei 42,6 % der Patienten ein Materialversagen bei Symphysenplatten auf. Gleichzeitig präsentierten sich davon jedoch 96,8 % asymptomatisch. Auch Putnis et al. [64] wiesen bei 30,6 % ein radiologisches Materialversagen der Symphysenplatten nach, wovon 26,6 % revidiert werden mussten. Bei Stuby et al. [62] mussten 18,8 % der Symphysenplatten entfernt. 40,0 % der Materialentfernungen erfolgten jedoch allein aufgrund des Patientenwunsches und 26,6 % im Rahmen einer Narbenhernienoperation. Insgesamt scheint eine Materiallockerung also häufig subklinisch und für den Patienten irrelevant zu sein. Nichtsdestotrotz existiert eine nicht unerhebliche Anzahl an Fällen, bei denen die Problematik der frühzeitigen Materiallockerung relevant und ein Revisionseingriff nötig wird. Mit einer Kabelcerclage oder einem Metallband soll ein Materialversagen im Sinne einer Schraubenlockerung umgangen werden. Die Nullhypothese (Eine Kabelcerclage oder ein Metallband ist der Symphysenplatte bei der Versorgung einer Symphysensprengung bezüglich Stabilität unterlegen) wurde in einem experimentellen Versuchsaufbau untersucht. Im Folgenden werden die oben aufgeführten Ergebnisse der biomechanischen Testung diskutiert.

4.1 Kabelcerclage

Beim Parameter Steifigkeit zeigt sich, dass die Gruppe *Cerclage* im Schnitt eine höhere Steifigkeit aufweist. Die Platte erreicht im Mittel eine Steifigkeit von 105,7 N/mm. Vergleicht man die Steifigkeit mit Osterhoff et al. [71], die einen gleichartigen Versuchsaufbau wählten und eine Steifigkeit von 122,8 N/mm maßen, zeigen sich die Werte in einer ähnlichen Größenordnung. Die Standardabweichungen sind im vorliegenden Experiment unterschiedlich groß. In Anbetracht dessen ist die besagte Varianzhomogenität nach Levene kritisch zu hinterfragen. Formell sind die Vorgaben für die Berechnung von Konfidenzintervallen jedoch erreicht. Nach Berechnung der Konfidenzgrenzen

zeigt sich bezüglich der Steifigkeit eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Cerclage* gegenüber der Gruppe *Platte*. Die Steifigkeit lässt direkt Rückschlüsse auf die Stabilität zu und ist somit ein gut vergleichbarer Wert.

Die Mittelwerte der plastischen Verformung der Gruppe *Cerclage* liegen allesamt unter denen der Gruppe *Platte*. Auch hier könnte dies auf eine Überlegenheit hindeuten. Jedoch zeigen sich recht große Standardabweichungen. Diese sind unter anderem durch Ausreißer begründet. Das Becken C4 sowie P6 zeigen Messwerte mit einer Abweichung von mehr als zwei Standardabweichungen vom Mittelwert. In den QQ-Diagrammen lässt sich erkennen, dass diese Ausreißer auch Ursache dafür sind, dass die Daten bei 600 N und Verformung gesamt nicht normalverteilt sind. Würde man diesen Fakt ignorieren und – wie im Ergebnisteil auch erfolgt – die Berechnung trotzdem durchführen, ergibt sich eine Nichtunterlegenheit bei 200 N und 400 N, nicht jedoch für die Werte bei 600 N sowie für den Parameter Verformung gesamt. Durch die nicht erfüllten Voraussetzungen ist ein α -Fehler jedoch größer. Nach Ausschluss der für die Ausreißer ursächlichen Becken ergab sich schließlich eine Normalverteilung und eine Nichtunterlegenheit theoretisch auch für das Belastungsniveau von 600 N sowie für die Gesamttestung. Insgesamt zeigt sich bei diesem Parameter also eine Nichtunterlegenheit der *Cerclage* gegenüber der *Platte*.

Bei dem Parameter Peak-to-Peak Displacement schneidet die *Cerclage* bei 200 N und 400 N im Schnitt besser ab. Bei 600 N ist dies nicht der Fall. Auch hier zeigen sich sehr große Standardabweichungen. Die Voraussetzungen für die Berechnung von Konfidenzintervallen sind bei 400 N sowie 600 N erneut nicht gegeben. Ignoriert man dies, zeigt sich eine Nichtunterlegenheit lediglich bei 400 N. Auch hier wurde analog zum Parameter der plastischen Verformung versucht, eine Normalverteilung zu erreichen, um sicher sein zu können, dass die Signifikanz eingehalten wird. Schließt man die für die Ausreißer verantwortlichen Becken (C4 und P6) aus, ergibt sich schließlich bei 400 N und 600 N eine Normalverteilung. Testet man erneut auf Nichtunterlegenheit, zeigt sich aber ein unveränderter Sachverhalt (Nichtunterlegenheit nur bei 400 N).

Das Total Displacement stellt einen wichtigen Wert dar, da es – ebenso wie die Steifigkeit – direkten Rückschluss auf die Stabilität gibt. Peak-to-Peak Displacement und die plastische Verformung bilden sich aus Differenzen. Es lässt sich nicht ableiten, über welchem absoluten Wert sich diese Differenz befindet. Die absoluten Werte des Total Displacement lassen sich dagegen direkt vergleichen und geben Auskunft darüber, wie nachgiebig das Becken ist. Im Schnitt weist die Cerclage bessere Werte auf als die Symphysenplatte. Wie oben beschrieben spiegelt sich dies auch in den Konfidenzintervallen wider, denn es liegt in allen Belastungsstufen eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Cerclage* gegenüber der Gruppe *Platte* vor.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Cerclage mit Ausnahme von Peak-to-Peak Displacement bei 600 N stets bessere Mittelwerte liefert als die Platte. Auch zeigt sich häufig eine Nichtunterlegenheit, sodass in diesen Fällen die Alternativhypothese angenommen werden kann. Ohne Berücksichtigung der Normalverteilung ergab sich in sieben der elf verglichenen Einzelparameter eine Nichtunterlegenheit. Bei Berechnung mit Daten, die alle Voraussetzungen für Konfidenzintervalle erfüllen, war dies schließlich bei neun der elf Einzelparameter der Fall. Aufgrund der eingehaltenen Voraussetzungen ist letzteren Berechnungen mehr Bedeutung beizumessen, da ein α -Fehler geringer ist. Bezüglich der Parameter Steifigkeit, plastische Verformung sowie Total Displacement zeigt sich also eine Nichtunterlegenheit der Cerclage. Nicht bestätigen konnte sich eine Nichtunterlegenheit vor allem beim Parameter Peak-to-Peak Displacement.

In der praktischen Anwendung im Labor zeigte sich, dass die Cerclage beim Festziehen in das Knochenmodell einschneidet. Inwieweit das auch bei vitalem Knochen passiert, lässt sich schwer abschätzen. Dieser Effekt ist in gewissen Maßen jedoch auch von Vorteil. In der Theorie ist es bei nicht festsitzender Cerclage möglich, dass die Schambeinäste innerhalb der Cerclage in vertikaler Richtung verrutschen. Im Versuchsaufbau im Labor war dies nicht zu beobachten. Ein horizontales Auseinanderweichen ist durch die Cerclage unterbunden.

Es gibt eine Reihe an Studien, die die Kombination aus Schrauben und Cerclagen bereits untersucht haben. Dolati [21] beispielsweise setzte parallel zum Symphysenspalt je eine Spongiaschraube ein, deren Köpfe er schließlich mit einem Draht verspannte. Ecke [22, 84] beschrieb diese Methode ebenfalls, jedoch in Kombination mit einer zusätzlichen Cerclage, die durch sagittal neben der Symphyse gebohrte Knochenkanäle gefädelt wurde. Zudem publizierten Ecke et al. [22] eine Methode mit PDS-Kordeln, die er erneut durch sagittale Knochenkanäle führte und verknotete. Damit sollte eine Materialentfernung umgangen werden. Auch Decker und Ruf [23] wandten diese Methode an. Cavalcanti Kußmaul et al. [24] veröffentlichten 2021 ebenfalls eine Studie mit ähnlichem Ansatz, in der SpeedBridge-Implantate zum Einsatz kamen. Die genannten Autoren wollten mit Zuggurtungen den dynamischen Eigenschaften der Symphyse gerecht werden und so verhindern, dass durch ein rigides System ein Materialversagen provoziert wird. Eine biomechanische Studie, die wie hier eine Cerclage durch die Foramina obturatoria führt, konnte nicht identifiziert werden.

Gustafsson [25] wendete jedoch bereits in den 1960er Jahren eine solche Cerclage durch die Foramina obturatoria klinisch an. Für ihn erwies sich diese Methode als erfolgreich und nebenwirkungsarm. Auch am Universitätsklinikum Würzburg wurde in vereinzelt Fällen bereits auf diese Methode erfolgreich zurückgegriffen, wenn mangels stabiler Knochensubstanz ein Verankern von Schrauben unmöglich war [56]. Die chirurgische Anwendbarkeit der Cerclage wurde zudem an einem Körperspender am anatomischen Institut in Würzburg erprobt. Die Cerclage wurde unter akkurater Präparation und Darstellung wichtiger Strukturen angebracht. Bei sorgfältiger Arbeit befinden sich jene Strukturen (v.a. der Canalis obturatorius) in ausreichendem Abstand zum eigentlichen Operationsgebiet und sind somit wenigen Risiken ausgesetzt. Weitere anatomische Studien hierzu sind jedoch erforderlich.

Für die praktische Umsetzbarkeit dieser neuartigen Methode spricht zudem, dass in urogynäkologischen Operationen zur Behandlung der Inkontinenz Bänder im Symphysenbereich angebracht werden. Das TVT-Band

(Tension-free vaginal Tape) [85, 86] wird dabei retropubisch geführt. Die Weiterentwicklung dieser Technik, das TOT-Band (Transobturator Tape) [87], wird durch die Foramina obturatoria gelegt. Diese Verfahren sind heutzutage Goldstandard zur operativen Behandlung der Belastungsinkontinenz bei Frauen und werden seit vielen Jahren erfolgreich angewandt [88]. Dies bestätigt, dass es anatomisch möglich ist, Implantatmaterial sowohl retropubisch als auch durch die Foramina obturatoria hindurch anzubringen.

Die Cerclage lässt sich theoretisch schnell und einfach mit wenig Instrumentarien anbringen, sodass auch eine laparoskopische Anlage denkbar wäre. Küper et al. [89] berichten bereits von der Möglichkeit, eine Symphysenplatte laparoskopisch anzubringen. Auch Di Francia et al. [90] veröffentlichten einen Fallbericht über die laparoskopische Anlage einer 10-Loch-Symphysenplatte zur Stabilisierung des vorderen Beckenrings. Dadurch verringern sich theoretisch die Risiken und Belastung für den Patienten.

Durch zu frühe Mobilisation wird eine Materiallockerung begünstigt [91]. Eine Nichteinhaltung der Teilbelastung und zu frühe Mobilisation ist vor allem bei Incompliance, häufig bei älteren Menschen mit demenzieller Symptomatik, gegeben. Gleichzeitig ist in älteren Patientenklientelen die Prävalenz von Osteoporose sehr hoch [92]. Die Kombination aus osteoporotischem Knochen und zu früher Mobilisation erhöht das Risiko einer Schraubenlockerung. Die Cerclage könnte gerade in diesem Patientenkollektiv eine gute Option darstellen, da sie theoretisch einfach anzubringen und keine Schraubenverankerung, insbesondere in osteoporotischem Knochen oder in durch Schraubenlockerung entstandene Knochendefekte hinein, nötig ist. Trotz Incompliance und zu früher Vollbelastung wäre somit eine Schraubenlockerung in diesem Sinne nicht möglich.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass eine Kabelcerclage durch die Foramina obturatoria eine mögliche, gleichwertige Alternative zur Symphysenplatte darstellen könnte. Ob sie in der klinischen Anwendung tatsächlich komplikationsärmer ist, lässt sich nicht vorhersagen. Zumindest eine Schraubenlockerung ist nicht möglich.

4.2 Metallband

Die Steifigkeit in der Gruppe *Band* erbringt im Durchschnitt etwas höhere und damit bessere Messergebnisse. In der Nichtunterlegenheitstestung bestätigt sich eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Band* gegenüber der Gruppe *Platte*.

Auch die Mittelwerte der plastischen Verformung der Gruppe *Band* sprechen für ein stabileres Konstrukt, da sie unter denen der Gruppe *Platte* liegen. Jedoch zeigen sich recht große und zum Teil sehr unterschiedlich hohe Standardabweichungen, sodass u.a. das Ergebnis des Levene-Tests erneut anzuzweifeln ist. Nach Berechnung der Konfidenzintervalle zeigt sich eine Nichtunterlegenheit in allen vier Unterkategorien, sofern die zum Teil nicht gegebene Normalverteilung ignoriert wird. Nach Erreichen einer Normalverteilung durch Transformation der Daten oder Ausschluss von Ausreißern, zeigt sich weiterhin eine Nichtunterlegenheit bei 200 N, 400 N sowie 600 N. Bei Verformung gesamt ist dies jedoch nicht mehr der Fall. Bei der initialen Berechnung könnte somit eventuell ein Fehler erster Art vorliegen.

Betrachtet man die Ergebnisse des Parameters Peak-to-Peak Displacement, so weist die Gruppe *Band* jeweils kleinere Werte auf als die Gruppe *Platte*. Es resultiert im Vergleich mit der Gruppe *Platte* zudem eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Band*, sofern die Berechnung mit allen Originalwerten durchgeführt wird. Neben der zum Teil nicht gegebenen Normalverteilung ist auf dem Kraftniveau von 200 N zusätzlich keine Varianzhomogenität gegeben. Um zumindest eine Normalverteilung zu erreichen, erfolgte erneut der Ausschluss von Ausreißern oder eine Transformation der Daten. Nach Erreichen einer Normalverteilung zeigt sich ein unveränderter Sachverhalt bzgl. der Ergebnisse einer Nichtunterlegenheitstestung. Zu bedenken bleibt, dass die Daten durch die Transformation bei 600 N nicht mehr varianzhomogen sind und das Ergebnis damit schwierig zu interpretieren und verwerten ist.

Bezüglich des Parameters Total Displacement zeigen sich – die Mittelwerte betrachtend – niedrigere und damit stabilitätstechnisch bessere Werte in der Gruppe *Band* als in der Gruppe *Platte*. Die Voraussetzungen für die

Berechnung von Konfidenzintervallen sind in den Originaldaten gegeben, sodass keine weitere Transformation nötig ist. Bei allen Total Displacement-Werten ergibt sich eine Nichtunterlegenheit der Gruppe *Band* gegenüber der Gruppe *Platte*.

In der initialen Berechnung ist in allen Parametern eine Nichtunterlegenheit des Bandes gegenüber der Platte gegeben. Jedoch sind die Daten der Gruppe *Band* sehr häufig nicht normalverteilt. Dies liegt (im Vergleich zu den anderen Gruppen) häufig nicht nur an einem einzelnen Ausreißer. Durch Transformation konnte in diesen Fällen eine Normalverteilung erreicht werden. In der Konsequenz kann bei plastischer Verformung gesamt anschließend keine Nichtunterlegenheit mehr attestiert werden. Zudem ist die Varianzhomogenität zwischen der Gruppe *Band* und *Platte* bei Peak-to-Peak Displacement auf 600 N nach der Transformation nicht mehr gegeben. Auch die Originalwerte von Peak-to-Peak Displacement auf 200 N sind nicht varianzhomogen. Während es beim Vergleich von *Cerclage* und *Platte* stets gelang die Voraussetzungen für die Berechnungen einzuhalten, ist dies bei der Gruppe *Band* in diesen Fällen nicht gelungen und das Ergebnis somit mit Vorsicht zu interpretieren.

Bei Anwendung im Labor war im Vergleich zur Kabelcerclage seltener ein Einschneiden des flachen Bandes in den Kunstknochen zu beobachten, was theoretisch ein vertikales Verrutschen der Schambeinäste zueinander begünstigen könnte. Beim Festziehen des Metallbandes offenbarte sich bei Becken B8 eine Materialschwäche: Das Band dünnte am (letztendlich gekürzten) Ende aus und riss. Das hier verwendete Band der Firma LINK scheint also nur bedingt geeignet.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass das Metallband bezogen auf die Mittelwerte stets bessere Ergebnisse erbrachte als die Symphysenplatte. In den primären Berechnungen zeigt sich zudem in allen verglichenen Einzelparametern eine Nichtunterlegenheit des Bandes gegenüber der Platte, was für das Verwerfen der Nullhypothese spricht, jedoch unter der Limitation zum Teil nicht erfüllter Voraussetzungen. Bei der Berechnung mit

normalverteilten Daten bestätigt sich eine Nichtunterlegenheit bei Plastische Verformung gesamt schließlich nicht, was wie bereits erläutert auf einen α -Fehler hindeuten könnte.

Summa summarum könnte auch das Metallband eine Alternative zur Symphysenplatte darstellen.

4.3 Limitationen der Statistik

Bezüglich der angewandten Statistik sind einige Limitationen zu nennen. Eine offensichtliche Problematik der statistischen Auswertung ist die nicht immer gegebene Normalverteilung. Die Berechnung von Konfidenzintervallen setzt jedoch eine Normalverteilung der Daten voraus. Der Shapiro-Wilk-Test deutet zwar häufig auf eine Normalverteilung hin, jedoch ergibt die Auswertung mithilfe der QQ-Diagramme teilweise konträre Ergebnisse. Grund dafür könnte sein, dass der Stichprobenumfang für einen Shapiro-Wilk-Test zu klein ist. Es erfolgte zwar aus diesem Grund zusätzlich die Interpretation von QQ-Diagrammen, jedoch folgt diese keinen festen Regeln, sondern beruht auf einer subjektiven Einschätzung und ist somit ebenfalls fehleranfällig.

Da die Voraussetzungen für die Testung nicht immer gegeben waren, müssen die Ergebnisse der Nichtunterlegenheitstests mit Vorsicht interpretiert werden, da die Schätzung unter Umständen nicht verlässlich ist und die Konfidenzgrenzen ungenau sein könnten. Das könnte unter anderem zu einem Fehler erster Art (die fälschliche Annahme von Nichtunterlegenheit) führen. Um das Risiko für eine Fehlentscheidung zu verringern, wurde wie vorausgehend beschrieben bei nicht erfüllter Normalverteilung eine zweite Berechnung angeschlossen. Es wurde versucht durch Ausschluss von Ausreißern oder Transformation der Daten eine Normalverteilung zu erreichen, um so die Berechnung der Konfidenzintervalle korrekt durchführen zu können. In allen Fällen konnte damit eine Normalverteilung erreicht werden.

Beim Vergleich der Gruppen *Band* und *Platte* erfolgte beispielsweise eine solche Transformation. Es zeigte sich schließlich beim Parameter Plastische

Verformung gesamt keine Nichtunterlegenheit mehr, während bei der Berechnung mit den nicht transformierten, nicht normalverteilten Daten diese attestiert worden war. Da durch die Transformation die Voraussetzung der Normalverteilung erfüllt wurde, sollte auf dieses Ergebnis mehr Gewicht gelegt werden. Alternativ erfolgte teilweise der Ausschluss von Ausreißern mit einer Abweichung von mehr als zwei Standardabweichungen. Einerseits können dadurch Verfälschungen aufgrund von Messfehlern oder unerkanntem Materialversagen ausgeschlossen werden und man erhält durch die erreichte Normalverteilung mehr Sicherheit bezüglich der Richtigkeit des Tests. Andererseits ist dieses Vorgehen sehr kritisch zu hinterfragen, da es einer Selektion der bestpassendsten Ergebnisse nahekommt und Daten so ggf. beschönigt werden. Zudem bedeutet ein Ausschluss eines Wertes aufgrund der kleinen Fallzahl in der vorliegenden Studie einen Datenverlust von 10 %.

Des Weiteren war auch das Erfordernis der Varianzhomogenität nicht immer gegeben. So konnte eine Varianzhomogenität zwischen den Peak-to-Peak Displacement-Werten der Gruppen *Band* und *Platte* bei 200 N sowie der transformierten Daten bei 600 N nicht bestätigt werden, sodass in diesen Fällen die Voraussetzung zur Berechnung eines Konfidenzintervalls ebenfalls nicht gegeben ist. In den restlichen Fällen attestiert der Levene-Test zwar eine Varianzhomogenität, jedoch ist die vorliegende Stichprobengröße auch für diesen Test sehr klein. Es zeigen sich häufig sehr unterschiedlich große Standardabweichungen in den zu vergleichenden Gruppen, sodass dort das Ergebnis des Levene-Tests zu hinterfragen ist.

Grundsätzlich darf eine Berechnung zwar auch ohne erfüllte Voraussetzungen erfolgen, jedoch wird die Aussage dadurch geschwächt.

Die kleine Fallzahl stellt auch bzgl. der Testung auf Nichtunterlegenheit eine Limitation dar, denn „Tests, die nach dem Intervalleinschlussprinzip arbeiten, [...] sind [...] hinsichtlich der Power suboptimal und benötigen daher größere Stichprobenumfänge als günstigstenfalls erforderlich“ [79, Seite 677].

Ein weiterer kritisch zu betrachtender Aspekt ist die Wahl der Äquivalenzgrenzen. So ist die Entscheidung, den Äquivalenzbereich durch eine Abweichung von 15 % zu definieren, recht willkürlich. Vergleiche mit anderen Publikationen sind angesichts der wenigen Nichtunterlegenheitsstudien im biomechanischen Bereich nahezu unmöglich. Biomechanische Studien des Beckens sind per se sehr häufig. Jedoch wird selten auf Nichtunterlegenheit geprüft. Palmer et al. [93] publizierten beispielsweise eine biomechanische Nichtunterlegenheitsstudie, jedoch vorgenommen an Sehnen der Beinmuskulatur. Dort wurde als Äquivalenzgrenze eine Abweichung von 25 % gewählt. Die unterschiedlichen Themengebiete (Sehnen versus Becken) machen einen direkten Vergleich unmöglich. Zudem wählten die Autoren fälschlicherweise ein Konfidenzintervall von 90 %, sodass diese Studie per se nicht als gute Vergleichsstudie herangezogen werden sollte. Eine Vergleichsstudie, die Biomechanik, Becken und eine Testung auf Nichtunterlegenheit verbindet, konnte nicht gefunden werden. Der in dieser Studie gewählte Wert von 15 % lässt sich somit kaum vergleichen oder validieren.

Somit bleibt die Grenze von einem anderen Blickwinkel zu betrachten. Die im Testprotokoll festgelegten 15 % spiegeln sich in absoluten Werten von maximal 997 μm wider (ϵ bei Total Displacement von 600 N). Es ergibt sich die Frage, ob dies am Becken im klinischen Alltag relevant ist. Chamberlain [94] sah nach röntgenologischen Experimenten eine vertikale Verschieblichkeit an der Symphyse von bis zu 2 mm als normal an. Walheim et al. [34] propagierte ebenfalls eine physiologische Beweglichkeit an der Symphyse von 2 mm in vertikaler Richtung. Meißner et al. schreiben dazu: „Im Einbeinstand kommt es physiologischerweise in der Vertikalachse zu ‚Dehnungen‘ von durchschnittlich 1,2 (maximal 2,6) mm“ [95, Seite 18]. Osterhoff et al. [71] betrachten zudem ein Displacement an der Symphyse erst ab 5 mm als klinisch relevant. Chamberlain, Walheim, Meißner und Osterhoff beziehen sich jedoch alle auf die Dehnung bzw. das Displacement direkt an der Symphyse. In der vorliegenden Studie bilden die Werte jedoch das ganze Beckenkonstrukt als Gesamtheit ab

und nicht isoliert die Symphyse. Somit ist ein direkter Vergleich der Ergebnisse schwierig.

Letztendlich steht und fällt die Attestierung von Nichtunterlegenheit mit den festgelegten Äquivalenzgrenzen, sodass andere Autoren bei gleichen Ergebnissen aber anderen Grenzwerten gegebenenfalls keine Nichtunterlegenheit propagieren würden.

4.4 Limitationen des Testaufbaus

Per se kann ein Versuchsaufbau im Labor einem menschlichen Körper nicht gerecht werden. Die verwendeten Beckenmodelle sind in ihrer Beschaffenheit nicht mit vitalem Knochen gleichzusetzen. Durch einheitliche Modelle wird zudem die Variabilität der Knochenqualität des Menschen nicht berücksichtigt. Diese Variabilität ist jedoch Realität und sollte daher auch bei der Entwicklung von Osteosyntheseverfahren berücksichtigt werden. Des Weiteren existieren am Modell keine Bänder oder Muskeln. Zwar wurde beispielsweise versucht die Zuggurtung des Tractus iliotibialis zu imitieren, jedoch ist dies ein sehr vereinfachter Nachbau und nur eine Annäherung an die Anatomie. Durch Testung an humanen Präparaten könnte dieser Nachteil ausgeglichen werden. Koordinative Fähigkeiten des menschlichen Körpers, die ein flexibles sowie perfekt aufeinander abgestimmtes Zusammenspiel verschiedenster Akteure im Bewegungsablauf organisieren, können im biomechanischen Labor damit aber nicht abgebildet werden.

Zu bedenken ist zudem, dass das Anbringen sämtlicher Osteosynthesen am Kunststoffbecken, das in sämtliche Richtungen gedreht und von verschiedenen Blickpunkten betrachtet werden kann, deutlich leichter ist als bei einem Menschen in situ. Eine Anlage der Cerclage durch die Foramina obturatoria wurde jedoch am anatomischen Präparat realisiert.

Nichtdestotrotz sind Kunststoffbecken für den Einstieg in einen neuartigen Versuchsaufbau die richtige Wahl, u.a. aufgrund der nahezu unbegrenzten Verfügbarkeit. Zum einen kann so experimentell Verschiedenes ausprobiert werden, ohne ein stark begrenztes Kontingent zu verschwenden. Zum anderen

können größere Gruppengrößen erreicht werden, was statistisch wünschenswert ist. Des Weiteren kann ein standardisierter Aufbau mit baugleichen Knochenmodellen gerade bei einem neuen, experimentellen Ansatz für eine erste Einschätzung von Vorteil sein, da die Ergebnisse nicht durch die bereits angesprochene Variabilität von humanen Knochen verfälscht werden. Somit fällt die Einordnung von erstmalig vorliegenden Ergebnissen leichter. In einer aufbauenden Forschung sollten dann jedoch aus oben genannten Gründen humane Präparate angestrebt werden.

Wie unter 2.4 aufgeführt, zeigte sich initial eine erhebliche Beweglichkeit im SI-Gelenk. In der vorliegenden Studie wurden Werte aufgezeichnet, die die Bewegung des gesamten Beckenrings abbilden. Man kann keine Rückschlüsse darauf ziehen, wie viel Displacement durch Beweglichkeit im Iliosakralgelenk zustande kommt bzw. tatsächlich isoliert an der Symphyse stattfindet. Um dies optimal zu testen, wären beispielsweise 3D-Messsensoren nötig, die akkurat jede Bewegung an verschiedensten Stellen erfassen können.

Die Auswahl der Belastungsniveaus deckt sich mit biomechanischen Studien der letzten Jahre über Versorgungsmethoden von Symphysensprengungen, wobei sich meist Newtonzahlen von 200 N bis 440 N finden [71, 72, 96-99]. Meißner et al. [95] empfehlen eine multidirektionale Belastung zur adäquaten biomechanischen Testung der Symphyse. Die Testung mit einer unidirektionalen Belastung bemängelt Meißner beispielsweise auch bei Ecke und Hofmann [100, 101]. Auch in der vorliegenden Studie liegt lediglich eine axiale, unidirektionale Belastung durch die Testmaschine vor.

Des Weiteren kritisiert Meißner [95] die statische Testung. In der vorliegenden Testung wurde eine zyklische Belastung gewählt. Die Anzahl der Belastungszyklen variiert in ähnlichen biomechanischen Studien erheblich. Während einerseits überhaupt keine zyklische Belastung oder nur geringe Zyklenzahlen (beispielsweise zehn Zyklen bei Fensky et al. [74]) beschrieben werden, wendeten andererseits Stuby et al. [99] 1000 Zyklen, Kiskaddon et al. [97] 60.000 Zyklen und Grimshaw et al. [96] sogar eine Million Zyklen an. In den letztgenannten Studien wurde jedoch meist ein Zweibeinstand

verwendet. Nur Fensky et al. (zehn Zyklen) simulierten ebenfalls einen Einbeinstand. Auch Godinsky et al. [72] testeten im Einbeinstand und belasteten dabei 1000 mal. Aufgrund der erheblichen Varianz wurde in der vorliegenden Studie durch Vortestungen eine geeignete Zyklenzahl ermittelt (siehe Kapitel 2.4). Das Testprotokoll erscheint verglichen mit anderen Studien insgesamt plausibel zu sein. Dass es die Realität adäquat widerspiegelt, ist jedoch nicht garantiert.

Zuletzt bleibt der Faktor Mensch als nicht einzuschätzende Fehlerquelle zu nennen. In jeder Gruppe war ein Becken (P6, C4, B5) vertreten, das deutlich von den restlichen Messwerten abwich. Ob diese Abweichung gegebenenfalls durch menschliches "Versagen" (beispielsweise eine weniger festgezogene SI-Schraube oder ein Fehler bei der Fertigung der Becken) zustande kommt, lässt sich nicht klären. Ein offensichtlicher Grund konnte nicht eruiert werden.

Testungen im Labor können sicherlich Hinweise auf mögliche Vor- und Nachteile geben, letztendlich wird aber nur ein Test im menschlichen, lebenden Körper zeigen, welche Konsequenzen sich in der Realität ergeben.

4.5 Schlussfolgerung und Ausblick

Mit dieser Studie konnte gezeigt werden, dass eine Kabelcerclage oder ein Metallband gleichwertige Alternativen zu einer Symphysenplatte darstellen könnten. Auch wenn in dieser Studie einige Limitationen zu berücksichtigen sind und zum Teil eine Unterlegenheit statistisch festgestellt wurde, wurden erste Erkenntnisse gewonnen. Eine Kabelcerclage oder ein Metallband haben in diesem Versuchsaufbau keine wesentlichen Stabilitätsdefizite aufgezeigt, sodass eine weiterführende und aufbauende Forschung erwogen werden sollte. Der Versuchsaufbau sollte dabei auf das maximal im Labor Mögliche optimiert (anatomisches Präparat, 3D-Messsensoren, multidirektionale Belastung) und die Fallzahl erhöht werden.

Ob diese Alternativen auch im klinischen Gebrauch weniger Komplikationen zeigen, muss ebenfalls geprüft werden. Gegebenenfalls treten im Verlauf Komplikationen auf, die die Platte wiederum nicht aufweist und die vorher nicht

abzusehen waren. Andererseits zeigen die vereinzelt Fälle der praktischen Anwendung (siehe Gustafsson [25]), dass eine Kabelcerclage eine reelle Alternative zu sein scheint, vor allem bei nicht möglicher Schraubenverankerung.

Ein Cerclagesystem könnte einen Kompromiss bilden, da es die Beweglichkeit der Symphyse so weit einschränkt, dass sie heilen kann, jedoch so viele Freiheiten gibt, dass diese die physiologische Beweglichkeit weiterhin ausführen kann, ohne dass eine Schraubenlockerung resultiert und ein Revisionseingriff nötig wird.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende biomechanische Nichtunterlegenheitsstudie zum Thema Symphysensprengungen vergleicht die Stabilität von Kabelcerclagen bzw. Metallbändern, die durch die Foramina obturatoria geführt und verspannt werden, mit der der Symphysenplatte. Durch die Verwendung von Cerclagesystemen soll so eine Schraubenlockerung, wie sie oft bei der Symphysenplatte beobachtet wird, umgangen werden.

Es wurden 30 synthetische Beckenmodelle in drei Gruppen à zehn Becken getestet. Es erfolgte die Generierung einer Symphysensprengung mit anschließender Versorgung A) mittels einer 3,5 mm 4-Loch-Platte aus Stahl, B) einer 1,7 mm starken Kabelcerclage aus Stahl oder C) einem 5,8 mm breiten Metallband aus Titan. Der dorsale Beckenring wurde mit SI-Schrauben stabilisiert. Die Becken wurden in einer Materialprüfmaschine unter Imitation eines Einbeinstandes befestigt. Anschließend erfolgte die zyklische Belastung auf den Kraftniveaus von 200 N, 400 N und 600 N mit einer Zyklenanzahl von 500, 1000 bzw. 1500. Gemessen und anschließend verglichen wurden die Parameter Steifigkeit, plastische Verformung, Peak-to-Peak Displacement sowie Total Displacement.

Statistisch zeigt sich eine Nichtunterlegenheit der Kabelcerclage gegenüber der Platte in den Parametern Steifigkeit, plastische Verformung und Total Displacement sowie in den Peak-to-Peak Displacement-Werten des Kraftniveaus von 400 N. Das Metallband ist in den Parametern Steifigkeit, Peak-to-Peak Displacement und Total Displacement nichtunterlegen sowie teilweise im Parameter Plastische Verformung.

Mit dieser Studie konnte gezeigt werden, dass zur Stabilisierung einer Symphysensprengung Kabelcerclagen oder Metallbänder durch die Foramina obturatoria biomechanisch vertretbare Alternativen zur Symphysenplatte darstellen. Weitere optimierte biomechanische und klinische Untersuchungen sind nötig, um dies zu validieren.

6 Literaturverzeichnis

1. Rankin LM. Fractures of the pelvis: a review of four hundred forty-nine cases. . Ann Surg. 1937; 106(2):266-77.
2. Watson-Jones R. Dislocations and fracture-dislocations of the pelvis. BJS (British Journal of Surgery). 1938; 25(100):773-81.
3. Böhler L. Technik der Knochenbruchbehandlung. Wien: Verlag von Wilhelm Maudrich; 1933. p. 203-18.
4. Schlich T. Osteosynthese: Geschichte einer schwierigen Therapiemethode. In: Rauschmann MA, Thomann K-D, Zichner L, editors. Geschichte operativer Verfahren an den Bewegungsorganen. Heidelberg: Steinkopff; 2000. p. 55-72.
5. Lambotte A, Schlesinger EB, Murray CR. Chirurgie opératoire des fractures. 1913.
6. Küntscher G. Die Marknagelung von Knochenbrüchen - Tierexperimenteller Teil. Klinische Wochenschrift. 1940; 19(1):6-10.
7. Küntscher G. Die Marknagelung von Knochenbrüchen - Klinischer Teil. Klinische Wochenschrift. 1940; 19(33):833-5.
8. Danis R. Théorie et pratique de l'ostéosynthèse: Soulis-Martin; 1949.
9. Finsterer H. Über Beckenluxationen. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie. 1911; 110(1):191-210.
10. Whiston G. Internal fixation for fractures and dislocations of the pelvis. J Bone Joint Surg Br. 1953; 35(3):701-6.
11. Dommissé GF. Diametric fractures of the pelvis. J Bone Joint Surg Br. 1960; 42-b:432-43.
12. Rau H, Hepp G. Therapie und Ergebnisse bei der Behandlung der Beckenringfrakturen (innerhalb der letzten 15 Jahre). Hefte Unfallheilkd. 1967; 91:42-8.

13. Rehn J, Hierholzer G. [Pelvic fractures with special reference to accompanying injuries]. Monatsschr Unfallheilkd Versicher Versorgung Verkehrsmed. 1970; 73(2):53-62.
14. Schweiberer L. Pelvic fractures. Chirurg. 1970; 41(2):55-62.
15. Kuner EH. Die Gründung und Entwicklung der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen. In: Oestern H-J, Probst J, editors. Unfallchirurgie in Deutschland: Bilanz und Perspektiven. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1997. p. 135-43.
16. Heim UFA. Geschichte der Entstehung und erste Jahre der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen 1952–1963 (1). OP-JOURNAL. 2012; 28(01):98-106.
17. Heim UFA. Geschichte der Entstehung und erste Jahre der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen 1952–1963 (2). OP-JOURNAL. 2012; 28(03):280-8.
18. Krueger P, Pfeifer KI, Schweiberer L. 24. Frakturen und Luxationen des Beckenringes. Langenbecks Archiv für Chirurgie. 1983; 361(1):173-7.
19. Pfeil J. Frakturversorgung. Hüftchirurgie. Frankfurt am Main: Steinkopff Verlag; 2008. p. 141-48.
20. Rieger H. Das instabile Becken - Diagnostik, Therapie und Prognose der Beckenringfraktur. München, Bern, Wien, New York: W. Zuckschwerdt Verlag; 1996.
21. Dolati B. Surgical treatment of the symphyseal rupture. Unfallchirurgie. 1985; 11(5):223-7.
22. Ecke H, Patzak HJ, Hofmann D. Überbrückungszuggurtungen zur Wiederherstellung rupturierter Amphiarthrosen am Beckenring. Unfallchirurgie. 1991; 17(6):335-42.
23. Decker R, Ruf W. Die Zuggurtung der Symphysenruptur mit geflochtenen Polydioxanon-Bändern (PDS®). Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie. 1988; 126(01):14-8.

24. Cavalcanti Kußmaul A, Schwaabe F, Kistler M, Gennen C, Andreß S, Becker CA, et al. Novel minimally invasive tape suture osteosynthesis for instabilities of the pubic symphysis: a biomechanical study. Arch Orthop Trauma Surg. 2021.
25. Gustafsson A. Operative adaptation with cerclage in traumatic rupture of the symphysis. Acta Orthop Scand. 1970; 41(4):446-53.
26. Pape H-C, Frank H, Ruchholtz S. Management des Schwerverletzten. Berlin: Springer-Verlag; 2018.
27. Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? J Bone Joint Surg Br. 1988; 70(1):1-12.
28. Bücheler E, Götsche T. Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen ; 116 Tabellen: Thieme; 2006. p. 51.
29. Kummer B. Biomechanik - Form und Funktion des Bewegungsapparates. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2005.
30. Becker I, Woodley SJ, Stringer MD. The adult human pubic symphysis: a systematic review. J Anat. 2010; 217(5):475-87.
31. Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, et al. Duale Reihe Anatomie 3. aktualisierte Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2014. p. 326-34.
32. Pauwels F. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag; 1965. p. 183-196.
33. Icke C, Koebke J. Normal stress pattern of the pubic symphysis. Anat Cell Biol. 2014; 47(1):40-3.
34. Walheim GG, Selvik G. Mobility of the pubic symphysis. In vivo measurements with an electromechanic method and a roentgen stereophotogrammetric method. Clin Orthop Relat Res. 1984; (191):129-35.

35. Meissner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmzadeh R. Biomechanics of the pubic symphysis. Which forces lead to mobility of the symphysis in physiological conditions? *Unfallchirurg*. 1996; 99(6):415-21.
36. Richard HA, Kullmer G. *Biomechanik - Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2013. p. 179-80.
37. Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. *AE-Manual der Endoprothetik Hüfte und Hüftrevision*. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer-Verlag; 2012. p. 21-45.
38. Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B. *Orthopädische Biomechanik*. Münster: Universitätsverlag Ilmenau; 2012. p. 261-83.
39. Kirschner S, Günther K-P. KAPITEL 6 - Biomechanik. In: Scharf H-P, Rüter A, Pohlemann T, Marzi I, Kohn D, Günther K-P, editors. *Orthopädie und Unfallchirurgie (Zweite Ausgabe)*. Munich: Urban & Fischer; 2011. p. 61-9.
40. Pohlemann T, Gänsslen A. Die Operation der Symphysen-sprengung. *Operative Orthopädie und Traumatologie*. 1999; 11(2):149-59.
41. Pennal GF, Sutherland GO. *Fractures of the Pelvis*. American Academy of Orthopaedic Surgeons Film Library. 1961.
42. Pennal GF, Tile M, Waddell JP, Garside H. Pelvic disruption: assessment and classification. *Clin Orthop Relat Res*. 1980; (151):12-21.
43. Tile M, Pennal GF. Pelvic disruption: principles of management. *Clin Orthop Relat Res*. 1980; (151):56-64.
44. Müller-Mai CM, Ekkernkamp A. *Frakturen - Klassifikation und Behandlungsoptionen*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 2010. p. 295-331.
45. Stahel PF, Hammerberg EM. History of pelvic fracture management: a review. *World journal of emergency surgery : WJES*. 2016; 11:18.
46. Smith WR, Ziran BH, Morgan SJ. *Fractures of the pelvis and acetabulum*: CRC Press; 2007. p. 11-25.

47. Young JW, Burgess AR, Brumback RJ, Poka A. Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management. *Radiology*. 1986; 160(2):445-51.
48. Burgess AR, Eastridge BJ, Young JW, Ellison TS, Ellison PS, Jr., Poka A, et al. Pelvic ring disruptions: effective classification system and treatment protocols. *J Trauma*. 1990; 30(7):848-56.
49. Culemann U. Beckenringverletzungen. *Trauma und Berufskrankheit*. 2007; 9(2):S154-S7.
50. Trulson A, Küper MA, Trulson IM, Minarski C, Stöckle U, Stuby FM. Fraktur des vorderen Beckenringes – die vermeintlich leichte Verletzung. *Trauma und Berufskrankheit*. 2018; 20(3):157-62.
51. Nuchtern JV, Hartel MJ, Henes FO, Groth M, Jauch SY, Haegele J, et al. Significance of clinical examination, CT and MRI scan in the diagnosis of posterior pelvic ring fractures. *Injury*. 2015; 46(2):315-9.
52. Scheyerer MJ, Osterhoff G, Wehrle S, Wanner GA, Simmen HP, Werner CM. Detection of posterior pelvic injuries in fractures of the pubic rami. *Injury*. 2012; 43(8):1326-9.
53. Studer P, Suhm N, Zappe B, Bless N, Jakob M. Pubic rami fractures in the elderly - a neglected injury? *Swiss Med Wkly*. 2013; 143:w13859.
54. Gansslen A, Pohlemann T, Paul C, Lobenhoffer P, Tscherné H. Epidemiology of pelvic ring injuries. *Injury*. 1996; 27 Suppl 1:S-a13-20.
55. Giannoudis PV, Grotz MR, Tzioupis C, Dinopoulos H, Wells GE, Bouamra O, et al. Prevalence of pelvic fractures, associated injuries, and mortality: the United Kingdom perspective. *J Trauma*. 2007; 63(4):875-83.
56. Jaeckle V. Auswertung von Symphysensprengungen am Universitätsklinikum Würzburg zwischen 2006 und 2016. Unveröffentlichte Arbeit; 2018.
57. Herren C, Dienstknecht T, Siewe J, Kobbe P, Pape HC, Hildebrand F. Operative Versorgung der Symphysensprengung. *Der Unfallchirurg*. 2016; 119(5):447-9.

58. Sagi HC, Papp S. Comparative radiographic and clinical outcome of two-hole and multi-hole symphyseal plating. *J Orthop Trauma*. 2008; 22(6):373-8.
59. Euler E. *Das Becken: Anatomie, Biomechanik, Frakturversorgung und Tumorprothetik*: Springer Berlin Heidelberg; 1995.
60. Tile M. *Fractures of the Pelvis. The Rationale of Operative Fracture Care*. Berlin, Heidelberg: Springer; 2005. p. 239-90.
61. Pressmar J, Kinzl L, Sarkar MR. Versorgung von hämodynamisch stabilen, mechanisch instabilen Verletzungen einschließlich Sakroiliakalgelenk. *OP-JOURNAL*. 2003; 19(02):118-26.
62. Stuby FM, Gonser CE, Baron HC, Stöckle U, Badke A, Ochs BG. Implantatentfernung nach Beckenringfraktur. *Der Unfallchirurg*. 2012; 115(4):330-8.
63. Giannoudis PV, Chalidis BE, Roberts CS. Internal fixation of traumatic diastasis of pubic symphysis: is plate removal essential? *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008; 128(3):325-31.
64. Putnis SE, Pearce R, Wali UJ, Bircher MD, Rickman MS. Open reduction and internal fixation of a traumatic diastasis of the pubic symphysis: one-year radiological and functional outcomes. *J Bone Joint Surg Br*. 2011; 93(1):78-84.
65. Morris SA, Loveridge J, Smart DK, Ward AJ, Chesser TJ. Is fixation failure after plate fixation of the symphysis pubis clinically important? *Clin Orthop Relat Res*. 2012; 470(8):2154-60.
66. Collinge C, Archdeacon MT, Dulaney-Cripe E, Moed BR. Radiographic changes of implant failure after plating for pubic symphysis diastasis: an underappreciated reality? *Clin Orthop Relat Res*. 2012; 470(8):2148-53.
67. Leitlinienkommission der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V. AWMF-Regelwerk "Implantatentfernung nach Osteosynthese". Seite 10 Berlin. 2018 [Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-004l_S1_Implantatentfernung-nach-Osteosynthese_2018-08.pdf, zuletzt aufgerufen am: 25. November 2020].

68. Raman R, Roberts CS, Pape HC, Giannoudis PV. Implant retention and removal after internal fixation of the symphysis pubis. *Injury*. 2005; 36(7):827-31.
69. Becker SC, Holstein JH, Pizanis A, Pohlemann T. Anterior approaches to the pelvic ring. *Unfallchirurg*. 2013; 116(3):198-204.
70. Minarski C, Stöckle U, Küper MA, Trulson A, Stuby FM. Zugänge zum vorderen Beckenring. *OP-JOURNAL*. 2018; 34(01):34-9.
71. Osterhoff G, Tiziani S, Hafner C, Ferguson SJ, Simmen HP, Werner CM. Symphyseal internal rod fixation versus standard plate fixation for open book pelvic ring injuries: a biomechanical study. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2016; 42(2):197-202.
72. Godinsky RJ, Vrabec GA, Guseila LM, Filipkowski DE, Elias JJ. Biomechanical comparison of locked versus non-locked symphyseal plating of unstable pelvic ring injuries. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2016.
73. Yao F, He Y, Qian H, Zhou D, Li Q. Comparison of biomechanical characteristics and pelvic ring stability using different fixation methods to treat pubic symphysis diastasis: a finite element study. *Medicine (Baltimore)*. 2015; 94(49):e2207.
74. Fensky F, Weiser L, Sellenschloh K, Vollmer M, Hartel MJ, Morlock MM, et al. Biomechanical analysis of anterior pelvic ring fractures with intact peripelvic soft tissues: a cadaveric study. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2019.
75. McLachlin S, Lesieur M, Stephen D, Kreder H, Whyne C. Biomechanical analysis of anterior ring fixation of the ramus in type C pelvis fractures. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2017.
76. Lenz M, Perren SM, Richards RG, Muckley T, Hofmann GO, Gueorguiev B, et al. Biomechanical performance of different cable and wire cerclage configurations. *Int Orthop*. 2013; 37(1):125-30.
77. Mensink G, Schienkiewitz A, Haftenberger M, Lampert T, Ziese T, Scheidt-Nave C. Übergewicht und Adipositas in Deutschland. Robert Koch-Institut, Epidemiologie und Gesundheitsberichterstattung; 2013.

78. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*. 1993; 26(8):969-90.
79. Wellek S, Blettner M. Klinische Studien zum Nachweis von Äquivalenz oder Nichtunterlegenheit. *Deutsches Ärzteblatt International*. 2012; 109(41):674-9.
80. Agency EM. ICH E9 Statistical principles for clinical trials. 1998.
81. Westlake WJ. Use of confidence intervals in analysis of comparative bioavailability trials. *Journal of Pharmaceutical Sciences*. 1972; 61(8):1340-1.
82. Weiß C. Normalverteilung. *Basiswissen Medizinische Statistik*. 6. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2013. p. 126-35.
83. Schuhmach M, Schulgen G. *Methodik klinischer Studien - Methodische Grundlagen der Planung, Durchführung und Auswertung*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2007. p. 39-43.
84. Ecke H. Die operative Reposition und Fixation der Symphyse. *Unfallchirurgie*. 1978; 4(4):239-41.
85. Ulmsten U, Falconer C, Johnson P, Jomaa M, Lannér L, Nilsson CG, et al. A multicenter study of tension-free vaginal tape (TVT) for surgical treatment of stress urinary incontinence. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*. 1998; 9(4):210-3.
86. Ulmsten U, Henriksson L, Johnson P, Varhos G. An ambulatory surgical procedure under local anesthesia for treatment of female urinary incontinence. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*. 1996; 7(2):81-5; discussion 5-6.
87. Delorme E. Transobturator urethral suspension: mini-invasive procedure in the treatment of stress urinary incontinence in women. *Progres en urologie : journal de l'Association française d'urologie et de la Société française d'urologie*. 2001; 11(6):1306-13.

88. Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF)-Ständige Kommission Leitlinien. AWMF-Regelwerk „Interdisziplinäre S2e-Leitlinie für die Diagnostik und Therapie der Belastungsinkontinenz der Frau“. Seite 29-32. 2013 [Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/015_005l_S2e_Belastungsinkontinenz_2013-07-abgelaufen.pdf, zuletzt aufgerufen am 18.12.2020].
89. Kuper MA, Trulson A, Trulson IM, Minarski C, Grunwald L, Gonser C, et al. EASY (endoscopic approach to the symphysis): a new minimally invasive approach for the plate osteosynthesis of the symphysis and the anterior pelvic ring-a cadaver study and first clinical results. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2018.
90. Di Francia R, Tanner J-L, Marolleau J. The first use of laparoscopy to treat pelvic ring fractures: A case report. *International Journal of Surgery Case Reports*. 2020; 76:60-3.
91. Eastman JG, Krieg JC, Routt ML, Jr. Early failure of symphysis pubis plating. *Injury*. 2016; 47(8):1707-12.
92. Gosch M, Kammerlander C, Neuerburg C. Osteoporose – Epidemiologie und Versorgungsqualität. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. 2019; 52(5):408-13.
93. Palmer JE, Russell JP, Grieshaber J, Iacangelo A, Ellison BA, Lease TD, et al. A biomechanical comparison of allograft tendons for ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2017; 45(3):701-7.
94. Chamberlain W. The symphysis pubis in the roentgen examination of the sacroiliac joint. *Am J Roentgenol Radium Ther*. 1930; 24:621-5.
95. Meissner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmzadeh R. Comparison of internal fixation methods for the symphysis in multi-directional dynamic gait simulation. *Unfallchirurg*. 1998; 101(1):18-25.
96. Grimshaw CS, Bledsoe JG, Moed BR. Locked versus standard unlocked plating of the pubic symphysis: a cadaver biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 2012; 26(7):402-6.
97. Kiskaddon EM, Wright A, Meeks BD, Froehle AW, Gould GC, Lubitz MG, et al. A biomechanical cadaver comparison of suture button fixation to plate fixation for pubic symphysis diastasis. *Injury*. 2018; 49(11):1993-8.

98. Lazaro Gonzalez A, Martinez Reina J, Cano Luis P, Jimenez Baquero J, Sueiro Fernandez J, Giraldez Sanchez MA. Is cannulated-screw fixation an alternative to plate osteosynthesis in open book fractures? A biomechanical analysis. *Injury*. 2016; 47 Suppl 3:S72-s7.
99. Stuby FM, Lenz M, Doebele S, Agarwal Y, Skulev H, Ochs BG, et al. Symphyseal fixation in open book injuries cannot fully compensate anterior SI joint injury - A biomechanical study in a two-leg alternating load model. *PLoS One*. 2017; 12(11):e0184000.
100. Hofmann D. Vergleichende Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren bei der Luxation der Beckenhalbgelenke. *Unfallchirurgie*. 1991; 17(5):247-52.
101. Ecke H, Burger H, Hofmann D, Nazari P, Maier K, editors. Testing of stability of different osteosynthetic methods after rupture of the pubic symphysis and ileosacral joint 1984; Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Anhang

I Statistischer Anhang

Messwerte

Tabelle 11: Messwerte D_{min}

Becken	D_{min} in mm					
	200 N		400 N		600 N	
	Zyklus 1	Zyklus 500	Zyklus 1	Zyklus 1000	Zyklus 1	Zyklus 1500
P1	0,027	0,582	0,576	1,598	1,603	3,034
P2	0,018	0,630	0,628	1,503	1,503	2,657
P3	0,021	1,058	1,057	2,310	2,302	4,034
P4	0,025	0,711	0,708	1,680	1,676	2,980
P5	0,029	0,892	0,884	2,098	2,096	3,622
P6	0,018	0,811	0,808	2,244	2,237	5,159
P7	0,014	0,463	0,461	1,413	1,410	2,793
P8	0,042	0,565	0,558	1,499	1,494	2,443
P9	0,019	0,517	0,511	1,280	1,278	2,211
P10	-0,004	0,353	0,350	0,997	0,993	1,900
C1	0,001	0,395	0,390	1,134	1,131	2,377
C2	-0,008	0,380	0,378	0,995	0,992	1,957
C3	0,032	0,731	0,729	1,826	1,824	3,137
C4	0,033	0,859	0,857	2,223	2,220	5,468
C5	0,020	0,464	0,458	1,148	1,145	2,272
C6	0,012	0,578	0,577	1,395	1,393	2,493
C7	0,019	0,746	0,743	1,586	1,583	2,903
C8	0,029	0,727	0,728	1,857	1,857	3,623
C9	0,006	0,359	0,357	0,938	0,941	1,739
C10	0,047	0,493	0,491	1,152	1,149	1,689
B1	0,003	0,462	0,460	1,192	1,193	2,384
B2	0,007	0,610	0,609	1,849	1,845	3,180
B3	0,022	0,581	0,579	1,525	1,524	2,893
B4	0,046	0,805	0,804	1,697	1,702	2,685
B5	0,036	1,023	1,017	2,369	2,361	4,003
B6	0,002	0,511	0,506	1,333	1,330	2,510
B7	0,036	0,410	0,409	1,154	1,151	2,032
B8	0,011	0,641	0,637	1,460	1,459	2,339
B9	0,013	0,444	0,443	1,150	1,154	2,102
B10	0,019	0,378	0,374	1,111	1,106	2,276

Tabelle 12: Messwerte D_{max}

Becken	D_{max} in mm					
	200 N		400 N		600 N	
	Zyklus 1	Zyklus 500	Zyklus 1	Zyklus 1000	Zyklus 1	Zyklus 1500
P1	1,821	2,038	3,991	4,594	6,778	7,987
P2	1,798	2,019	3,654	4,106	6,040	6,777
P3	2,321	2,640	4,727	5,311	7,457	8,843
P4	1,877	2,247	4,109	4,707	6,690	7,800
P5	2,295	2,746	4,899	5,418	7,760	8,857
P6	1,840	2,258	4,232	5,386	8,557	11,529
P7	1,733	1,942	3,769	4,372	6,414	7,793
P8	2,072	2,247	3,956	4,447	5,922	6,538
P9	1,977	2,122	3,909	4,312	6,078	6,693
P10	1,497	1,679	3,174	3,543	5,003	5,524
C1	1,500	1,636	3,206	3,639	5,388	6,658
C2	1,424	1,588	3,019	3,460	5,075	5,986
C3	1,944	2,383	4,241	4,831	6,881	7,955
C4	2,325	2,623	4,584	5,476	8,092	12,333
C5	1,454	1,615	3,164	3,593	5,378	6,548
C6	1,678	2,013	3,640	4,096	5,969	7,031
C7	1,921	2,171	4,083	4,589	6,817	7,840
C8	2,031	2,337	4,168	4,832	6,982	8,740
C9	1,548	1,691	3,146	3,501	4,876	5,462
C10	1,561	1,818	3,228	3,551	4,892	5,238
B1	1,508	1,777	3,377	3,794	5,525	6,356
B2	2,139	2,297	4,478	4,819	6,922	7,560
B3	2,191	2,315	4,171	4,564	6,485	7,227
B4	2,267	2,535	4,376	4,929	6,669	7,387
B5	2,548	2,885	4,777	5,443	7,387	8,548
B6	1,597	1,784	3,352	3,823	5,516	6,425
B7	1,568	1,740	3,221	3,693	5,143	5,823
B8	1,683	1,930	3,567	4,032	5,662	6,356
B9	1,752	1,968	3,637	4,003	5,606	6,263
B10	1,669	1,814	3,408	3,791	5,478	6,252

Parameter

Tabelle 13: Einzelergebnisse der Parameter Steifigkeit und Plastische Verformung

Becken	Steifigkeit in N/mm	Plastische Verformung in mm			
		200 N	400 N	600 N	gesamt
P1	109,608	0,555	1,022	1,431	3,007
P2	112,208	0,612	0,875	1,154	2,639
P3	84,618	1,037	1,253	1,732	4,013
P4	106,205	0,686	0,972	1,304	2,955
P5	88,808	0,863	1,214	1,526	3,593
P6	108,468	0,793	1,436	2,922	5,141
P7	114,033	0,449	0,952	1,383	2,779
P8	98,041	0,523	0,941	0,949	2,401
P9	103,41	0,498	0,769	0,933	2,192
P10	131,365	0,357	0,647	0,907	1,904
Mittelwert P	105,6764	0,637	1,008	1,424	3,062
C1	132,259	0,394	0,744	1,246	2,376
C2	139,238	0,388	0,617	0,965	1,965
C3	104,257	0,699	1,097	1,313	3,105
C4	87,189	0,826	1,366	3,248	5,435
C5	139,651	0,444	0,690	1,127	2,252
C6	117,411	0,566	0,818	1,100	2,481
C7	102,09	0,727	0,843	1,320	2,884
C8	99,644	0,698	1,129	1,766	3,594
C9	128,462	0,353	0,581	0,798	1,733
C10	130,61	0,446	0,661	0,540	1,642
Mittelwert C	118,0811	0,554	0,855	1,342	2,747
B1	119,884	0,459	0,732	1,191	2,381
B2	93,679	0,603	1,240	1,335	3,173
B3	90,367	0,559	0,946	1,369	2,871
B4	90,157	0,759	0,893	0,983	2,639
B5	79,175	0,987	1,352	1,642	3,967
B6	120,941	0,509	0,827	1,180	2,508
B7	126,982	0,374	0,745	0,881	1,996
B8	116,139	0,630	0,823	0,880	2,328
B9	112,236	0,431	0,707	0,948	2,089
B10	121,059	0,359	0,737	1,170	2,257
Mittelwert B	107,0619	0,567	0,900	1,158	2,621

Anhang

Tabelle 14: Einzelergebnisse der Parameter *Peak-to-Peak Displacement* und *Total Displacement*

Becken	Peak-to-Peak Displacement in mm			Total Displacement in mm		
	200 N	400 N	600 N	200 N	400 N	600 N
P1	0,217	0,603	1,209	1,794	3,964	6,751
P2	0,221	0,452	0,737	1,780	3,636	6,022
P3	0,319	0,584	1,386	2,300	4,706	7,436
P4	0,370	0,598	1,110	1,852	4,084	6,665
P5	0,451	0,519	1,097	2,266	4,870	7,731
P6	0,418	1,154	2,972	1,822	4,214	8,539
P7	0,209	0,603	1,379	1,719	3,755	6,400
P8	0,175	0,491	0,616	2,030	3,914	5,880
P9	0,145	0,403	0,615	1,958	3,890	6,059
P10	0,182	0,369	0,521	1,501	3,178	5,007
Mittelwert P	0,271	0,578	1,164	1,902	4,021	6,649
C1	0,136	0,433	1,270	1,499	3,205	5,387
C2	0,164	0,441	0,911	1,432	3,027	5,083
C3	0,439	0,590	1,074	1,912	4,209	6,849
C4	0,298	0,892	4,241	2,292	4,551	8,059
C5	0,161	0,429	1,170	1,434	3,144	5,358
C6	0,335	0,456	1,062	1,666	3,628	5,957
C7	0,250	0,506	1,023	1,902	4,064	6,798
C8	0,306	0,664	1,758	2,002	4,139	6,953
C9	0,143	0,355	0,586	1,542	3,140	4,870
C10	0,257	0,323	0,346	1,514	3,181	4,845
Mittelwert C	0,249	0,509	1,344	1,720	3,629	6,016
B1	0,197	0,417	0,831	1,577	3,374	5,522
B2	0,158	0,341	0,638	2,132	4,471	6,915
B3	0,124	0,393	0,742	2,169	4,149	6,463
B4	0,268	0,553	0,718	2,221	4,330	6,623
B5	0,337	0,666	1,161	2,512	4,741	7,351
B6	0,187	0,471	0,909	1,595	3,350	5,514
B7	0,172	0,472	0,680	1,532	3,185	5,107
B8	0,247	0,465	0,694	1,672	3,556	5,651
B9	0,216	0,366	0,657	1,739	3,624	5,593
B10	0,145	0,383	0,774	1,650	3,389	5,459
Mittelwert B	0,205	0,453	0,780	1,880	3,817	6,020

Shapiro-Wilk-Test – berechnet mit IBM SPSS Statistics**Tabelle 15:** Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests bei Verwendung der Rohdaten

Shapiro-Wilk-Test				
Parameter	Gruppe	Kraftniveau in N	Messwerte	p-Wert
Steifigkeit	Platte		10	0,769
	Cerclage		10	0,277
	Band		10	0,115
Plastische Verformung	Platte	200	10	0,750
		400	10	0,862
		600	10	0,010
		gesamt	10	0,345
	Cerclage	200	10	0,175
		400	10	0,171
		600	10	0,009
		gesamt	10	0,059
	Band	200	10	0,261
		400	10	0,015
		600	10	0,388
		gesamt	10	0,129
Peak-to-Peak Displacement	Platte	200	10	0,143
		400	10	0,002
		600	10	0,007
	Cerclage	200	10	0,356
		400	10	0,110
		600	10	0,001
	Band	200	10	0,638
		400	10	0,225
		600	10	0,023
Total Displacement	Platte	200	10	0,574
		400	10	0,725
		600	10	0,914
	Cerclage	200	10	0,128
		400	10	0,072
		600	10	0,212
	Band	200	10	0,071
		400	10	0,150
		600	10	0,139

Tabelle 16: Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests bei Verwendung transformierter Daten

Shapiro-Wilk-Test nach Ausschluss bzw. Transformation					
Parameter	Gruppe	Kraftniveau in N	Erfolgte Aktion	Messwerte	p-Wert
Plastische Verformung	Platte	400	Kehrwert	10	0,714
		600	Ausschluss P6	9	0,491
		gesamt	Ausschluss P6	9	0,887
		gesamt	doppeltes Logarithmieren	10	0,999
	Cerclage	600	Ausschluss C4	9	0,924
		gesamt	Ausschluss C4	9	0,778
	Band	400	Kehrwert	10	0,137
		gesamt	doppeltes Logarithmieren	10	0,922
Peak-to-Peak Displacement	Platte	400	Ausschluss P6	9	0,163
		600	Ausschluss P6	9	0,160
		600	Kehrwert	10	0,446
	Cerclage	400	Ausschluss C4	9	0,589
		600	Ausschluss C4	9	0,740
	Band	600	Kehrwert	10	0,376

Quantil-Quantil-Plots – erstellt mit Hilfe von DATAtab (datatab.de)

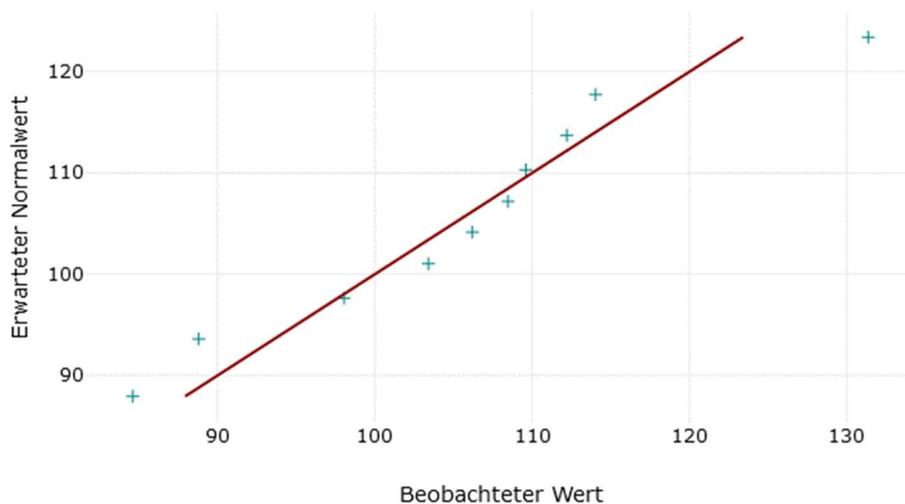


Abbildung 41: QQ-Diagramm Steifigkeit, Platte

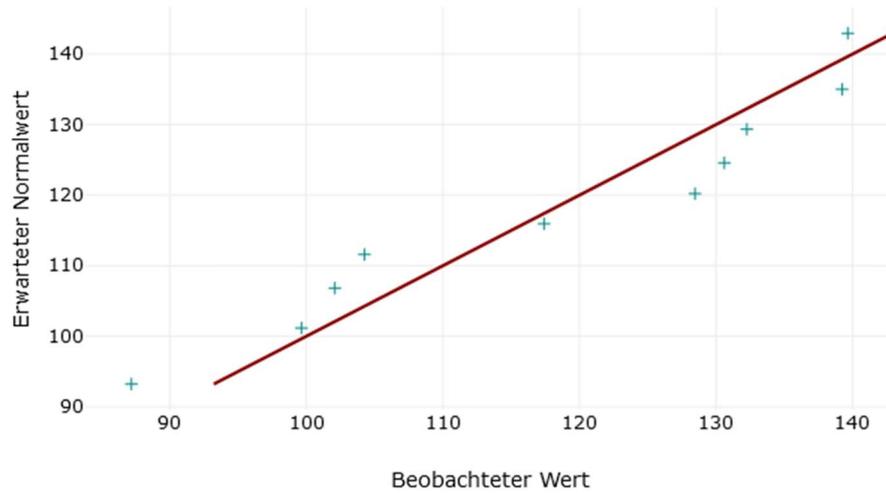


Abbildung 42: QQ-Diagramm Steifigkeit, Cerclage

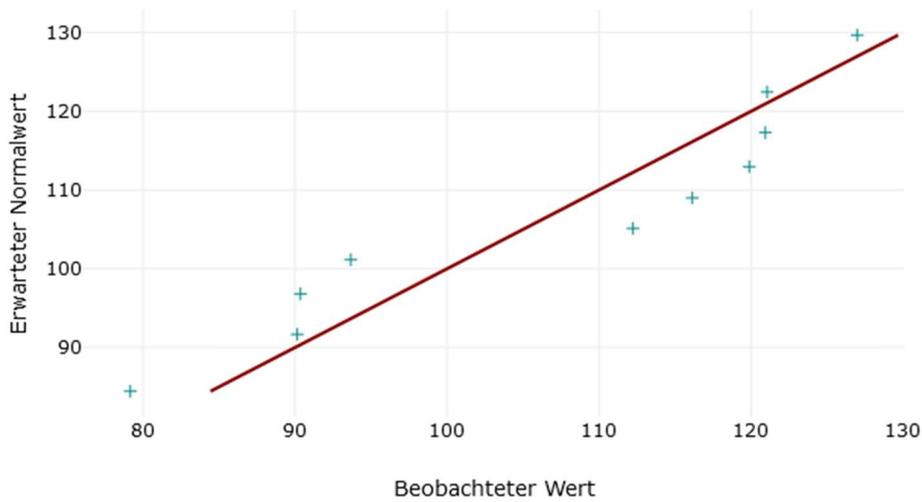


Abbildung 43: QQ-Diagramm Steifigkeit, Band

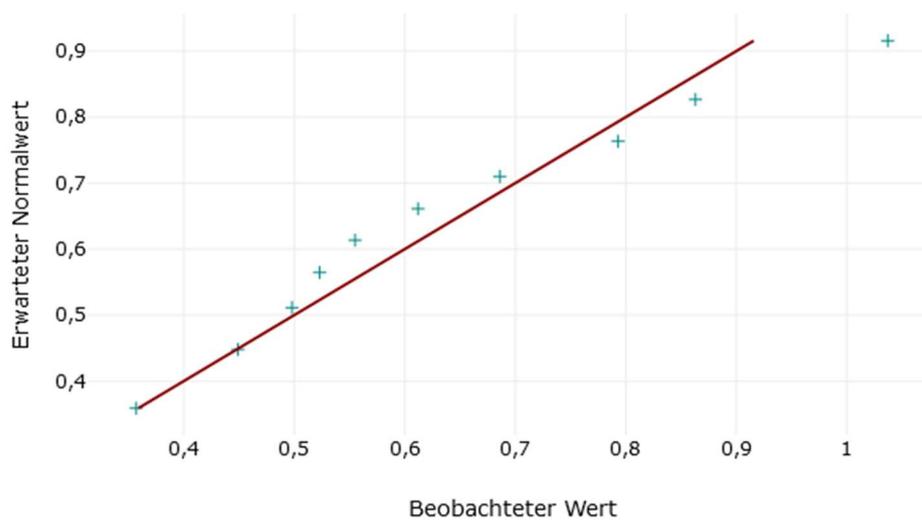


Abbildung 44: QQ-Diagramm Plastische Verformung 200 N, Platte

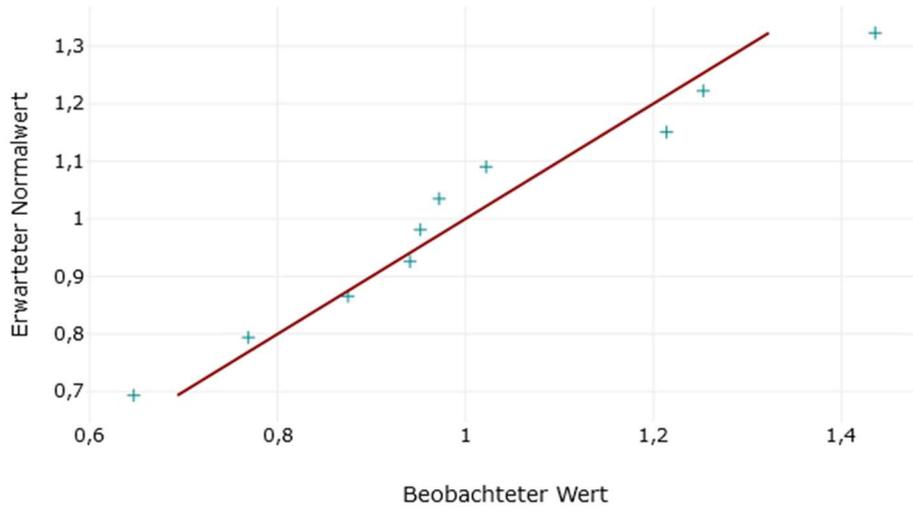


Abbildung 45: QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Platte

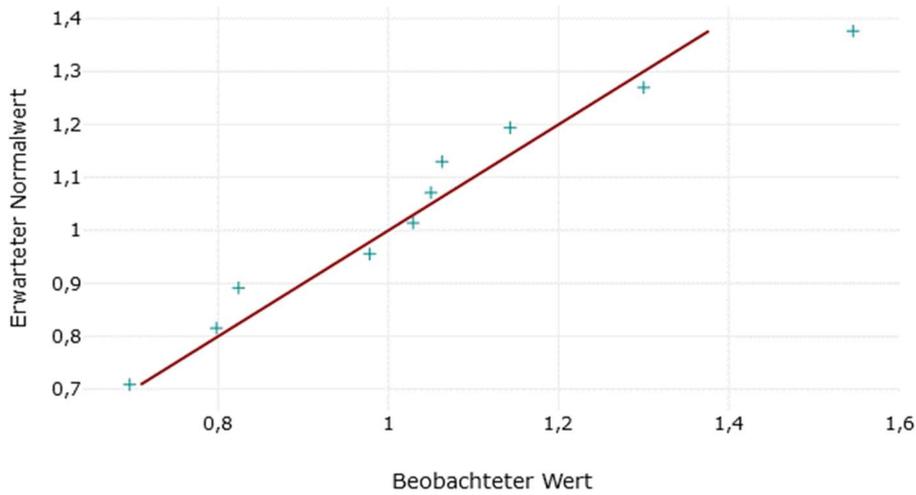


Abbildung 46: QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Platte, nach Transformation mittels Kehrwert

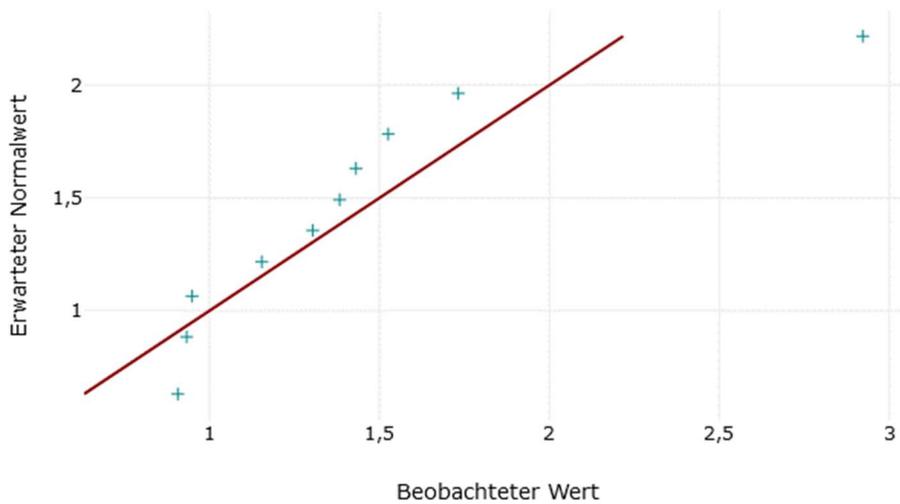


Abbildung 47: QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Platte

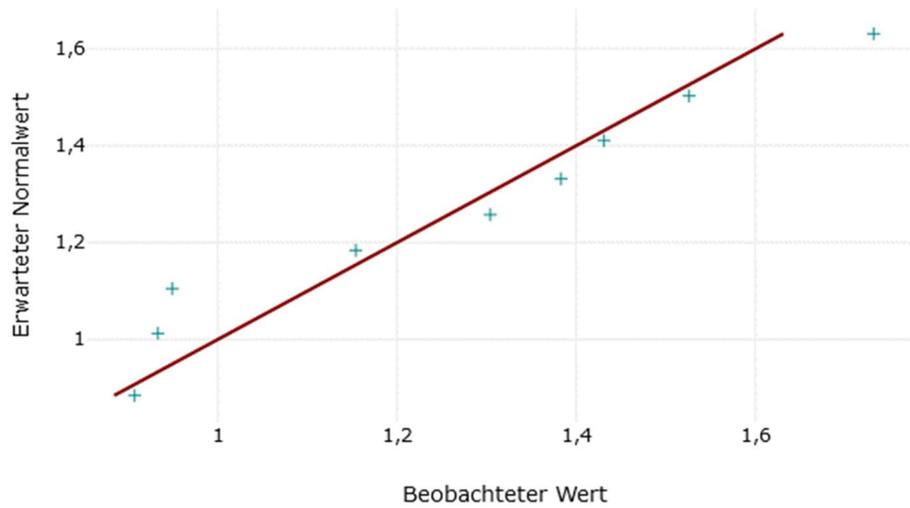


Abbildung 48: QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Platte, nach Ausschluss von P6

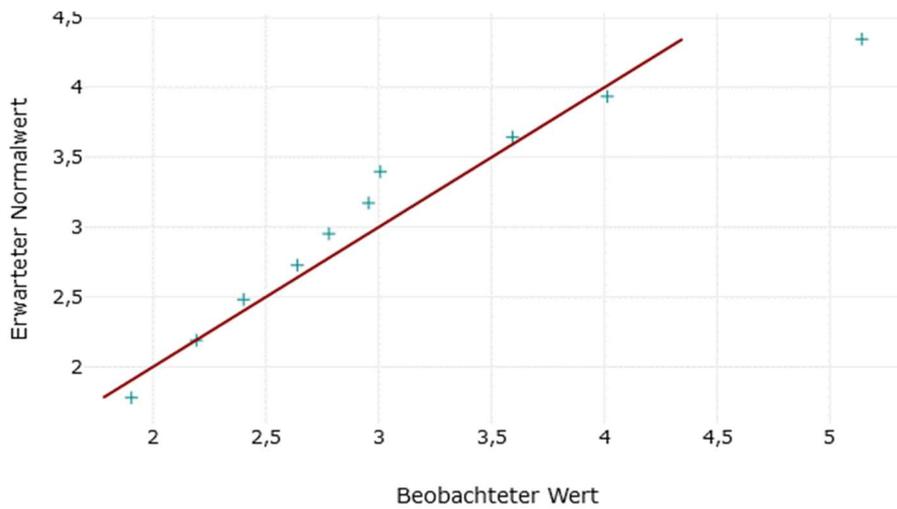


Abbildung 49: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Platte

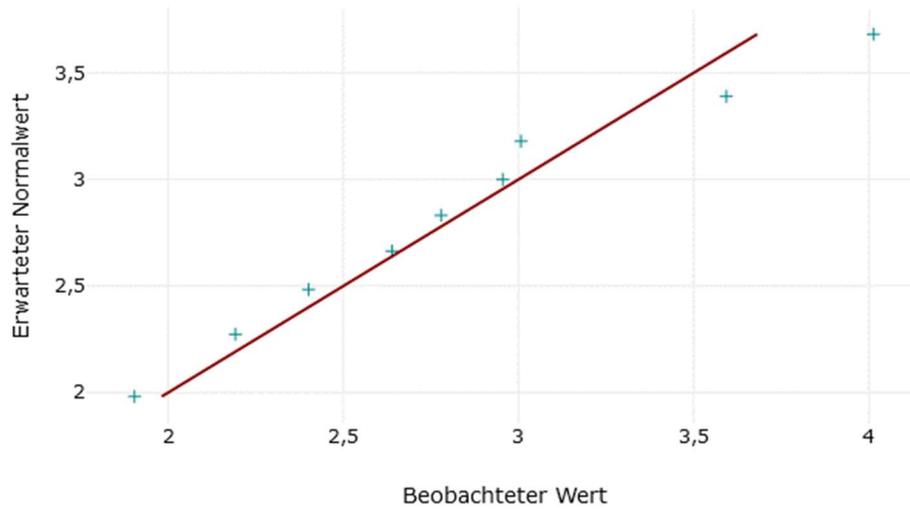


Abbildung 50: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Platte, nach Ausschuss von P6

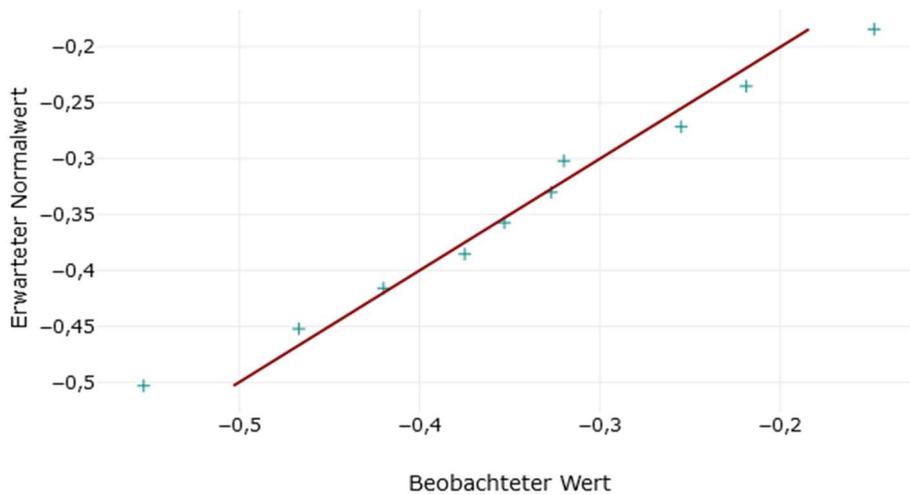


Abbildung 51: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Platte, nach Transformation durch doppeltes Logarithmieren

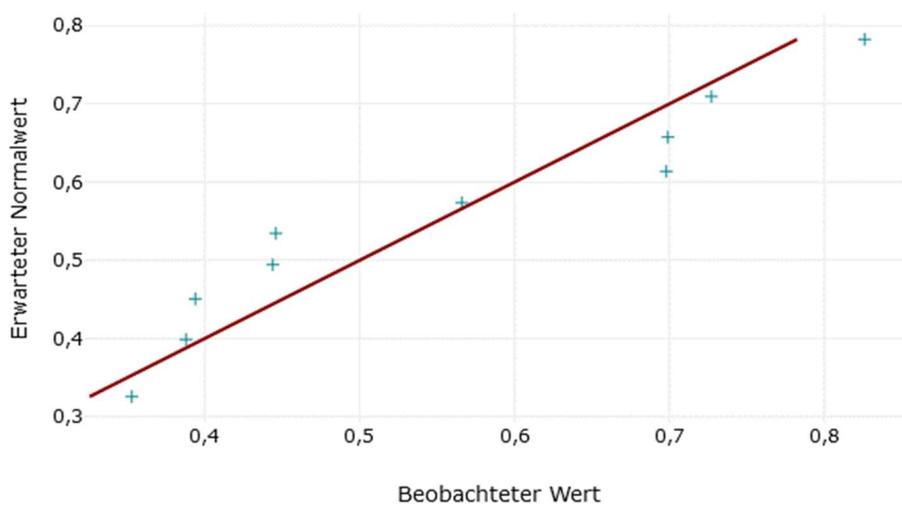


Abbildung 52: QQ-Diagramm Plastische Verformung 200 N, Cerclage

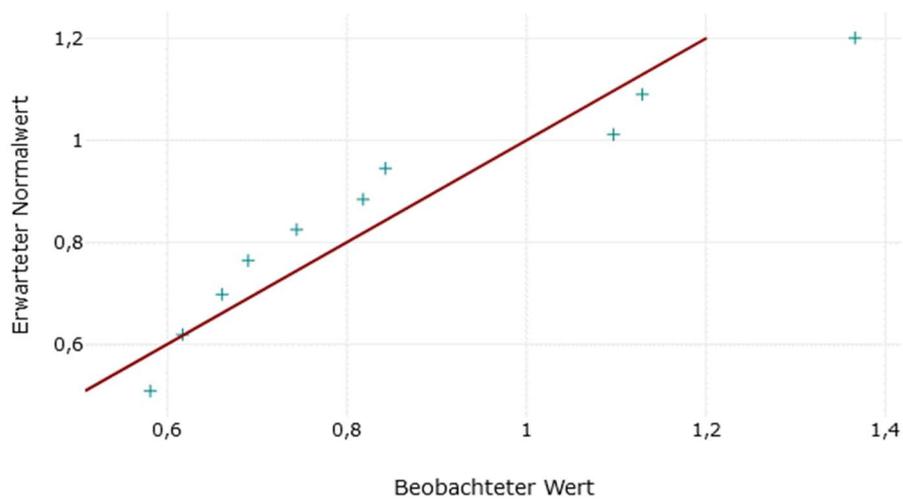


Abbildung 53: QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Cerclage

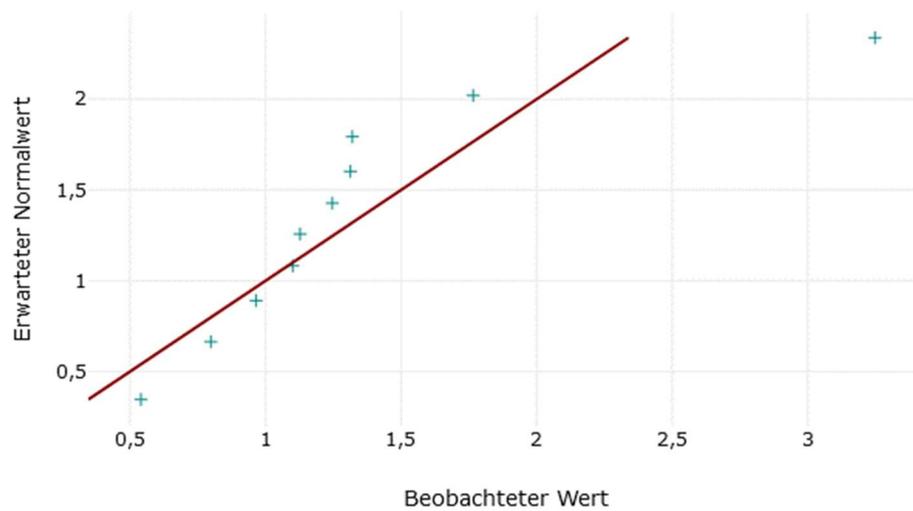


Abbildung 54: QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Cerclage

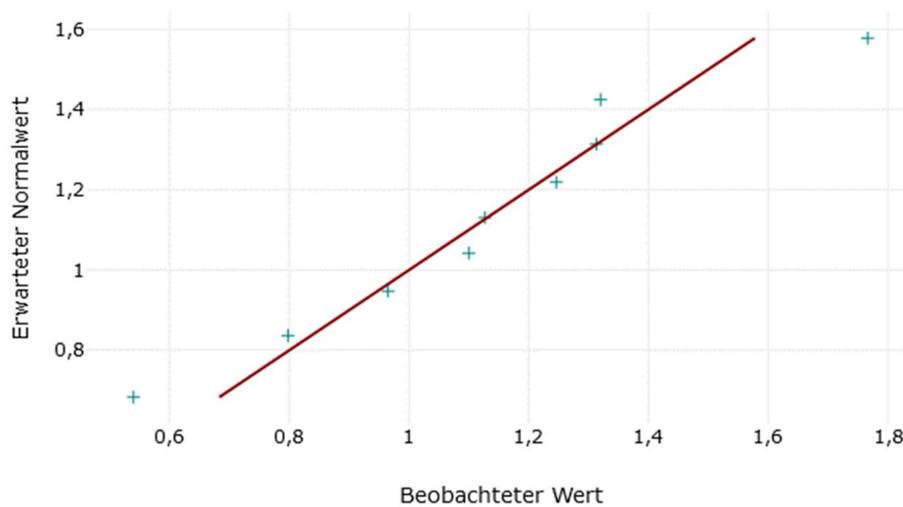


Abbildung 55: QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Cerclage, nach Ausschluss von C4

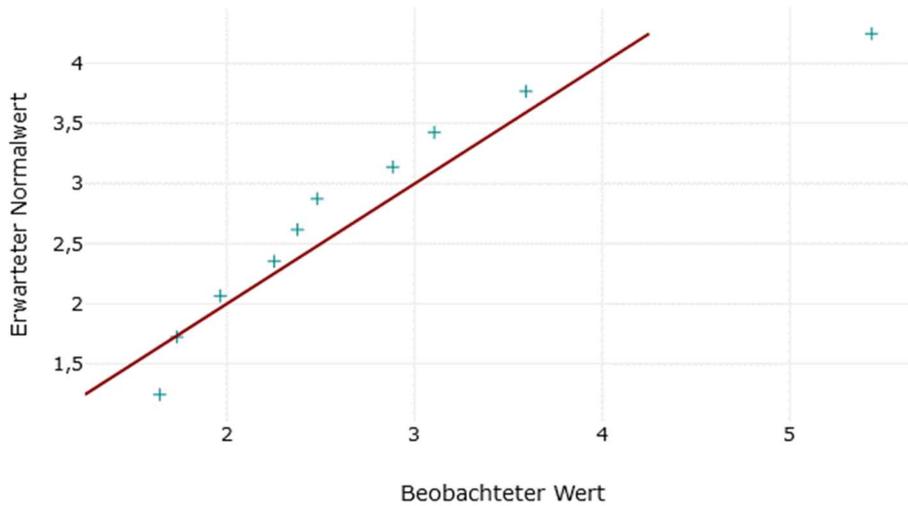


Abbildung 56: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Cerclage

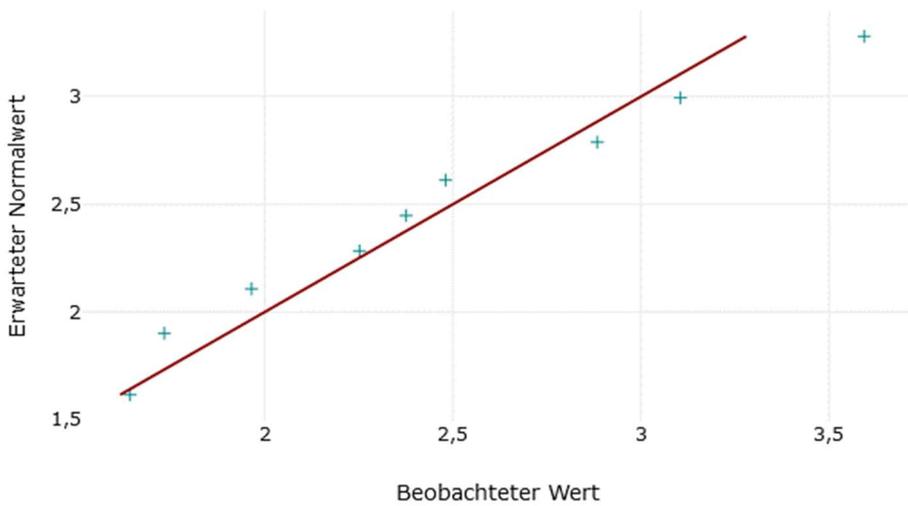


Abbildung 57: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Cerclage, nach Ausschluss von C4

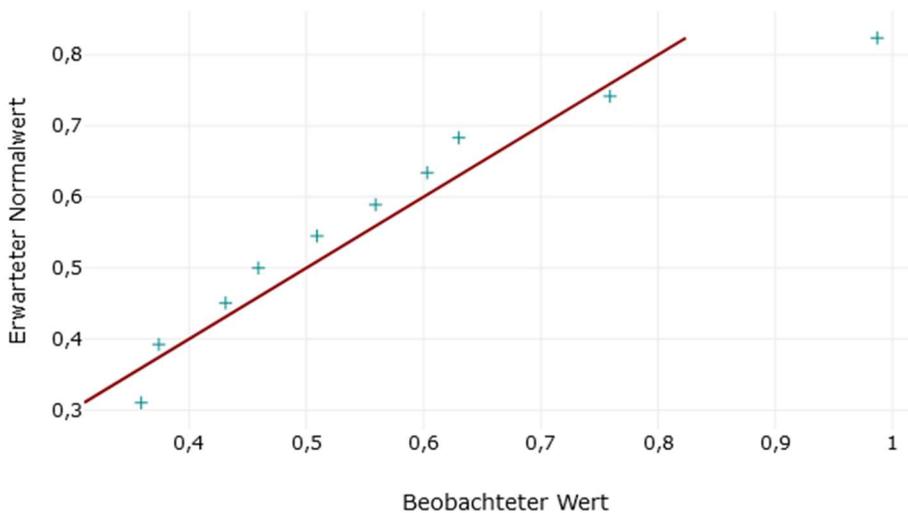


Abbildung 58: QQ-Diagramm Plastische Verformung 200 N, Band

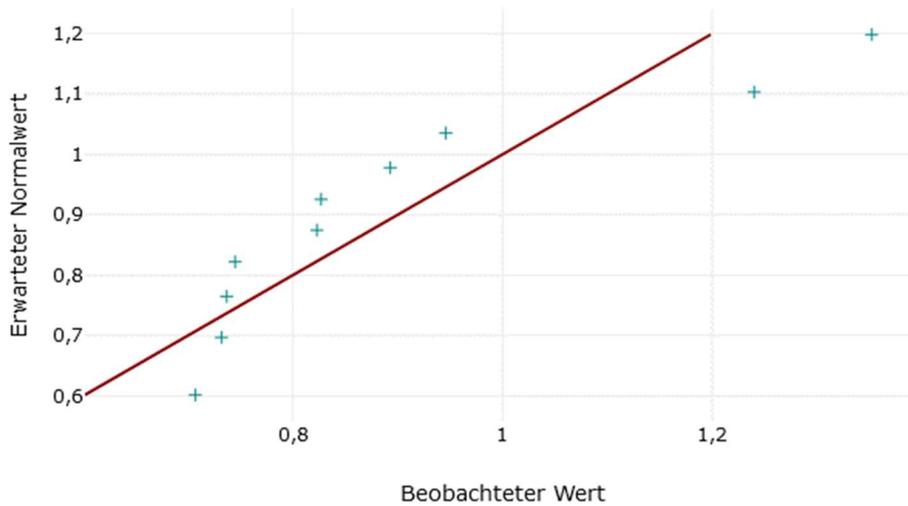


Abbildung 59: QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Band

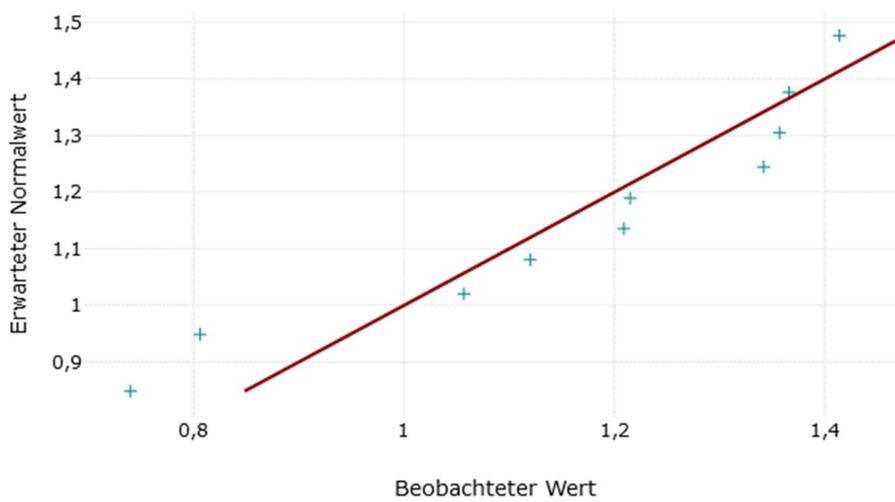


Abbildung 60: QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Band, nach Transformation mittels Kehrwert

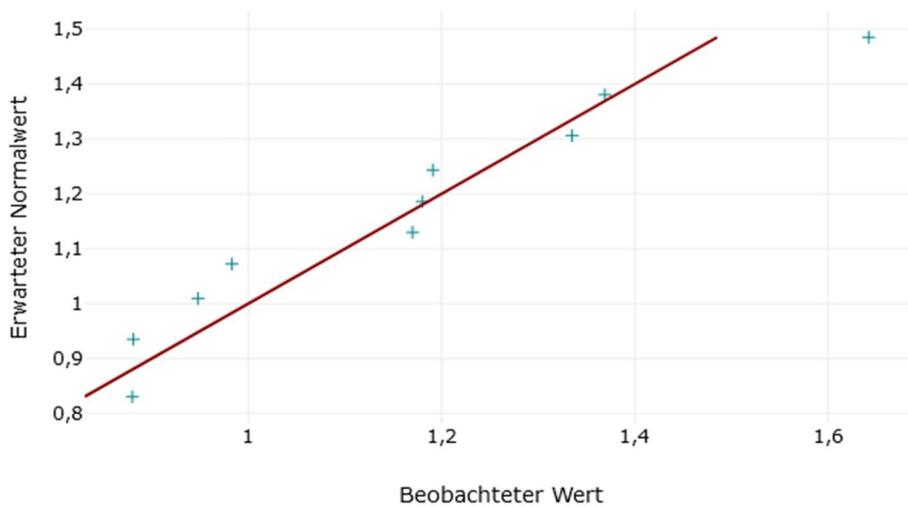


Abbildung 61: QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Band

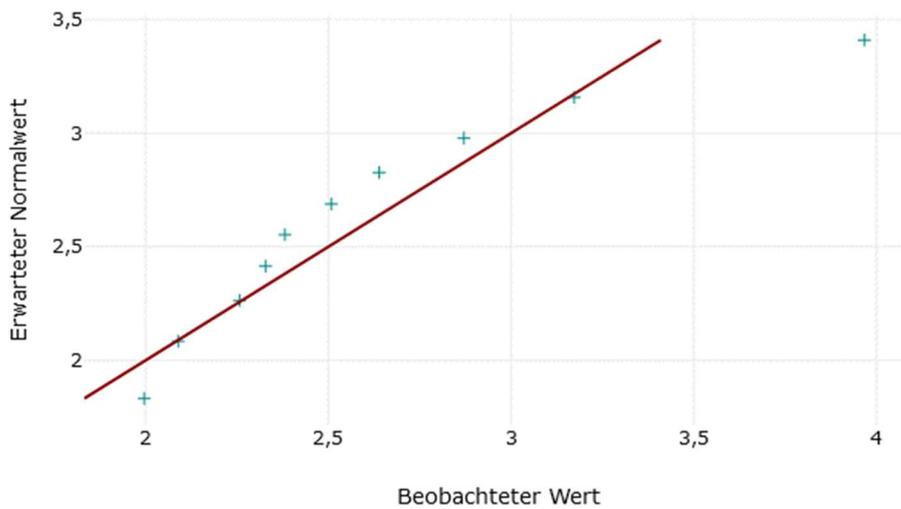


Abbildung 62: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Band

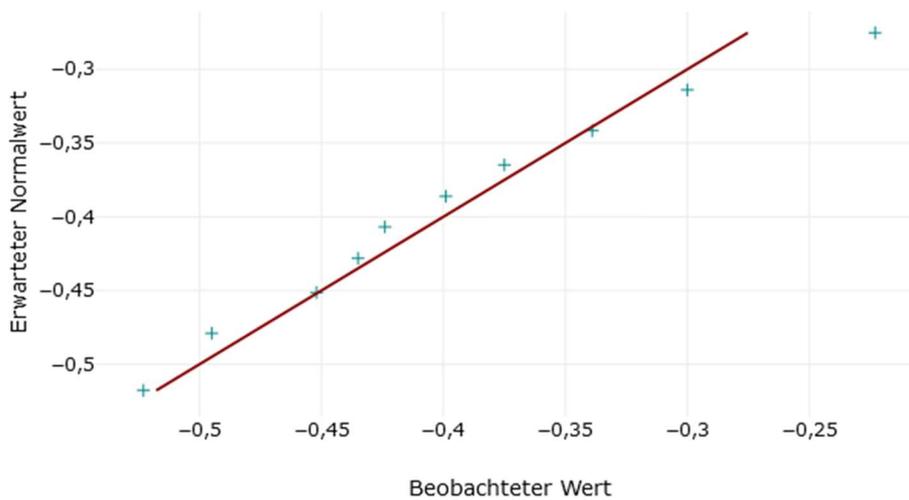


Abbildung 63: QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Band, nach Transformation durch doppeltes Logarithmieren

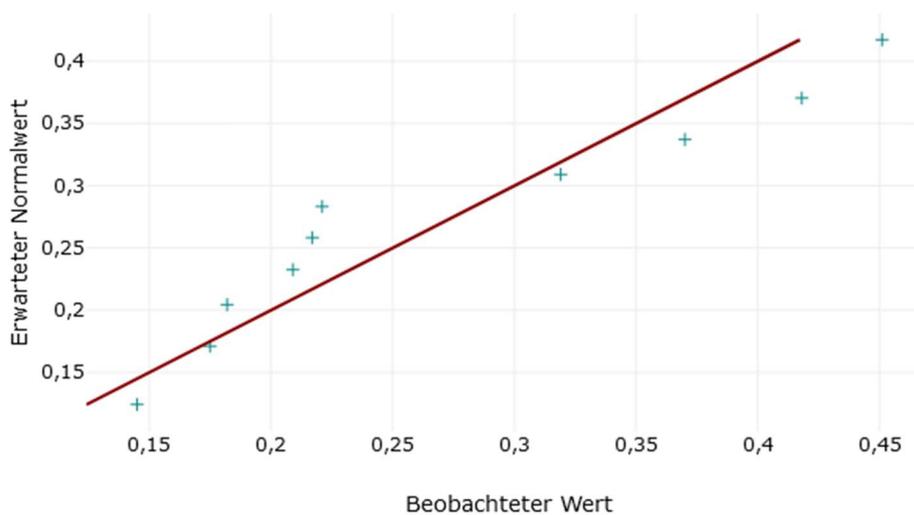


Abbildung 64: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 200 N, Platte

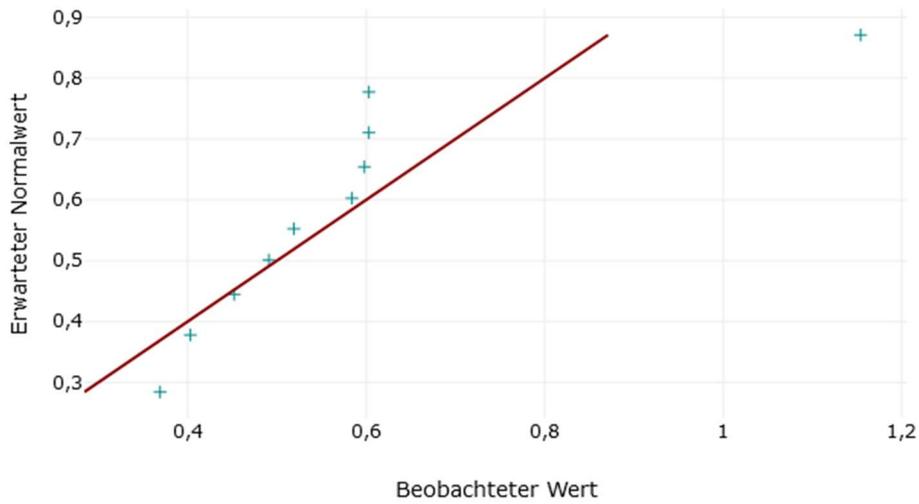


Abbildung 65: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Platte

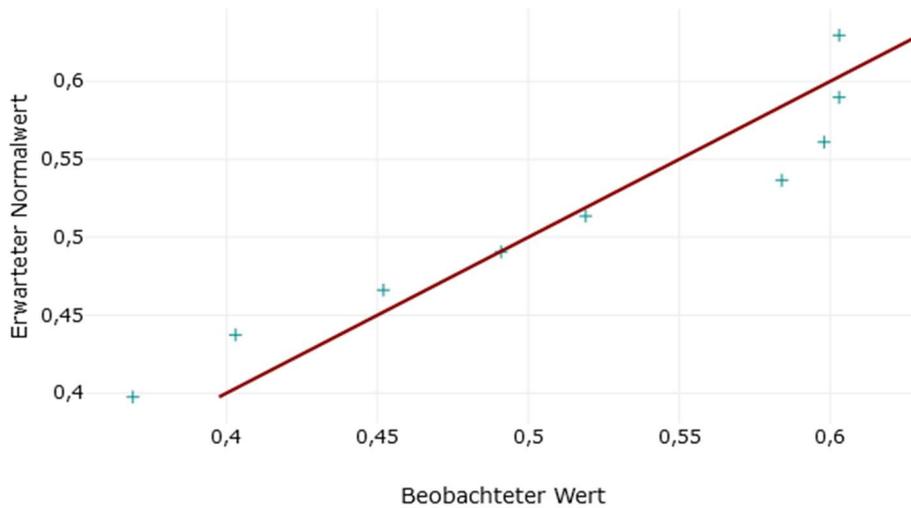


Abbildung 66: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Platte, nach Ausschluss von P6

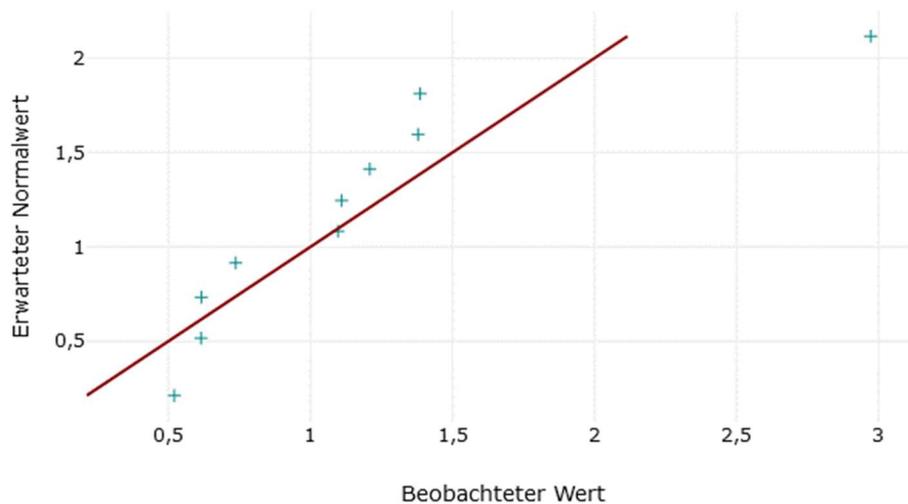


Abbildung 67: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Platte

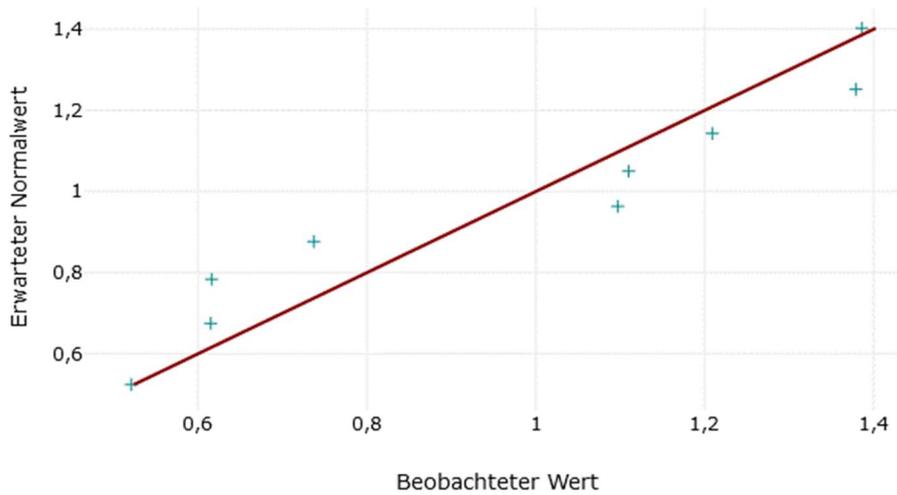


Abbildung 68: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Platte, nach Ausschluss von P6

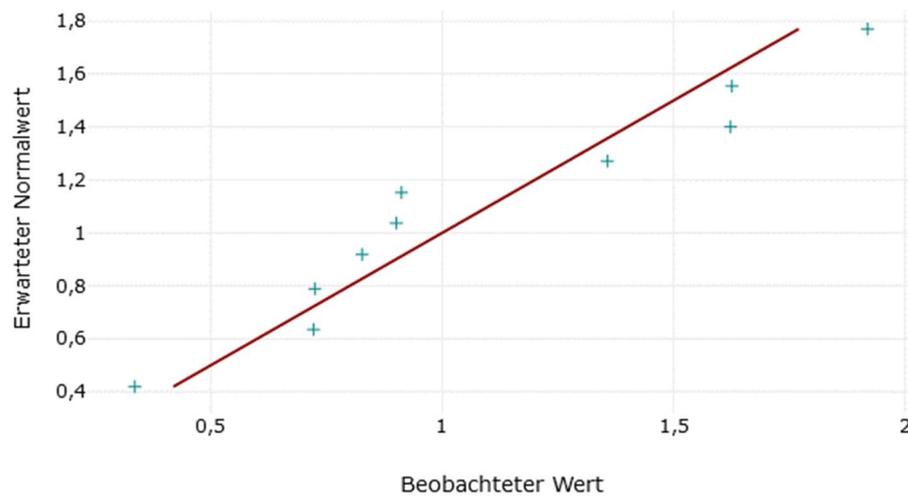


Abbildung 69: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Platte, nach Transformation mittels Kehrwert

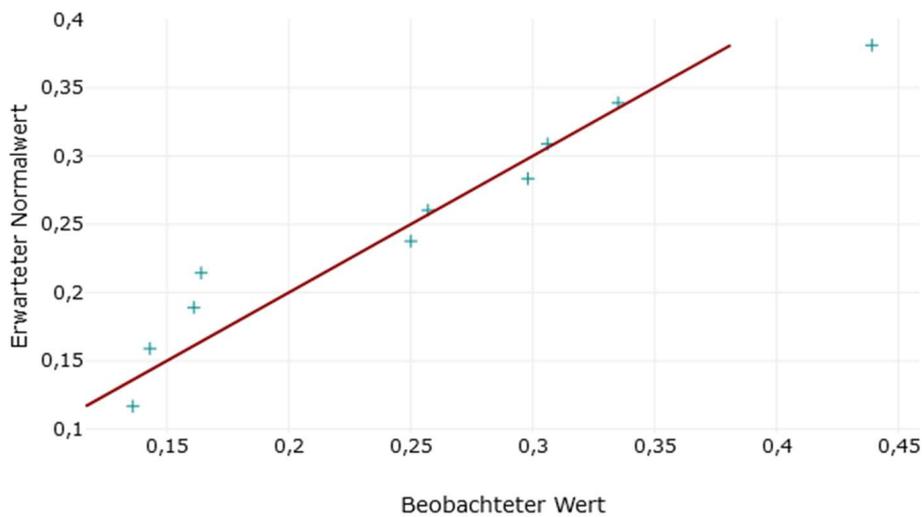


Abbildung 70: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 200 N, Cerclage

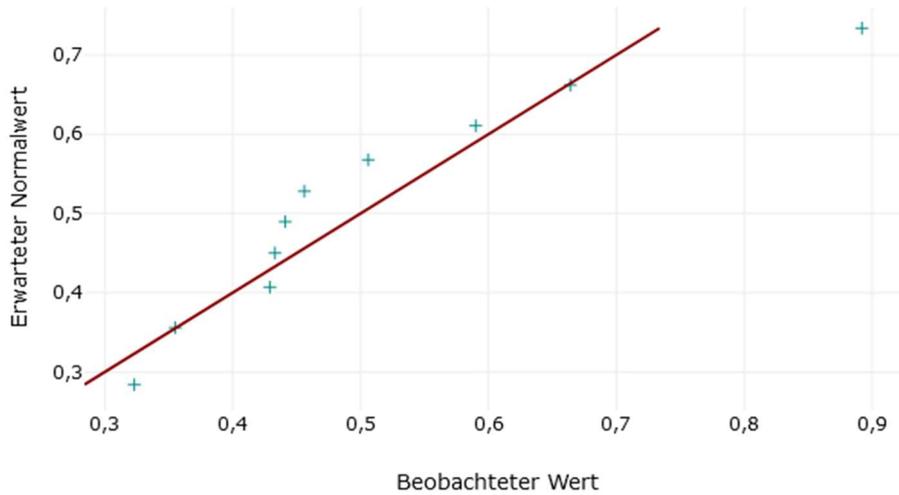


Abbildung 71: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Cerlage

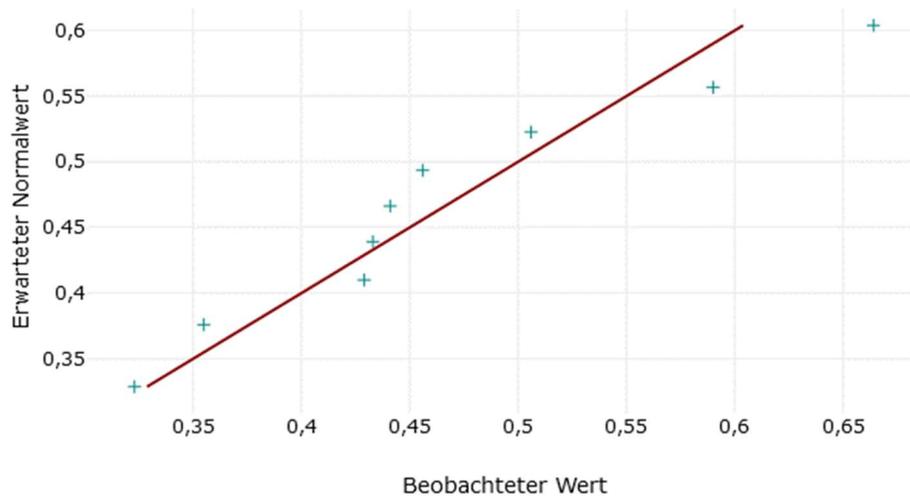


Abbildung 72: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Cerlage, nach Ausschluss von C4

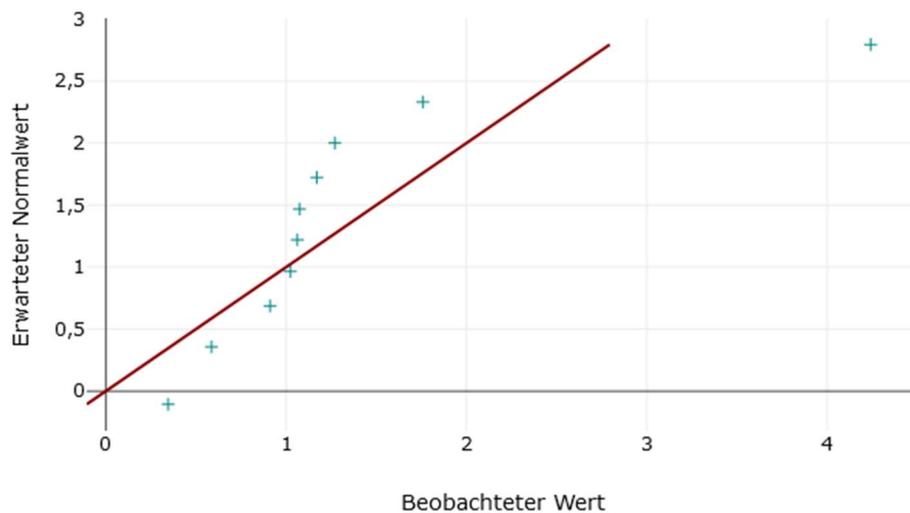


Abbildung 73: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Cerlage

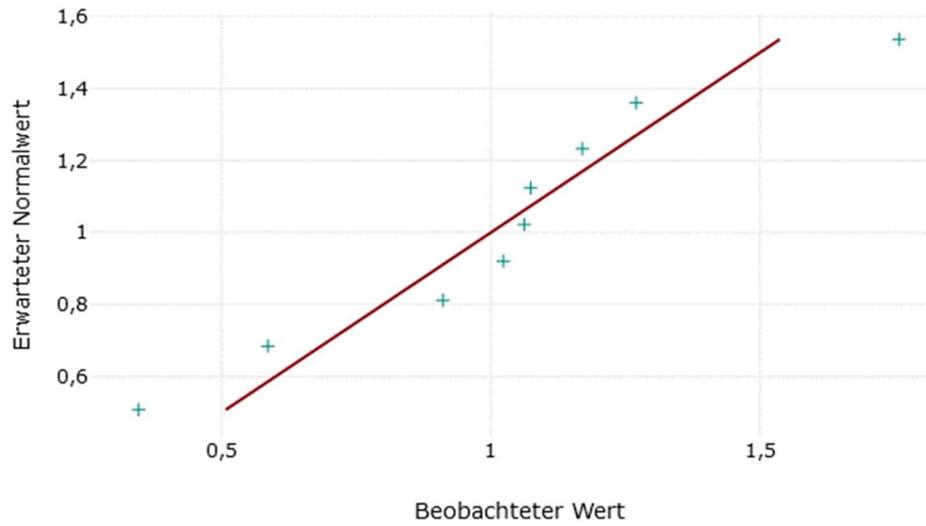


Abbildung 74: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Cerclage, nach Ausschluss von C4

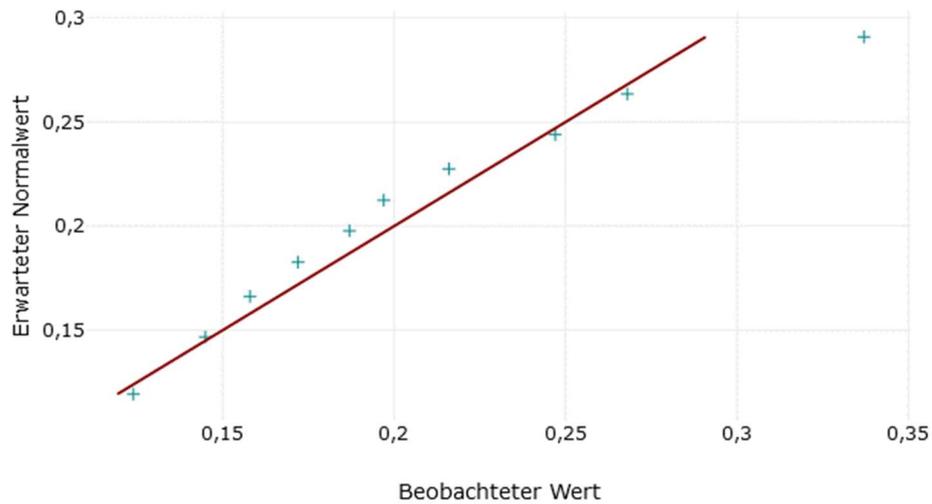


Abbildung 75: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 200 N, Band

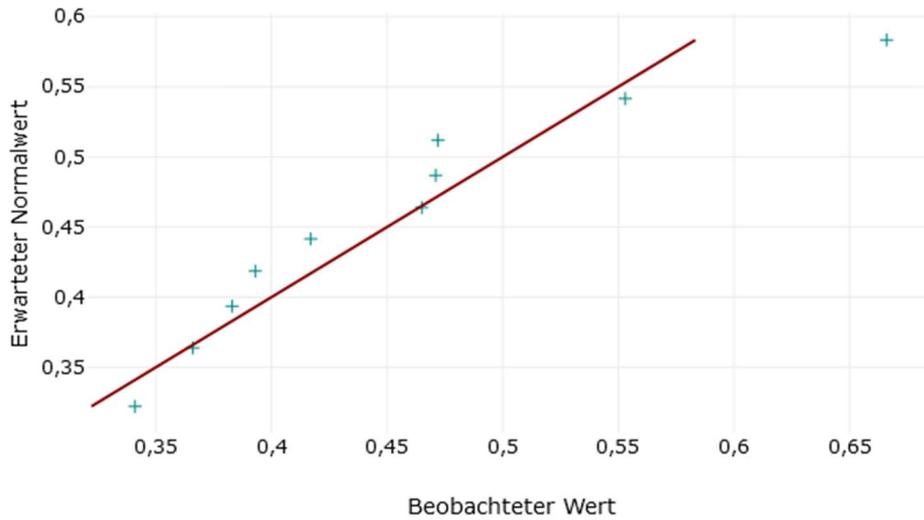


Abbildung 76: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Band

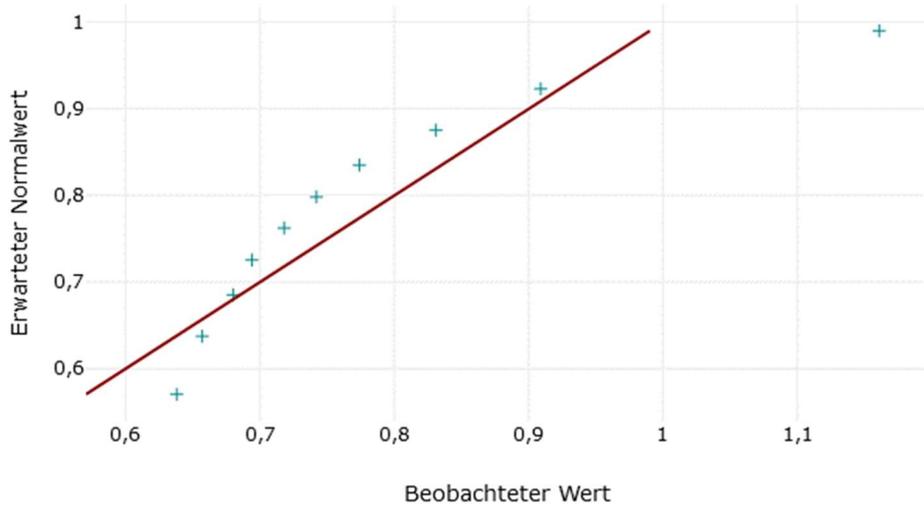


Abbildung 77: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Band

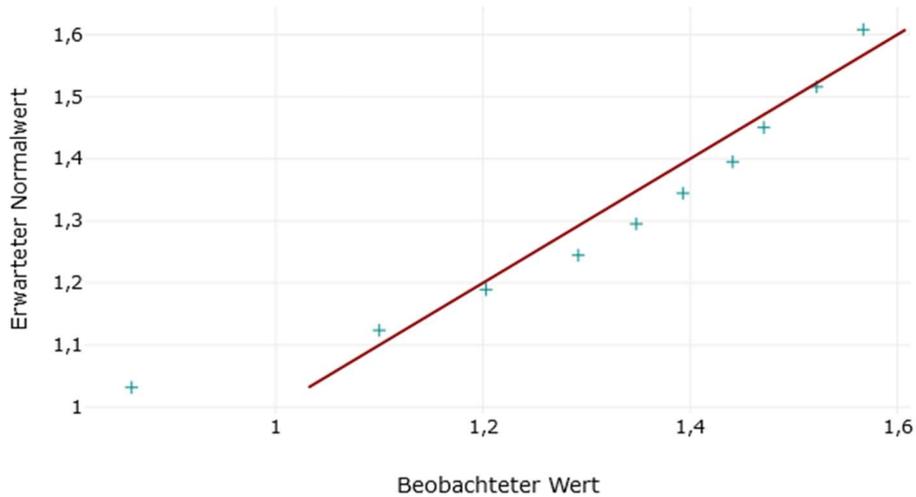


Abbildung 78: QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Band, nach Transformation mittels Kehrwert

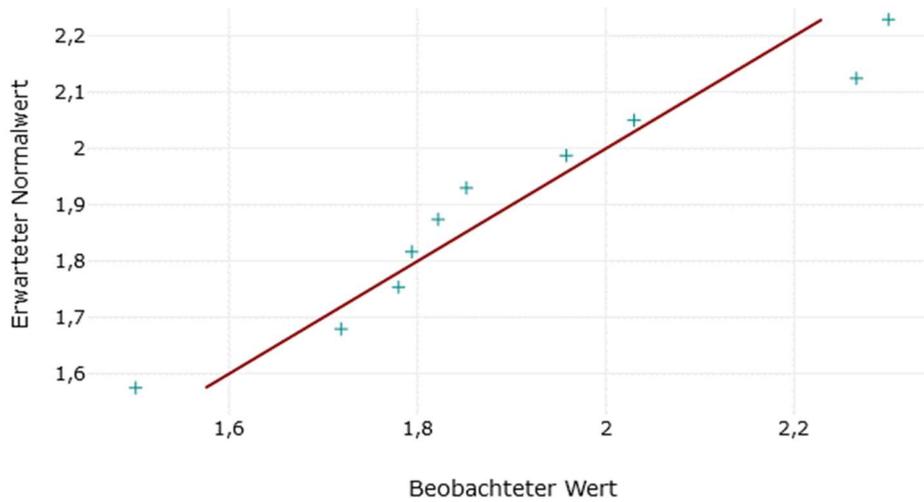


Abbildung 79: QQ-Diagramm Total Displacement 200 N, Platte

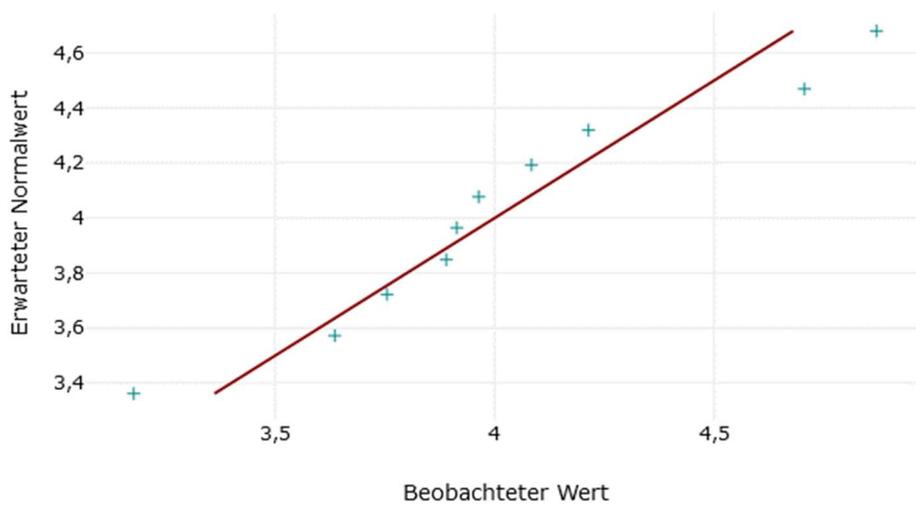


Abbildung 80: QQ-Diagramm Total Displacement 400 N, Platte

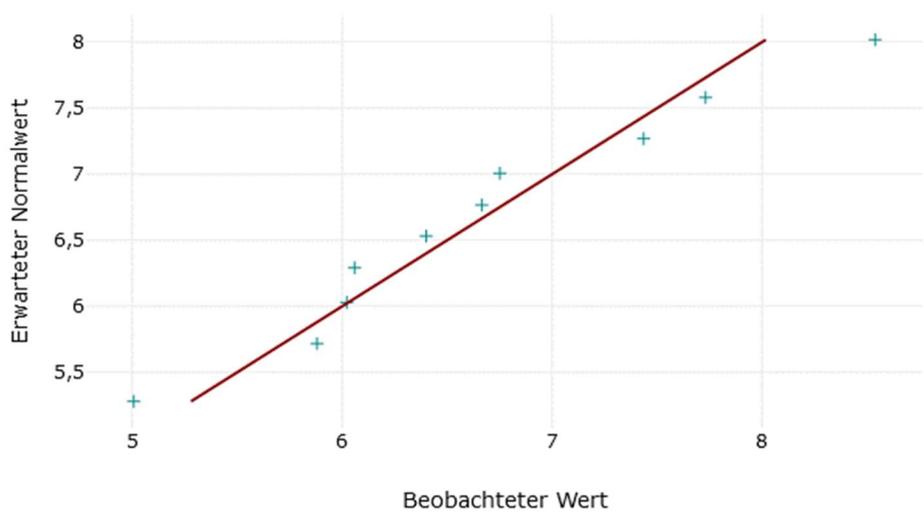


Abbildung 81: QQ-Diagramm Total Displacement 600 N, Platte

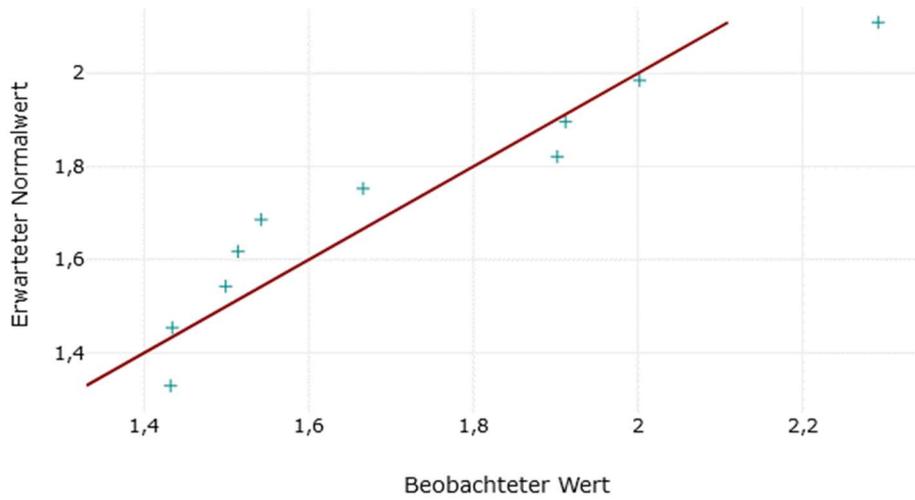


Abbildung 82: QQ-Diagramm Total Displacement 200 N, Cerclage

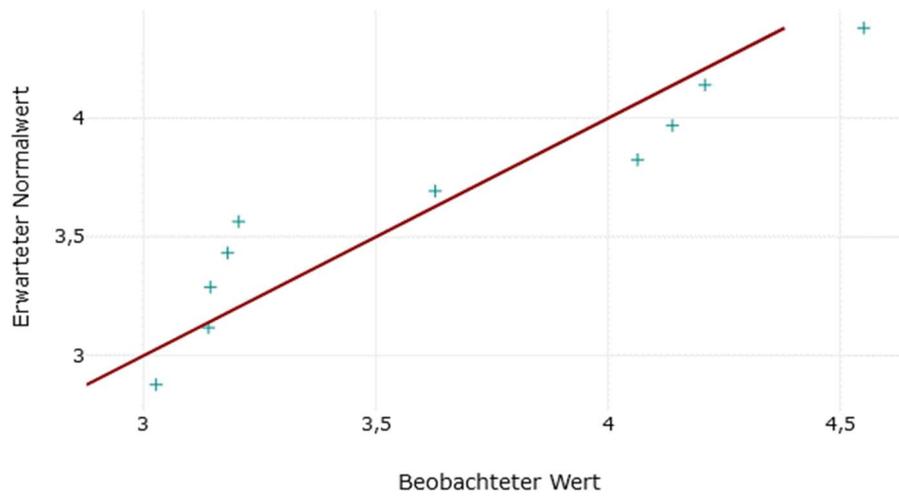


Abbildung 83: QQ-Diagramm Total Displacement 400 N, Cerclage

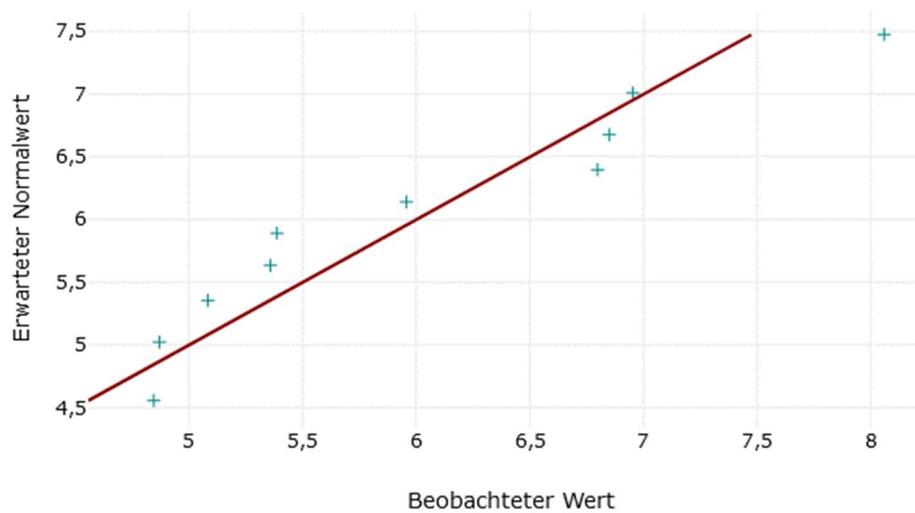


Abbildung 84: QQ-Diagramm Total Displacement 600 N, Cerclage

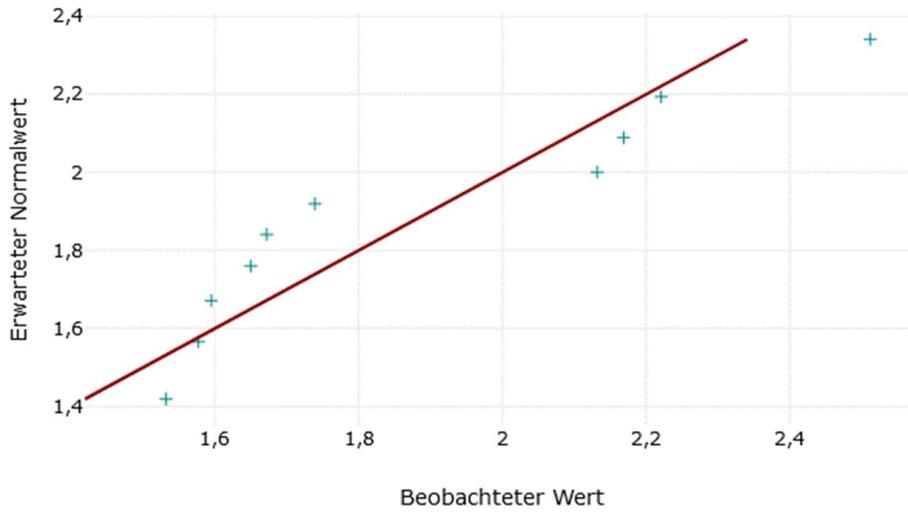


Abbildung 85: QQ-Diagramm Total Displacement 200 N, Band

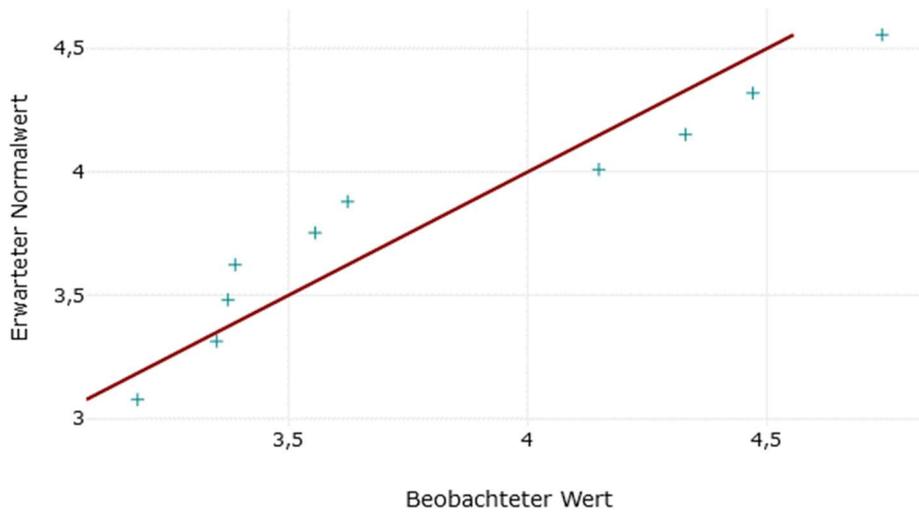


Abbildung 86: QQ-Diagramm Total Displacement 400 N, Band

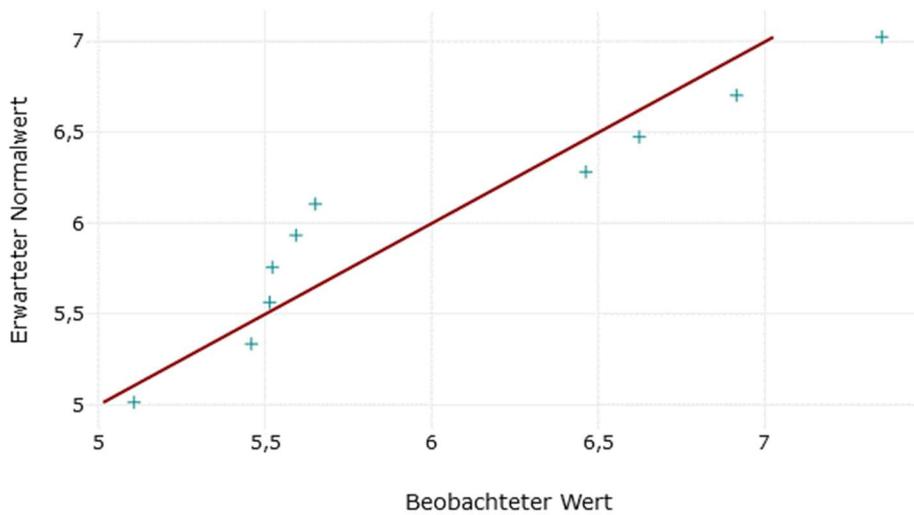


Abbildung 87: QQ-Diagramm Total Displacement 600 N, Band

Levene-Test – berechnet mit IBM SPSS Statistics

Tabelle 17: Ergebnisse des Levene-Tests bei Verwendung der Rohdaten

Levene-Test				
Parameter	Gruppen	Kraftniveau in N	p-Wert basierend auf Median	p-Wert basierend auf Mittelwert
Steifigkeit	C und P		0,132	0,102
	B und P		0,338	0,124
Plastische Verformung	C und P	200	0,816	0,691
		400	0,745	0,675
		600	0,800	0,716
		gesamt	0,834	0,758
	B und P	200	0,732	0,655
		400	0,793	0,861
		600	0,224	0,196
		gesamt	0,306	0,229
Peak-to-Peak Displacement	C und P	200	0,827	0,464
		400	0,798	0,914
		600	0,752	0,519
	B und P	200	0,224	0,024
		400	0,332	0,325
		600	0,065	0,056
Total Displacement	C und P	200	0,503	0,370
		400	0,347	0,300
		600	0,648	0,577
	B und P	200	0,347	0,080
		400	0,545	0,309
		600	0,491	0,586

Tabelle 18: Ergebnisse des Levene-Tests bei Verwendung transformierter Daten

Levene-Test nach Ausschluss bzw. Transformation					
Parameter	Gruppen	Kraftniveau in N	Erfolgte Aktion	p-Wert basierend auf Median	p-Wert basierend auf Mittelwert
Plastische Verformung	C und P	600	Ausschluss C4 und P6	0,893	0,931
		gesamt	Ausschluss C4 und P6	0,981	0,971
	B und P	400	Kehrwert	0,985	0,907
		600	Ausschluss von P6	0,476	0,420
		gesamt	doppelter Logarithmus	0,490	0,491
Peak-to-Peak Displacement	C und P	400	Ausschluss C4 und P6	0,991	0,855
		600	Ausschluss C4 und P6	0,862	0,761
	B und P	400	Ausschluss von P6	0,935	0,913
		600	Kehrwert	0,069	0,005

Tabelle 19: Grenzen der Konfidenzintervalle und Äquivalenzbereiche bei Verwendung der Rohdaten

Konfidenz- und Äquivalenzgrenzen							
Parameter	Gruppen	Kraftniveau in N	Einheit	- ε_1	C_U	C_O	ε_2
Steifigkeit	C und P		N/mm	-15,851	-0,107	24,917	15,851
	B und P		N/mm	-15,851	-10,387	13,158	15,851
Plastische Verformung	C und P	200	mm	-0,096	-0,231	0,064	0,096
		400	mm	-0,151	-0,345	0,038	0,151
		600	mm	-0,214	-0,603	0,440	0,214
		gesamt	mm	-0,459	-1,126	0,494	0,459
	B und P	200	mm	-0,096	-0,225	0,085	0,096
		400	mm	-0,151	-0,286	0,070	0,151
		600	mm	-0,214	-0,618	0,085	0,214
		gesamt	mm	-0,459	-1,059	0,176	0,459
Peak-to-Peak Displacement	C und P	200	mm	-0,041	-0,103	0,059	0,041
		400	mm	-0,087	-0,220	0,083	0,087
		600	mm	-0,175	-0,531	0,891	0,175
	B und P	200	mm	-0,041	-0,135	0,004	0,041
		400	mm	-0,087	-0,257	0,007	0,087
		600	mm	-0,175	-0,783	0,015	0,175
Total Displacement	C und P	200	mm	-0,285	-0,391	0,026	0,285
		400	mm	-0,603	-0,802	0,017	0,603
		600	mm	-0,997	-1,453	0,187	0,997
	B und P	200	mm	-0,285	-0,254	0,209	0,285
		400	mm	-0,603	-0,610	0,202	0,603
		600	mm	-0,997	-1,325	0,067	0,997

Tabelle 20: Grenzen der Konfidenzintervalle und Äquivalenzbereiche bei Verwendung transformierter Daten

Konfidenz- und Äquivalenzgrenzen nach Transformation								
Parameter	Gruppen	Kraftniveau in N	Einheit	Erfolgte Aktion	- ϵ_1	C_U	C_O	ϵ_2
Plastische Verformung	C und P	600	mm	Ausschluss C4 und P6	-0,189	-0,392	0,138	0,189
		gesamt	mm	Ausschluss C4 und P6	-0,425	-0,925	0,158	0,425
	B und P	400	mm	Kehrwert	-6,393	-14,706	3,247	6,393
		600	mm	Ausschluss von P6	-0,189	-0,314	0,114	0,189
		gesamt	mm	doppelter Logarithmus	-7,727	5,405	11,790	7,727
Peak-to-Peak Displacement	C und P	400	mm	Ausschluss C4 und P6	-0,077	-0,129	0,035	0,077
		600	mm	Ausschluss C4 und P6	-0,145	-0,249	0,367	0,145
	B und P	400	mm	Ausschluss von P6	-0,077	-0,136	0,015	0,077
		600	mm	Kehrwert	-6,089	-13,158	1,901	6,089

II Abkürzungsverzeichnis

APC	anteriore-posteriore Kompression
B	Gruppe Metallband mit den zehn Becken B1 bis B10
C	Gruppe Kabelcerclage mit den zehn Becken C1 bis C10
CMI	Kombinierte Verletzung
D_{max}	Dehnung unter maximaler Belastung innerhalb eines Zyklus
D_{min}	Geringster Dehnungswert eines Zyklus
KI	Konfidenzintervall
KS	Körperschwerpunkt
LC	laterale Kompression
P	Gruppe Symphysenplatte mit den zehn Becken P1 bis P10
PMMA	Polymethylmethacrylat
SD	Standardabweichung
SI	Sakroiliakal-
SWK	Sakralwirbelkörper
VS	vertikale Scherverletzung

III Abbildungsverzeichnis

Wenn nicht anders angegeben handelt es sich bei allen Abbildungen und Tabellen um eigene Darstellungen, die mit Hilfe der Programme MS Excel (Microsoft) und GIMP (GIMP) selbstständig erstellt wurden. Die Genehmigung zur Modifizierung von Abbildung 2 liegt vor. Gleiches gilt für die Verwendung von Abbildung 7. Abbildungen 15 bis 19 wurden durch die Software testXpert II von ZwickRoell erstellt. Die QQ-Diagramme im Anhang wurden mit Hilfe von DATA_{tab} e.U. (Graz) angefertigt.

- Abbildung 1** Im Zweibeinstand (a) wirkt eine Zugbelastung auf die Symphyse, während im Einbeinstand (b) Scherkräfte entstehen.
- Abbildung 2** Vereinfachte Darstellung der Vektoren: Durch Zug des Tractus iliotibialis wird die Traglinie beim Einbeinstand im Kniegelenk zentriert. Modifiziert nach [36] mit freundlicher Genehmigung von H.A. Richard.
- Abbildung 3** Bei APC-Verletzungen durchläuft das Hemipelvis eine Außenrotation (a), bei einer LC-Verletzung hingegen eine Innenrotation (b). VS-Verletzungen entstehen unter anderem durch Translationsbewegungen (c).
- Abbildung 4** Innerhalb von Verkehrsunfällen sind am häufigsten Motorradunfälle als Ursache für eine Symphysenruptur zu verzeichnen.
- Abbildung 5** Schematische Darstellung der mechanischen Konsequenzen bei rupturierter Symphyse: Im Einbeinstand schiebt sich der Schambeinast des Schwungbeines nach kaudal vor den des Standbeines.
- Abbildung 6** Schematische Darstellung der angestrebten Schraubenverläufe: Bei der Symphysenplatte werden die medialen Schrauben parallel zum Symphysenspalt und die lateralen Schrauben konvergierend eingebracht.
- Abbildung 7** Röntgenaufnahme Beckenübersicht: Es zeigt sich eine Schraubenlockerung mit konsekutiver Dehiszenz des Symphysenspaltes (mit freundlicher Genehmigung vom Institut für Radiologie des Universitätsklinikums Würzburg).
- Abbildung 8** Aufhängung mit modelliertem PMMA-Abdruck (a), an der die Beckenmodelle über das Os sacrum befestigt wurden (b).
-

- Abbildung 9** Versuchsaufbau mit Imitation eines Einbeinstandes sowie einer Zuggurtung.
- Abbildung 10** Beckenmodelle der Gruppe Platte mit einer Symphysenplatte. Ansicht von ventral (a) und kranial (b).
- Abbildung 11** a und b: Beckenmodell der Gruppe Cerclage mit einer doppelt gelegten Kabelcerclage.
- Abbildung 12** a und b: Beckenmodell der Gruppe Band mit Cerclageband.
- Abbildung 13** Auf dem Belastungsniveau von 600 N ist nach 500 Belastungszyklen grafisch noch keine Annäherung an eine gedachte Konstante zu erkennen.
- Abbildung 14** Auf dem Kraftniveau von 400 N (a) lässt sich nach 1000 Belastungszyklen eine Annäherung des Graphen an eine gedachte Konstante deutlich erkennen, während dies bei 600 N (b) weiterhin nicht der Fall ist.
- Abbildung 15** Beispielhafte Aufzeichnung eines Kraft-Dehnung-Diagramms für eine Testung auf den Belastungsniveaus 200 N, 400 N und 600 N (Aufzeichnung durch die Software testXpert II von ZwickRoell).
- Abbildung 16** Bildausschnitt aus Abbildung 15: Die Anfangssteigung und damit Steifigkeit wird mittels einer Regressionsgeraden bestimmt.
- Abbildung 17** Bildausschnitt aus Abbildung 15: Grafische Darstellung des Parameters Plastische Verformung: Differenz von D_{\min} des letzten und ersten Zyklus einer jeden Belastungsstufe sowie über die komplette Testung hinweg.
- Abbildung 18** Grafische Darstellung des Parameters Peak-to-Peak Displacement: Differenz von D_{\max} des letzten und ersten Zyklus einer jeden Belastungsstufe (Aufzeichnung durch die Software testXpert II von ZwickRoell).
- Abbildung 19** Grafische Darstellung des Parameters Total Displacement: Differenz der ersten Spitze (D_{\max}) einer jeden Stufe und des Ausgangswertes ($D_{\min 1 (200 N)}$) der Testung (Aufzeichnung durch die Software testXpert II, ZwickRoell).
- Abbildung 20** Veranschaulichung der Begrifflichkeiten: Sind höhere Werte wünschenswert, so ist Nichtunterlegenheit bei Überschreiten von $-\varepsilon_1$ vorhanden.
-

- Abbildung 21** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Steifigkeit der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 22** Grafische Darstellung des Äquivalenzbereichs sowie Konfidenzintervalls des Parameters Steifigkeit im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte: C_U überschreitet $-\varepsilon_1$.
- Abbildung 23** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Plastische Verformung der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 24** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Plastische Verformung im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 25** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Ausschluss von Becken C4 und P6.
- Abbildung 26** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 27** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Peak-to-Peak Displacement im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 28** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Ausschluss der Becken C4 und P6.
- Abbildung 29** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Total Displacement der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 30** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Total Displacement im Vergleich der Gruppen Cerclage und Platte.
- Abbildung 31** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Steifigkeit der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 32** Grafische Darstellung des Äquivalenzbereichs sowie des Konfidenzintervalls des Parameters Steifigkeit im Vergleich der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 33** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Plastische Verformung der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 34** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Plastische Verformung im Vergleich der Gruppen Band und Platte.
-

- Abbildung 35** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Transformation (400 N und gesamt) bzw. Ausschluss von Becken P6 (600 N).
- Abbildung 36** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 37** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Peak-to-Peak Displacement im Vergleich der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 38** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle nach Ausschluss von Becken P6 (400 N) bzw. Transformation (600 N).
- Abbildung 39** Grafische Darstellung der Mittelwerte (\pm SD) des Parameters Total Displacement der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 40** Grafische Darstellung der Äquivalenzbereiche und Konfidenzintervalle des Parameters Total Displacement im Vergleich der Gruppen Band und Platte.
- Abbildung 41** QQ-Diagramm Steifigkeit, Platte
- Abbildung 42** QQ-Diagramm Steifigkeit, Cerclage
- Abbildung 43** QQ-Diagramm Steifigkeit, Band
- Abbildung 44** QQ-Diagramm Plastische Verformung 200 N, Platte
- Abbildung 45** QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Platte
- Abbildung 46** QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Platte, nach Transformation mittels Kehrwert
- Abbildung 47** QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Platte
- Abbildung 48** QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Platte, nach Ausschluss von P6
- Abbildung 49** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Platte
- Abbildung 50** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Platte, nach Ausschluss von P6
-

- Abbildung 51** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Platte, nach Transformation durch doppeltes Logarithmieren
- Abbildung 52** QQ-Diagramm Plastische Verformung 200 N, Cerclage
- Abbildung 53** QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Cerclage
- Abbildung 54** QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Cerclage
- Abbildung 55** QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Cerclage, nach Ausschluss von C4
- Abbildung 56** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Cerclage
- Abbildung 57** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Cerclage, nach Ausschluss von C4
- Abbildung 58** QQ-Diagramm Plastische Verformung 200 N, Band
- Abbildung 59** QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Band
- Abbildung 60** QQ-Diagramm Plastische Verformung 400 N, Band, nach Transformation mittels Kehrwert
- Abbildung 61** QQ-Diagramm Plastische Verformung 600 N, Band
- Abbildung 62** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Band
- Abbildung 63** QQ-Diagramm Plastische Verformung gesamt, Band, nach Transformation durch doppeltes Logarithmieren
- Abbildung 64** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 200 N, Platte
- Abbildung 65** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Platte
- Abbildung 66** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Platte, nach Ausschluss von P6
- Abbildung 67** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Platte
- Abbildung 68** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Platte, nach Ausschluss von P6
-

- Abbildung 69** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Platte, nach Transformation mittels Kehrwert
- Abbildung 70** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 200 N, Cerclage
- Abbildung 71** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Cerclage
- Abbildung 72** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Cerclage, nach Ausschluss von C4
- Abbildung 73** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Cerclage
- Abbildung 74** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Cerclage, nach Ausschluss von C4
- Abbildung 75** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 200 N, Band
- Abbildung 76** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 400 N, Band
- Abbildung 77** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Band
- Abbildung 78** QQ-Diagramm Peak-to-Peak Displacement 600 N, Band, nach Transformation mittels Kehrwert
- Abbildung 79** QQ-Diagramm Total Displacement 200 N, Platte
- Abbildung 80** QQ-Diagramm Total Displacement 400 N, Platte
- Abbildung 81** QQ-Diagramm Total Displacement 600 N, Platte
- Abbildung 82** QQ-Diagramm Total Displacement 200 N, Cerclage
- Abbildung 83** QQ-Diagramm Total Displacement 400 N, Cerclage
- Abbildung 84** QQ-Diagramm Total Displacement 600 N, Cerclage
- Abbildung 85** QQ-Diagramm Total Displacement 200 N, Band
- Abbildung 86** QQ-Diagramm Total Displacement 400 N, Band
- Abbildung 87** QQ-Diagramm Total Displacement 600 N, Band
-

IV Tabellenverzeichnis

- Tabelle 1** Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Plastische Verformung der Gruppen Cerclage und Platte.
- Tabelle 2** Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Plastische Verformung nach Ausschluss von Becken C4 und P6.
- Tabelle 3** Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Cerclage und Platte.
- Tabelle 4** Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Peak-to-Peak Displacement nach Ausschluss von Becken C4 und P6.
- Tabelle 5** Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Total Displacement der Gruppen Cerclage und Platte.
- Tabelle 6** Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Plastische Verformung der Gruppen Band und Platte.
- Tabelle 7** Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Plastische Verformung nach Transformation bzw. Ausschluss von Becken P6.
- Tabelle 8** Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Peak-to-Peak Displacement der Gruppen Band und Platte.
- Tabelle 9** Äquivalenz- und Konfidenzgrenzen des Parameters Peak-to-Peak Displacement nach Ausschluss von Becken P6 bzw. Transformation.
- Tabelle 10** Mittelwerte und Standardabweichungen des Parameters Total Displacement der Gruppen Band und Platte.
- Tabelle 11** Messwerte D_{\min}
- Tabelle 12** Messwerte D_{\max}
- Tabelle 13** Einzelergebnisse der Parameter Steifigkeit und Plastische Verformung
- Tabelle 14** Einzelergebnisse der Parameter Peak-to-Peak Displacement und Total Displacement
- Tabelle 15** Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests bei Verwendung der Rohdaten
- Tabelle 16** Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests bei Verwendung transformierter Daten
-

V Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich während des Entstehungsprozesses dieser Arbeit unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt:

- ◆ Herrn Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert für die Vergabe dieser Dissertation
 - ◆ Herrn PD Dr. med. Martin Jordan für die gute Betreuung und Unterstützung während der Vorbereitung, der Testdurchführung sowie des Schreibprozesses und für die Übernahme des Referats.
 - ◆ Prof. Süleyman Ergün des Instituts für Anatomie und Zellbiologie für die Möglichkeit, die praktische Umsetzbarkeit der Kabelcerclage an einem Körperspender zu testen sowie für die Übernahme des Koreferats.
 - ◆ Dem Lehrstuhl für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg für die Beratung vor und während der Forschungstätigkeit sowie Daniela Keller für das Prüfen meiner Statistik.
 - ◆ Dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Würzburg für die Erlaubnis zur Verwendung von Abbildung 7.
 - ◆ Meinen Freunden Carolin Fleischmann, Julia Jendretzki und Franziska Schlosser für den stetigen Austausch bei sämtlichen, aufkommenden Fragen und das gemeinsame Durchstehen dieser Phase. Großes Dankeschön an Carolin für das sehr genaue Korrekturlesen und die vielen hilfreichen Anmerkungen.
 - ◆ Meinen Eltern für die moralische Unterstützung sowie insbesondere meinem Vater für die Anfertigung verschiedener Gegenstände für die Testung sowie die Erlaubnis zur Bedienung an seiner Werkstatt, in der man einfach alles findet.
 - ◆ Meinem Partner Martin Lorenz für die Geduld, Aufmunterungen und ständige Erinnerung daran, dass diese Arbeit noch geschrieben werden möchte.
-

VI Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Veronika Jäckle

Anschrift:

Email:

Staatsangehörigkeit:

Geburtsdatum:

Geburtsort:

[REDACTED]

VII Eigene Veröffentlichungen

Jordan, M. C., Jäckle, V., Scheidt, S., Gilbert, F., Hölscher-Doht, S., Ergün, S., Meffert, R. H., & Heintel, T. M. (2021). Trans-obturator cable fixation of open book pelvic injuries. *Scientific reports*, 11(1), 13463. doi:10.1038/s41598-021-92755-2

Jordan, M. C., Jäckle, V., Scheidt, S., Eden, L., Gilbert, F., Heintel, T. M., Jansen, H., & Meffert, R. H. (2020). Ergebnisse nach Plattenstabilisierung der Symphysensprengung [Outcome after plate stabilization of symphyseal diastasis]. *Der Unfallchirurg*, 123(11), 870–878. doi:10.1007/s00113-020-00804-8