

*Abschlussbericht zum Vorhaben*  
*„FR-0308“*

*Laufzeit*  
01.05.2021 – 31.10.2024

**Bericht vom 27.11.2024**

*Autoren*  
Dirk Baumeister, Prof. Dr. Peter Augat

# Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung deutsch

Kurzfassung englisch

1 Problemstellung

2 Forschungszweck/-ziel

3 Methodik

Zeitplan

Definition der Anforderungen

Konstruktion, Fertigung, Montage

Programmierung

Herstellung Kunststoffknochen

Validierung

Hauptversuche

4 Ergebnisse des Gesamtvorhabens

Konstruktion

Mechatronischer Aufbau

Validierung

Hauptversuche

Publikationen

5 Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen

6 Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks/-ziels, Schlussfolgerungen

7 Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan

Publikation der Ergebnisse

Verwendung des neuen Prüfstands für Testung weiterer Osteosynthesen

weitergehendes Forschungsprojekt

8 Referenzen

9 Anhang/Anhänge

Unterschriftenseite verpflichtend für Kooperationsprojekte

## Kurzfassung deutsch

### Ziele:

Ziel des Projekts war es einen validen biomechanischen Versuchsaufbau zu entwickeln, der in der Lage ist, die dynamische Wechselbelastung beim Gehen an Beckenknochen zu simulieren und dabei relevante Komponenten der Muskelkräfte zu berücksichtigen.

Der neu entwickelte Versuchsaufbau wurde verwendet um die mechanische Stabilität drei verschiedener Versorgungsmöglichkeiten, die bei einer Symphysenruptur Anwendung finden, zu vergleichen.

### Aktivitäten/Methoden:

Anhand einer Literaturrecherche und Daten aus einer Mehrkörpersimulation wurden die Kräfte und Randbedingungen definiert, die beim Gehen auf das Becken wirken. Anhand dieser Anforderungen wurde ein Prüfaufbau konstruiert und aufgebaut. Die Sensoren und Aktuatoren wurden in das Setup integriert und elektronisch an Micro Controller angeschlossen. Das Programm, das alle Aktuatoren in Abhängigkeit von den wirkenden Kräften, dem Belastungszyklus und Sensorstatus steuert, wurde programmiert und iterativ angepasst.

Für die Validierungsversuche und die biomechanischen Versuche an Osteosynthesen für die Symphyse wurden biomechanische Kunststoffknochen selbst hergestellt und die drei Beckenknochen miteinander verschraubt, sowie Befestigungspunkt für die Applizierung von Muskelkräften integriert.

Eine simulierte Symphysenruptur wurde mit drei unterschiedlichen Osteosynthesen versorgt: Symphysenplatte mit konventionellen Schrauben, Symphysenplatte mit winkelstabilen Schrauben und Fixateur Interne. Pro Gruppe wurden fünf Kunststoffbecken in einem steigenden Lastprotokoll getestet und die Relativbewegungen der Os Pubi zueinander detektiert und ausgewertet.

### Ergebnisse:

In einer Validierungsstudie konnte gezeigt werden, dass es mit dem neuen Prüfaufbau möglich ist, die alternierenden Kräfte, die beim Gehen auf den Beckenknochen wirken, dynamisch und im richtigen Verhältnis an den unterschiedlichen Krafteinleitungsstellen des Knochens zu applizieren. Dabei werden eine vertikale Kraft am Sakrum und pro Seite an zwei Stellen Muskelkräfte aufgebracht und diese alternierend über die beiden Hüftgelenke geleitet, ohne dass unerwünschte Zwangskräfte auftreten.

Bei der biomechanischen Studie, bei der drei unterschiedliche Versorgungsmöglichkeiten für Symphysenrupturen getestet wurden, wird die Stabilität am gesamten Beckenring anhand von Relativbewegungen der Knochenteile zueinander bewertet. Für eine umfangreiche Bewertung der Messergebnisse müssen in einer noch ausstehenden, detaillierten Analyse die Relativbewegungen an der Symphyse und an den Iliosakralgelenken ins Verhältnis zur jeweiligen, komplexen Lastsituation am Becken gesetzt werden. Diese Ergebnisse werden in einer Fachzeitschrift veröffentlicht und diskutiert werden.

## Kurzfassung englisch

### Objectives

The aim of the project was to develop a valid biomechanical test setup that is able to simulate the dynamic alternating load during walking on pelvic bones, taking into account relevant components of muscle forces.

The newly developed test setup was used to compare the mechanical stability of three different treatment options used in the case of a symphysis rupture.

### Activities/Methods:

A literature search and data from a multi-body simulation were used to define the forces and boundary conditions acting on the pelvis during walking. A test setup was designed and constructed on the basis of these requirements. The sensors and actuators were integrated into the setup and connected electronically to micro controllers. The program, which controls all actuators depending on the acting forces, the load cycle and sensor status, was programmed and iteratively adapted.

For the validation tests and the biomechanical tests on osteosyntheses for the symphysis, biomechanical synthetic bones were produced in-house and the three pelvic bones were screwed together, and attachment points for the application of muscle forces were integrated.

A simulated symphysis rupture was treated with three different osteosyntheses: symphysis plate with conventional screws, symphysis plate with locking screws, internal fixator. Five synthetic pelvises per group were tested in an increasing load protocol and the relative movements of the Os Pubi to each other were detected and evaluated.

### Results:

In a validation study, it was shown that the new test setup makes it possible to apply the alternating forces that act on the pelvic bone during walking dynamically and in the correct ratio at the different force application points of the bone. A vertical force is applied to the sacrum and muscular forces are applied at two points on each side and these are transmitted alternately via the two hip joints without undesirable constraining forces occurring.

In the biomechanical study, in which three different treatment options for symphysis ruptures were tested, the stability of the entire pelvic ring is assessed on the basis of relative movements of the bone parts to each other. For a comprehensive evaluation of the measurement results, the relative movements at the symphysis and the sacroiliac joints must be set in relation to the respective complex load situation on the pelvis in a detailed analysis that is still pending. These results will be published and discussed in a scientific journal.

## 1 Problemstellung

Frakturen des Beckenrings treten in Folge von Hochrasanztraumen, Stürzen aus großer Höhe oder bei verminderter Knochenqualität bereits auch bei Unfällen mit geringer Krafteinwirkung auf. Der Verlust der Integrität des Beckenrings führt zu einer mechanischen Destabilisierung des Beckens, welches nicht mehr in der Lage ist, die Kräfte, die beim Stehen und Gehen erzeugt werden, auf die Wirbelsäule zu übertragen. Wegen der bestehenden Instabilität erfordern Frakturen des Beckenrings eine mechanisch stabile osteosynthetische Versorgung. Hierfür stehen eine Vielzahl von Methoden wie Schraubenosteosynthesen, Plattenosteosynthesen oder Fixateure und deren Kombinationen zur Verfügung. Die Vielzahl der zum Einsatz kommenden Methoden deutet bereits darauf hin, dass die operative Versorgung von Beckenringfrakturen schwierig und mit einer relevanten Komplikationsrate verknüpft ist. Eine wesentliche Ursache hierfür ist die unzureichende mechanische Stabilität der zur Verwendung kommenden Osteosynthese.

Die Einschätzung der Stabilität einer Osteosynthese basiert primär auf biomechanischen Untersuchungen. Die Biomechanik des Beckenrings stellt jedoch eine besondere Herausforderung dar, da die am Becken angreifenden Kräfte zum einen durch den Gangzyklus immer eine dynamische Wechsellast darstellen und zum anderen sowohl durch die Kräfte des Hüftgelenks und durch die komplexe Beckenmuskulatur erzeugt werden. Diese Komplexität der Krafteinleitung ist schwer in mechanische Modelle zu übertragen und wurde daher auch in bisherigen Untersuchungen nur unzureichend berücksichtigt. Insbesondere die Wechselbelastung des Beckenrings beim Gehen und die verschiedenen Komponenten der Muskelkräfte fanden bisher fast keine Berücksichtigung. Gerade aber diese Belastungen sind für eine stabile Osteosynthese des Beckenrings von wesentlicher Bedeutung.

## 2 Forschungszweck/-ziel

Ziel dieses Versuchsvorhabens war es einen validen biomechanischen Versuchsaufbau zu entwickeln, der in der Lage ist, die dynamische Wechselbelastung des Beckens beim Gehen zu simulieren und dabei relevante Komponenten der Muskelkräfte mit zu berücksichtigen.

Die Entwicklung und Validierung des Versuchsaufbaus wurde durch eine biomechanische Testserie für Osteosynthesen, die im Falle einer Symphysenruptur zum Einsatz kommen, erprobt.

Somit steht ein zuverlässiges biomechanisches Testverfahren zur Verfügung, um mechanisch stabile Versorgungen für verschiedene Arten von Beckenringfrakturen zu identifizieren. Mit dem Verfahren können existierende Versorgungskonzepte auf den Prüfstand gestellt werden und vor allem neue adäquate Versorgungen entwickelt bzw. identifiziert werden.

### 3 Methodik

#### Zeitplan

Arbeitspaket	Beschreibung	2021				2022				2023				2024		
		1/21	2/21	3/21	4/21	1/22	2/22	3/22	4/22	1/23	2/23	3/23	4/23	1/24	2/24	3/24
<b>Einarbeitungsphase</b>																
	Strukturierung der Literaturrecherche															
<b>Teil 1: Entwicklung des Versuchsaufbaus</b>																
1.1	Recherche und Konzeption															
1.2	Konstruktion des Aufbaus															
1.3	Beschaffung und Fertigung der Komponenten															
1.4	Integration der Muskelzüge															
1.5	Montage der Komponenten															
1.6	Programmierung der Prüfmethode(n)															
1.7	Erprobung aller Anforderungen															
1.8	Validierung des Aufbaus															
<b>Teil 2: Biomechanischer Vergleich der OP-Verfahren</b>																
2.1	Beschaffung des Materials															
2.2	Probenvorbereitung															
2.3	Durchführung Vorversuche															
2.4	Durchführung Hauptversuche															
2.5	Datenauswertung und Statistik															
<b>Endphase</b>																
	Dokumentation															
	Verfassen Publikation Teil 1															
	Verfassen Publikation Teil 2															

Abbildung 1: Zeitplan des PELVIX-Projekts. Dunkelgraue Markierungen: Ursprünglich geplanter Zeitraum. Rote Markierungen: Abweichungen vom ursprünglichen Zeitplan.

Die Muskelzugsimulation wurde nicht, wie ursprünglich vorgesehen, pneumatisch realisiert, sondern durch Schrittmotoren. Deshalb wurde „pneumatisch“ in der Bezeichnung des Arbeitspakets 1.4 gestrichen. Schrittmotoren sind wesentlich präziser anzusteuern als pneumatische Aktuatoren und die Anschaffung und Implementierung eines (teuren) pneumatischen Systems konnte verzichtet werden.

Anstatt, wie im Antrag vorgesehen, wurden für die Tests keine Kunststoffknochen der Firma Sawbones getestet, sondern eigens hergestellte Kunststoffknochen verwendet. Diese eigens hergestellten Kunststoffknochen wurden am Institut für Biomechanik entwickelt (Hollensteiner, Sandriesser, et al. (2024) & Klinger et al. (2020)) und entsprechen in ihren mechanischen Eigenschaften besser denen von humanen Knochen. Der Design-Prozess, die Fertigung, die Verschraubung und Implantation dieser Kunststoffknochen sind aufwendige Schritte. Ein weiterer Grund für die Verzögerung im Projektfortschritt ist die Entwicklung der komplexen Steuerung bzw. Regelung, die die unterschiedlichen Aktuatoren steuert und für definierte Kraftverhältnisse am überbestimmten „System Becken“ sorgt.

## Definition der Anforderungen

Um die Belastungen, die beim Gehen auf das humane Becken wirken, im Prüfstand simulieren zu können, mussten Größe, Richtung und Angriffspunkte dieser Kräfte bestimmt und sinnvoll zusammengefasst werden. Die maximal auftretenden Kräfte sind auch für die Auslegung des Prüfstands zu berücksichtigen. Folgende, auf das Becken wirkende Kräfte wurden berücksichtigt:

- Last des Oberkörpers: Khoo et al. (1995) entwickelten ein dynamisches biomechanisches Modell, um die Kräfte zu bestimmen, die während des Gehens am Lumbosakralgelenk auftreten. Nach diesen Ergebnissen treten am Lumbosakralgelenk Kräfte auf, die der 1,5- bis 2-fachen Gewichtskraft eines Menschen entsprechen.
- Muskelkräfte: Viele unterschiedliche Muskeln haben ihren Ursprung bzw. ihren Ansatz am Becken und wirken über den Gangzyklus mit unterschiedlicher Krafrichtung und Größe auf das Becken. Um einerseits die Kräfte möglichst genau zu simulieren und andererseits das System nicht unnötig komplex zu machen, müssen die Muskelkräfte sinnvoll zusammengefasst werden. Dazu wurde das OpenSim-Modell von Rajagopal et al. (2016) genutzt. In diesem muskuloskelettalen Modell bilden 80 Muskel-Sehnen-Einheiten die Muskulatur der unteren Extremität sehr genau ab. Außerdem stellen die Autoren die Simulationsdaten eines gesunden 31-Jährigen beim Gehen zur Verfügung. Mit der Software OpenSim (Delp et al., 2007) wurde der Zeitpunkt der maximalen Muskelkräfte auf der Standbeinseite am Becken während des Gangzyklus identifiziert und zusammengefasst. Für die Realisierung des Prüfstands werden pro Seite eine anteriore und eine posteriore Muskelgruppe berücksichtigt (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Zusammenfassung der Muskel-Sehnen-Einheiten aus der Simulation von Rajagopal et al. (2016) in eine posteriore und anteriore Muskelgruppe. Die Gesamtkraft berechnet sich aus den Simulationsdaten eines gesunden, 31-jährigen und

Muskelgruppe	Muskel-Sehnen-Einheit	Gesamtkraft
Posterior	Gluteus maximus (superior, middle)	1290 N
	Gluteus medius (anterior, middle, posterior)	
	Gluteus minimus (anterior, middle, posterior)	
	Tensor fascia latae	
Anterior	Iliacus	1216 N
	Sartorius	
	Rectus femoris	

Zusätzlich zur Bestimmung der zu applizierenden Kräfte wurden weitere Anforderungen definiert, abgestimmt und in regelmäßigen Teammeetings besprochen. So sollten beispielsweise die Kippungen des Beckens beim Gehen korrekt im Prüfstand simuliert werden können. Außerdem sollten neben Kunststoffknochen auch Humanpräparate getestet werden können, was eine zusätzliche Anforderung an Schutz vor Feuchtigkeit und Reinigungsmöglichkeiten nach sich zieht. Da nicht nur ein Becken einer Anatomie getestet werden können soll, wurden Einstellmöglichkeiten so berücksichtigt, dass Becken mit stark unterschiedlichen Größenverhältnissen in den Prüfaufbau befestigt werden können.

Alle Anforderungen wurden in einem Anforderungskatalog gelistet, quantifiziert und priorisiert. Diese Liste stellte die Grundlage für die anschließende Konstruktionsphase dar.

## Konstruktion, Fertigung, Montage

Nachdem die Anforderungen bestimmt waren, wurden mit der Computer Aided Design (CAD-)Software *Autodesk Fusion 360* mehrere Konstruktionen ausgearbeitet und iterativ verbessert. Als Konstruktionswerkstoff für den Prüfstand wurde Aluminium gewählt. Die Lasteinleitung der Kraft auf das Sakrum sollte mit einer am Institut für Biomechanik bereits vorhandenen hydraulischen Universalprüfmaschine (Instron 8874, Norwood, MA, USA)

appliziert werden. Diese Prüfmaschine wurde in der CAD-Software nachgebaut, sodass die geometrischen Abmessungen berücksichtigt werden konnten. Jede einzelne Komponente wurde detailgetreu ausgearbeitet: Die Verstellmöglichkeiten (für die unterschiedlichen anatomischen Abmessungen der Becken) wurden berücksichtigt, indem Adapterplatten mit Langlöchern vorgesehen wurden.

Anhand den in der Anforderungsliste bestimmten Kräften wurden Berechnungen durchgeführt, um alle Komponenten so auszulegen, dass sie den Belastungen dauerhaft standhalten (passive Komponenten) bzw. die Kräfte aufbringen können (aktive Komponenten). Dabei wurde ein im Maschinenbau üblicher Sicherheitsfaktor von 1,5-2,0 berücksichtigt. Entsprechend dieser Berechnungen wurden die Schrittmotoren und die Standardteile bei Lieferanten angefragt, verglichen und bestellt. Bei diesen Standardteilen handelt es sich um Gewindespindeln, Lager, Umlenkrollen, Linearführungen, Kupplungen, Schrauben, etc.

Der Prüfaufbau wurde nach mehreren Iterationen so aufgebaut, dass es eine Grundplatte und eine erste Ebene gibt. Alle Komponenten wurden in der CAD-Software passend positioniert. Mittels der CAD-Software können auch alle Verstellmöglichkeiten berücksichtigt, anschaulich dargestellt und Bauteil-Kollisionen vermieden werden.

Das in der CAD-Software implementierte Tool zum CAM (Computer Aided Manufacturing) wurde genutzt, um die Fertigung der Aluminiumplatten zu programmieren: Das Institut für Biomechanik hat eine CNC-Fräsmaschine, die als Input einen sog. G-Code benötigt. Anhand dieses G-Codes, der mit der CAD-/CAM-Software generiert wurde, wird der Fräser automatisch mit festgelegten Geschwindigkeiten und Drehzahlen verfahren und kann damit exakte Geometrien (Löcher, Nute, Absätze, etc.) in die Aluminiumplatten fräsen.

## Programmierung

Für die Steuerung des Prüfstands werden Arduino Micro Controller verwendet. Über ein Add-On können diese mit Matlab-Simulink und Matlab-Stateflow programmiert werden.

## Herstellung Kunststoffknochen

Das zur Validierung verwendete Kunststoffbecken und die zu testenden Kunststoffknochen wurden selbst hergestellt. Der Prozess ist in Abbildung 2 dargestellt.

Durch eine Kooperation mit der Firma Stryker, kann das Institut für Biomechanik digitale Knochen-Geometrien über die sogenannte SOMA-Datenbank beziehen. Dort sind die CT-Datensätze von Patient\*innen hinterlegt, die zu einer durchschnittlichen Knochen-Geometrie „gemergt“ werden können (Schröder et al., 2014). In einem ersten Schritt wurde dazu die Patientengruppe definiert, die der Beckenknochen repräsentieren soll. Ein Ziel des PELVIX-Projekts ist, durch besseres Verständnis der Frakturheilung, die Rehabilitation von Arbeitnehmer\*innen zu verbessern.

Becken- und Acetabulumfrakturen treten in Folge von sogenannten Hochrasanztraumata vor allem bei jungen Menschen auf, die oft am Berufsbeginn stehen (Nusser et al., 2015). Absturzunfälle, eine Ursache von Hochrasanztraumata, treten bei deutschen Arbeitnehmer\*innen vor allem bei Männern auf (Arbeitsunfallgeschehen 2023: 79,1 % männlich), was möglicherweise damit zusammenhängt, dass Männer häufiger in Berufen arbeiten, bei denen diese Art der Unfälle passieren (DGUV, 2024).

Deshalb wurden die in der SOMA-Datenbank erhaltenen Becken-CTs nach Alter (20 – 67 Jahre) und Geschlecht (männlich) ausgewählt und „gemergt“ und die CT-Daten des Patienten verwendet, der am besten dem gemergten Modell entspricht.

Es ist zu erwarten, dass populationsspezifische Parameter wie Alter, Geschlecht und Ethnie einen Einfluss auf die Stabilität der Frakturversorgung haben (Hollensteiner, Traweger, et al., 2024). Das humane Becken weist

zusätzlich geschlechterspezifische Unterschiede auf, das weibliche Becken ist im Vergleich zum männlichen Becken breiter und hat einen stumpferen Schambeinwinkel (Bommas-Ebert et al., 2011).

Die Auswahl eines einzelnen anatomischen Modells stellt in biomechanischen Studien eine bewährte Methode dar, um die Variabilität der Versuchsbedingungen zu minimieren und präzise Aussagen zu spezifischen Fragestellungen treffen zu können (Olson et al., 2012). Das verwendete männliche Beckenmodell repräsentiert die Zielpopulation dieses Projekts und bietet daher eine solide Basis für die biomechanische Untersuchung von Stabilisierungsmethoden. Eine Variation der populationspezifischen Parameter hätte eine deutliche Erhöhung des Probenumfang bedingt, was im Rahmen dieses Projekts nicht realisierbar war.

Auch wenn die Ergebnisse direkt auf die gewählte Anatomie abgestimmt sind, können sie dennoch wertvolle Anhaltspunkte für die Entwicklung und Anpassung von Stabilisierungsmethoden bei anderen populationspezifischen Parametern wie Alter, Geschlecht und Ethnie liefern. Die zugrunde liegenden biomechanischen Prinzipien bleiben bei unterschiedlichen anatomischen Ausprägungen konsistent, was die Relevanz der Ergebnisse auch für weibliche Beckenmodelle oder andere anatomische Variationen unterstreicht. Weiterführende Studien könnten die Ergebnisse durch den gezielten Einsatz populationspezifischer Modelle erweitern und validieren, um die Anwendungsergebnisse noch stärker an die Vielfalt der Patientenpopulation anzupassen.

Damit es zu keiner Seitenabhängigkeit im Versuch kommt, wurde das Becken an der Mittelebene gespiegelt und die Daten zum 3D-Druck vorbereitet. Die 3D-gedruckten sechs Beckenknochen (jeweils Spongiosa- und Kortikalis von Sakrum und linkem und rechtem Os Coxae) wurden für die Herstellung von Negativen (Silikon-Formen) verwendet (Abbildung 3 Links).

Zur Herstellung der Kunststoffknochen werden die zunächst flüssigen Kunststoffe (unterschiedliche für Spongiosa und Kortikalis) in diese Silikonformen gegossen und härten dort aus.



Abbildung 2: Prozess Herstellung der Kunststoffknochen

Damit die drei Beckenknochen anatomisch korrekt zueinander verschraubt werden können, wurde eine Schablone konstruiert und gedruckt, mit der außerdem die Schraubenlöcher zur Fixierung der Symphysenplatte und der Iliosakralschrauben in korrekter und reproduzierbarer Position gebohrt werden können (Abbildung 3 Mitte). Die korrekten Positionen der Verschraubung wurden von Prof. Mayr und Dr. Nuber (UK Augsburg) überprüft.

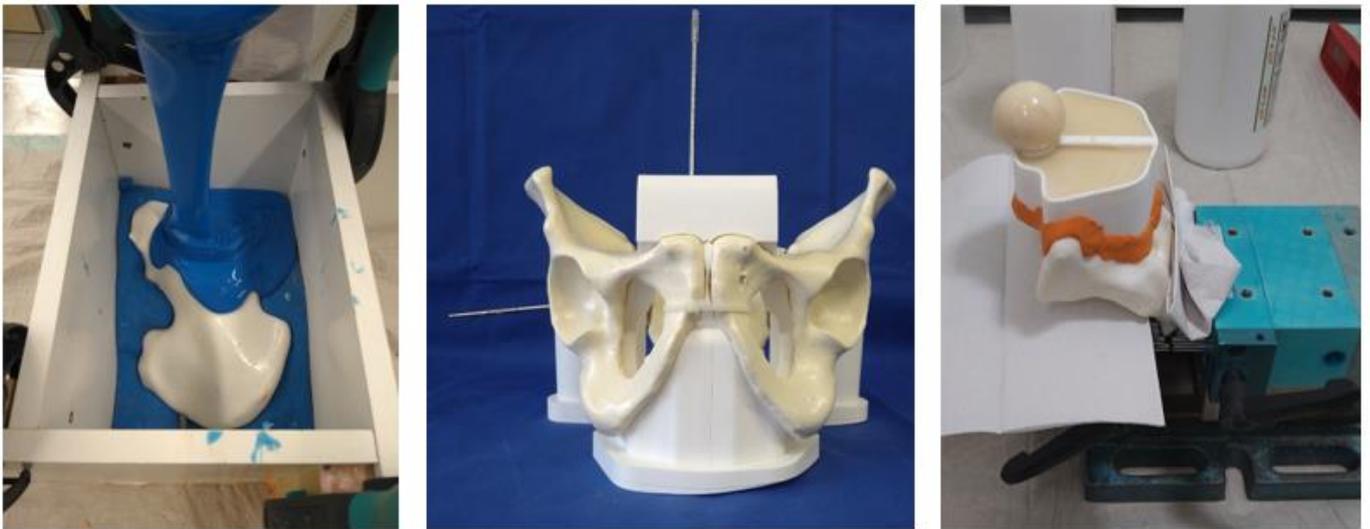


Abbildung 3: Links: Herstellung einer Silikon-Gussform eines Os Coxae; Mitte: Kunststoff-Beckenknochen in Zusammenbau-Schablone mit zwei Bohrern; Rechts: Fertigung der Sakrum-Aufnahme

Zur Aufnahme des Beckenknochens am Sakrum wurde eine Aufnahme aus Polyurethan-Gießharz gefertigt (Abbildung 3 Rechts).

Die beiden Os Coxae je Becken werden mit dem Sakrum mittels zwei ISG-Schrauben verschraubt. Dazu werden auf jeder Seite zwei kanülierte 8 mm Asnis III-Schrauben mit Teilgewinde der Firma Stryker eingeschraubt (Abbildung 4). Die korrekte und reproduzierbare Richtung dieser Verschraubung wird sichergestellt, indem zum Bohren der Löcher ebenfalls 3D-gedruckte Bohrschablonen verwendet werden. Die beiden Gelenkflächen am Iliosakralgelenk passen nicht gut aufeinander, sondern sind unterschiedlich geformt. Die dadurch entstehende Lücke ist beim Menschen mit Knorpel gefüllt. Um dies nachzustellen, wurden passende Kunststoff-Inserts hergestellt, bei denen die Löcher für die Verschraubung mit den ISG-Schrauben bereits vorgesehen sind (Abbildung 4).

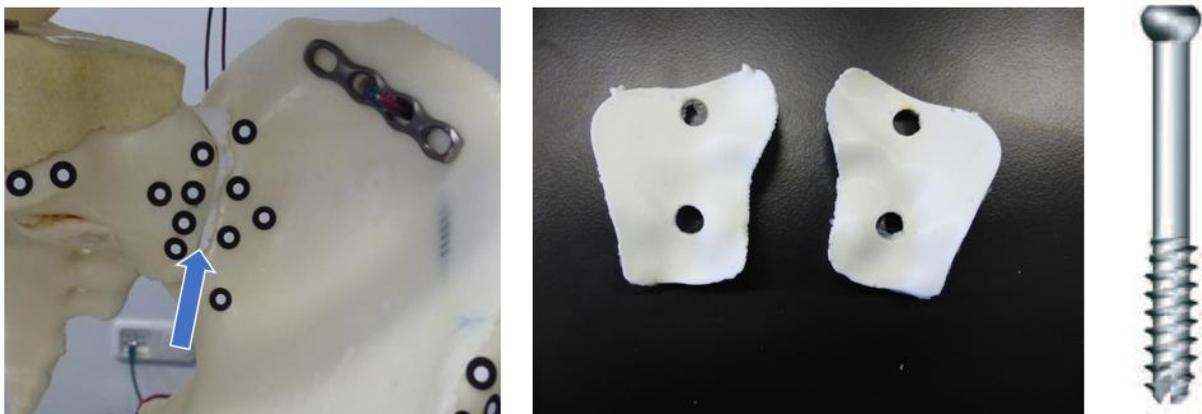


Abbildung 4: Links & Mitte: Insert für das Iliosakralgelenk (blauer Pfeil). Rechts: Asnis III-Schraube (Firma Stryker)

Die Muskelkräfte, die am humanen Becken über Muskel-Sehne-Ansätzen am gesamten Becken flächig appliziert werden, müssen im biomechanischen Versuchsaufbau punktuell aufgebracht werden. Bei initialen Versuchen bildeten sich am vorderen, im Knochen eingegossenen Muskelzug (Dyneema-Seil) bei höheren Lasten Risse im Knochen (Abbildung 5). Diese Risse könnten potentiell die Stabilität des Fixateur Interne beeinflussen, da direkt neben der Muskelzug-Befestigung eine der Pedikelschrauben angebracht wird. In einfachen Zugversuchen wurden unterschiedliche Befestigungsmöglichkeiten an Becken-Geometrien auf Versagen getestet.



Abbildung 5: Links: Die Kraft des hinteren Muskelzugs wird über zwei Löcher im Os Ilium und eine Platte appliziert (violetter Pfeil). Initiale Tests zeigten, dass es zu einem Riss (roter Pfeil) kommt, wenn der vordere Muskelzug (grüner Pfeil) direkt in den Kunststoffknochen eingegossen wird. Die Krafteinleitung am vorderen Muskelzug ist nah zur Pedikelschraube des Fixateur Interne (blauer Pfeil). Mitte und Rechts: Versuche wurden durchgeführt um die bestmögliche Krafteinleitung an der Spina Iliaca anterior superior zu ermöglichen, z.B. über ein in eine kanülierte Hülse (Mitte) oder eine eingegossene Platte (rechts)

## Validierung

Der Prüfaufbau wurde so konstruiert, dass möglichst keine ungewünschten, unbekanntes bzw. nicht zu steuernde Kräfte am Becken auftreten. So ist der Kreuztisch für die proximale Krafteinleitung am Sakrum in der Transversalebene während der Belastungsphase frei verschiebbar. Dadurch wird garantiert, dass nur eine vertikale Kraftkomponente auf das Sakrum an der Stelle des Lumbosakralgelenks wirkt. Diese Kraft wird von der an der hydraulischen Prüfmaschine installierten Kraftmessdose erfasst. Die Kräfte in den vier Muskelzügen werden von den dort befestigten Kraftmessdosen gemessen. Um die Belastung während des Gehens zu simulieren, sind die Einbetttopfe vertikal verschiebbar über Linearführungen an vertikalen Halterungen befestigt. Diese Linearführungen können Kräfte in der Transversalebene aufnehmen. In der Belastungsphase werden zusätzlich die vertikalen Kräfte über die entsprechende (linke oder rechte) Hubstange geleitet.

Um die Größe der Kräfte am Einbetttopf und damit am Hüftgelenk während eines Versuchs zu messen zu können, wurde der Prüfaufbau für Validierungsversuche folgendermaßen modifiziert (siehe Abbildung 6):

Die Linearführung des linken Einbetttopfs wurde entfernt und der linke Einbetttopf über Adapterplatten an einer 6-Komponenten-Kraftmessdose befestigt. Mit dieser 6-Komponenten-Kraftmessdose kann die gesamte Lastsituation erfasst werden: Die Kräfte in den drei Raumrichtungen, x, y und z, als auch die Momente um die drei Raumachsen x, y und z. Dadurch, dass der linke Einbetttopf nicht mehr vertikal verschiebbar ist, konnte in der Validierung ausschließlich die Belastungsphase „linkes Standbein“ simuliert werden. Der rechte Einbetttopf war weiterhin vertikal frei verschiebbar.

Während der Validierung wurde eines der selbst gefertigten Kunststoff-Becken im Prüfaufbau montiert. Um zusätzlich die (Relativ-)Bewegungen des Beckens messen zu können, wurden optische Marker aufgeklebt. Diese wurden während der Validierung mit dem GOM-System erfasst.

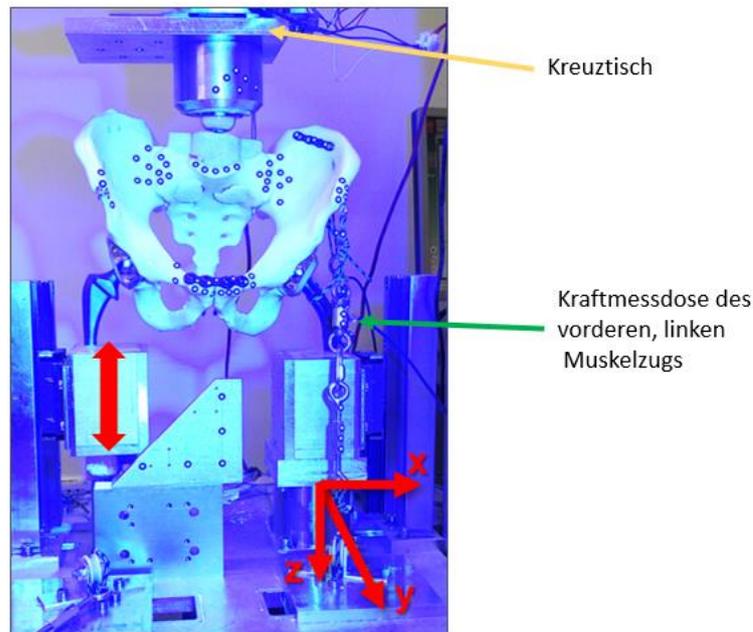


Abbildung 6: Für die Validierung modifizierter Pelvis-Prüfaufbau: Der (anatomisch) linke Einbetttopf ist starr mit einer 6-Komponenten-Messdose verbunden; der rechte Einbetttopf ist vertikal verschiebbar; Koordinatensystem an der 6-Komponenten-Messdose gibt die Richtungen an

Beginnend mit 350 N Maximalkraft am Sakrum wurde diese Kraft in 6 Stufen um je 100 N erhöht, bis zu einer Maximalkraft von 850 N am Sakrum. Die Kraft an den Muskelzügen entspricht dem 1,1-fachen der Kraft am Sakrum.

Durch einen Vergleich der gemessenen Kräfte am Hüftgelenk mit Daten aus der Literatur, kann bewertet werden, ob realistische Kräfte appliziert werden können, wie sie beim Gehen auftreten.

Für den Vergleich mit Daten aus der Literatur wurden zwei Quellen herangezogen:

- Bergmann et al. (2016): Patienten, die mit Hüft-Endoprothesen versorgt wurden, wurden mit modifizierten Hüft-Endoprothesen versorgt, in die Kraftmessdosen integriert sind. Die Forschungsgruppe konnte dadurch in vivo die Kräfte und die Kräfteverteilung im Hüftgelenk messen. Die Durchschnittskräfte während des Gehens wurden anhand von 10 Patienten ermittelt (Abbildung 7). Da im Prüfaufbau die Belastung während des kontralateralen Fersenauftritts im Gangzyklus simuliert wird, wurden die Daten zu diesem Zeitpunkt verwendet.

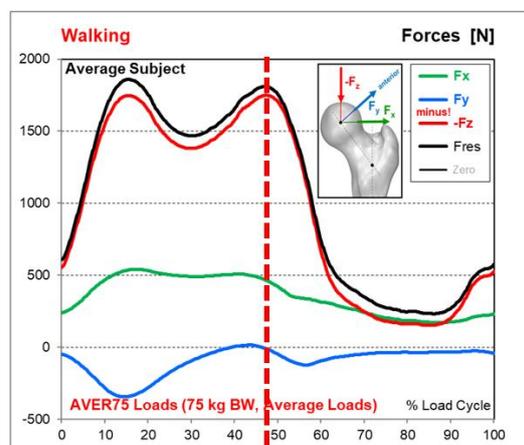


Abbildung 7: Durchschnittliche Kräfte und Kräfteverteilung eines 75 kg schweren Menschen am Hüftgelenk beim Gehen (Bergmann et al. (2016)). Vertikale, rote Linie: Zeitpunkt im Gangzyklus, zu der die Daten ausgewertet und verglichen wurden.

- Soliman et al. (2023a): Für die Entwicklung eines Beckenprüfstands ermittelte diese Forschungsgruppe anhand eines numerischen muskuloskelettalen Modells (AnyBody) die Kräfte, die auf das Becken beim Gehen auftreten (Abbildung 8). Dabei wurden sowohl Muskelkräfte als auch die Kräfte am Hüftgelenk und die Kräfte am Lumbosakralgelenk ermittelt. Grundlage des Modells waren die Bewegungsdaten eines 66 kg schweren Patienten beim Gehen.

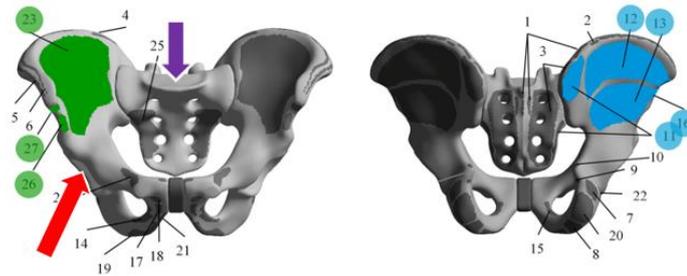


Abbildung 8: Becken aus der Ansicht von vorne und hinten mit den in der AnyBody-Simulation ermittelten Kräften (Soliman et al. (2023a)). Violetter Pfeil: Kraft am Lumbosakralgelenk. Roter Pfeil: Kraft am Hüftgelenk. Grüne Flächen: Ansatzflächen der Muskelgruppen, die für den anterioren Muskelzug im Pelvis-Aufbau berücksichtigt wurden. Blaue Flächen: Ansatzflächen der Muskelgruppen, die für den posterioren Muskelzug im Pelvis-Aufbau berücksichtigt wurden.

Die auftretenden Muskel- und Gelenkkräfte hängen stark vom jeweiligen Gewicht eines Menschen ab. Um eine Vergleichbarkeit der eigenen Messungen mit den Daten aus der Literatur zu ermöglichen, wurden alle Kräfte an der jeweiligen resultierenden Hüftgelenkskraft normalisiert, dass 100 % dieser resultierenden Hüftgelenkskraft entsprechen.

## Hauptversuche

Bei der ersten Anwendung des neuen Prüfaufbaus wurden drei unterschiedliche Fixierungsmöglichkeiten, die bei einer Symphysenruptur Anwendung finden, verglichen. Die Implantate für die Plattenosteosynthesen wurden von der Firma I.T.S. GmbH (Lassnitzhöhe/Graz, Österreich) zur Verfügung gestellt. Die Implantate der Fixateur Interne-Versorgung wurden von der Firma DePuySynthes (Raynham, MA) zur Verfügung gestellt. (Abbildung 9).

Der von Nuber et al. (2019) vorgestellte Fixateur Interne kann bei nahezu allen Frakturformen am vorderen Beckenring eingesetzt werden und der Patient/die Patientin kann im Gegensatz zu einer Plattenosteosynthese minimal invasiv versorgt werden. In diesem Versuch sollte überprüft werden, ob mit dieser neuen Versorgungsmöglichkeit eine vergleichbare Stabilität hergestellt werden kann, wie beim Einsatz einer klassischen Plattenosteosynthese.

Die getestete vier-Loch Symphysen-Platte kann sowohl mit konventionellen Schrauben am Os Pubis fixiert werden als auch mit winkelstabilen Schrauben, bei denen ein Gewinde am Schraubenkopf keine Relativbewegung zwischen Schraube und Platte zulässt. Um der Einfluss der Verschraubungs-Art auf die mechanische Stabilität zu untersuchen, werden beide Methoden der Platten-Fixierung getestet.

Je Gruppe wurden n=5 Beckenknochen getestet.

Die drei Gruppen wurden mit folgenden Implantaten versorgt:

- Symphysenplatte konventionelle Schrauben (Gruppe: **Konventionell**): Eine vier-Loch Titan-Symphysenplatte (Artikel-Nr.: 21161-4) wird mit vier Titan-Schrauben (Artikel-Nr.: 37455-65) verschraubt.
- Symphysenplatte winkelstabile Schrauben (Gruppe: **Winkelstabil**): Eine vier-Loch Titan-Symphysenplatte (Artikel-Nr.: 21161-4) wird mit vier Titan-Schrauben (Artikel-Nr.: 37455-65) verschraubt. Da das Schraubenmaterial (TiAlV) etwas härter als das Plattenmaterial (Titanium Grade 2) ist, formt sich das Gewinde am Schraubenkopf in die Platte.

- Fixateur Interne (Gruppe: **Infix**): Zwei Pedikel-Schrauben (Artikel-Nr.: 186727550) werden 10 mm kaudal der Spina Iliaca Anterior Superior geschraubt, zwei Pedikel-Schrauben (Artikel-Nr.: 186727655) werden symphysennah in das Os Pubis geschraubt. Ein Titan-Stab wird an zwei Stellen gleichmäßig gebogen, sodass alle Schrauben mit diesem Stab verbunden werden können. Der Stab wird mit sog. Innies an den Schrauben fixiert.

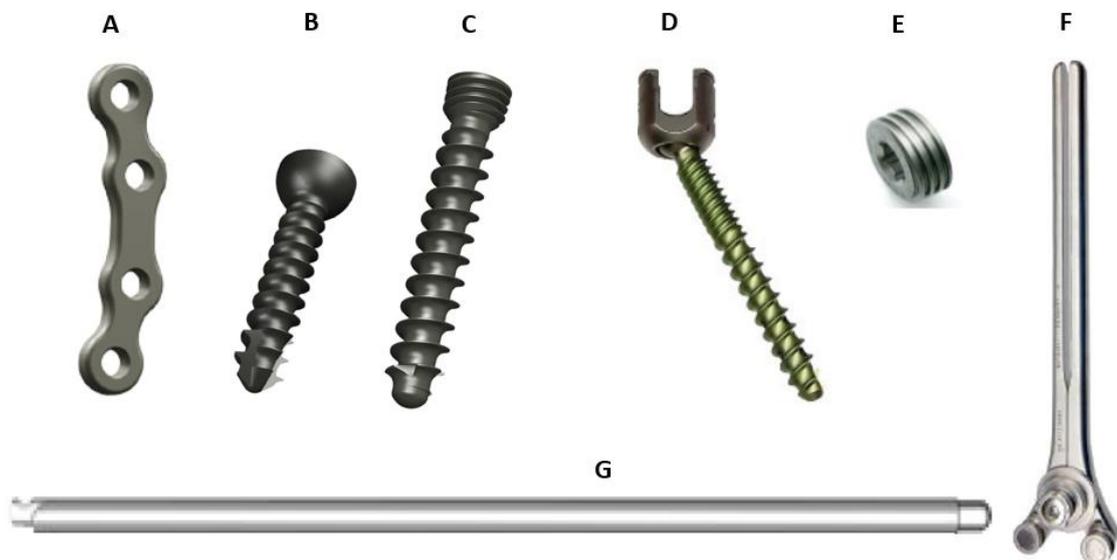


Abbildung 9: Implantate die zur Stabilisierung der simulierten Symphysen-Ruptur verwendet werden. Konventionell: Die 4-Loch Symphysenplatte (A) wird mit vier konventionellen Schrauben (B) verschraubt. Winkelstabil: Die 4-Loch Symphysenplatte (A) wird mit vier winkelstabilen Schrauben (C) verschraubt. Infix: Vier Pedikelschrauben (D) werden in das Becken geschraubt. Nachdem der Stab (G) mit einer Biegezange (F) an zwei Stellen gebogen wurde, werden die Schrauben mit diesem Stab verbunden und mit sog. Innies (E) fixiert.

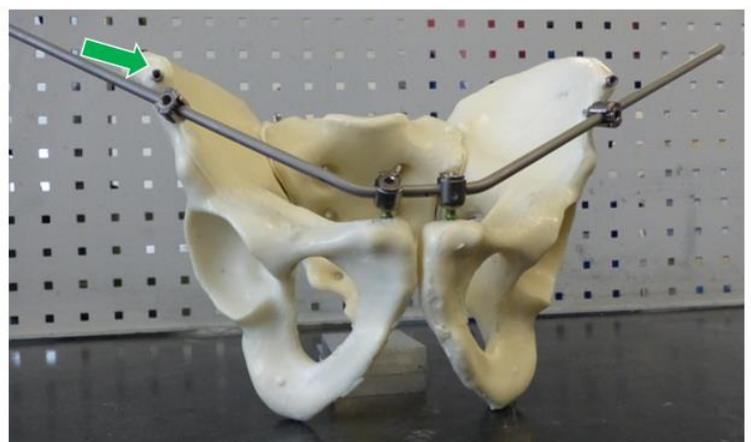
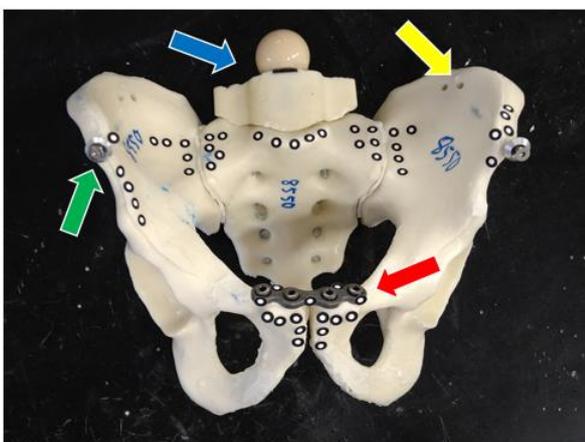


Abbildung 10: Links: Zur Prüfung vorbereitetes Kunststoff-Becken der Gruppe „Konventionell“ mit visuellen Markern (schwarz-weiße Punkte). Rechts: Zur Prüfung vorbereitetes Kunststoff-Becken der Gruppe „Infix“. Blauer Pfeil: Über den Kunststoff-Aufsatz und der darin befestigten Keramik-Kugel findet die Lasteinleitung statt. Grüne Pfeile: An die eingegossenen Titan-Gewinde-Hülsen sind Schrauben geschraubt, über die die beiden anterioren Muskelzüge befestigt werden. Gelber Pfeil: Durch die beiden Bohrungen je Ilium wird ein Seil geführt, um die posterioren Muskelzüge daran zu befestigen. Roter Pfeil: Symphysenplatte mit konventioneller Verschraubung.

Die Kunststoff-Becken werden im Prüfaufbau montiert und mit einem steigenden Lastprotokoll getestet: Beginnend mit einer Kraft von 350 N am Sakrum werden die beiden Becken-Seiten abwechselnd für 500 Schritte (250 Schritte pro Seite) be- und vollständig entlastet. Anschließend wird die Kraft am Sakrum um 50 N für jeweils 500 Schritte erhöht, bis zu einer maximalen Kraft von 850 N am Sakrum. Die Initialkraft an den beiden Muskelzügen pro Seite beträgt 110 % der Kraft am Sakrum. Je nach Verformung/Kippen des jeweiligen Beckens werden die Kräfte während einer Laststufe automatisch angepasst (siehe Kapitel „Mechatronischer Aufbau“).

Über die Auswertesoftware des optischen Messsystems können Relativbewegungen einzelner Komponenten zueinander ausgewertet werden. Eine Komponente wird durch das Kleben von mindestens drei optischen Markern festgelegt. Die Marker einer Komponente werden nah aneinander so geklebt, dass durch sie ein Koordinatensystem definiert werden kann (aufeinander senkrechte Achsen). Zu jeder Laststufe werden fünf Messungen in Entlastung und fünf Messungen unter Belastung erfasst. Da bei den ersten Belastungen das Kräfteverhältnis zwischen der Kraft am Sakrum und den jeweiligen Muskelzügen nicht korrekt ist und der Algorithmus diese Belastungen abbricht, wird die erste Messung nach 50 Schritten durchgeführt. Es wird pro Seite (Standbein rechts bzw. Standbein links) eine Messung in Belastung (maximale Kraft am Sakrum in der jeweiligen Laststufe) als auch in Entlastung durchgeführt. Anschließend wird alle 100 Schritte eine weitere Messung durch das GOM-System erfasst. Bei der Auswertung werden die Relativbewegungen (Translationen und Rotationen) der einzelnen Komponenten zueinander berechnet.

Im Rahmen dieses Berichts wird ausschließlich die Relativbewegung im Bereich der Symphyse angegeben (Relativbewegung zwischen den beiden Os Pubi) und diskutiert. Für die noch ausstehenden Publikationen werden weitere Bewegungskomponente wie z.B. die Relativbewegung am Iliosakralgelenk oder die Verbiegung des jeweiligen Implantats ausgewertet. Die Verschiebung horizontal zum Symphysenspalt wird direkt angegeben. Die Scherbewegung wird aus den beiden Verschiebungsrichtungen parallel zum Symphysenspalt berechnet:

$$ShearXY = \sqrt{VerschiebungX^2 + VerschiebungY^2}$$

## 4 Ergebnisse des Gesamtvorhabens

### Konstruktion

Die Last des Oberkörpers wird mittels der am Institut vorhandenen servohydraulischen Prüfmaschine (Instron 8874) appliziert. Damit keine unerwünschten bzw. nicht zu kontrollierenden und nicht zu messenden Querkräfte auftreten, ist am Sakrum ein Kugelgelenk angebracht und zwischen diesem Kugelgelenk und Aktuator der Prüfmaschine ein Kreuztisch installiert. Dieser Kreuztisch ist sowohl nach lateral als auch nach anterior/posterior verschiebbar. Für die distale Kraftausleitung sind an den Acetabula Duokopfendoprothesen angebracht. Das Becken kann dadurch sehr leicht nach anterior/posterior kippen. Während es in der sog. Belastungsphase die Aufgabe der jeweiligen Muskelzüge ist, dieses Kippen zu verhindern, wird das Kippen in der sog. Standbein-Wechselphase durch zwei Hubmagnete verhindert. Während der Standbein-Wechselphase wird ein Stift aus den Magneten ausgefahren, sodass die Bewegung des Kreuztisches in die anterior-/posterior-Richtung blockiert ist.

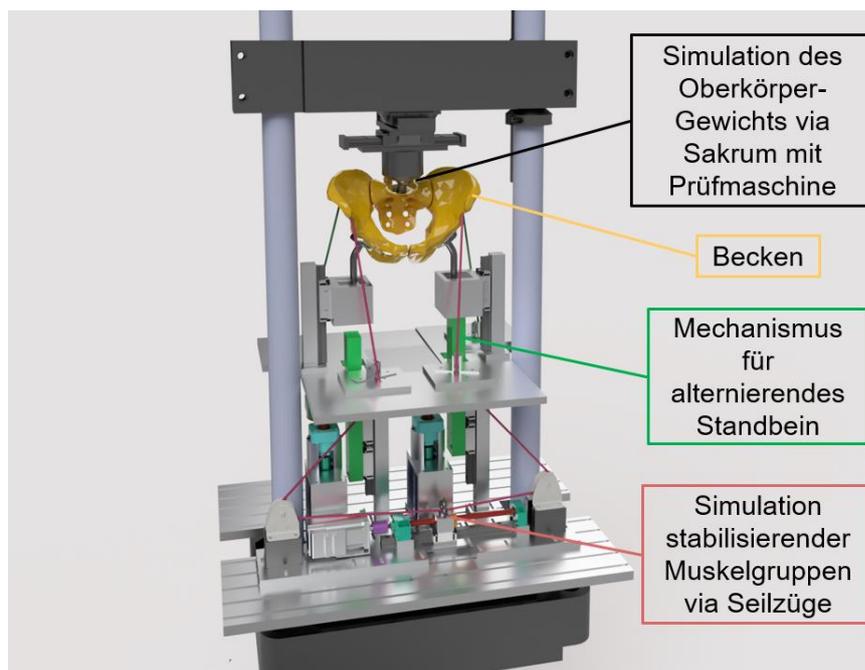


Abbildung 11: Rendering des CAD-Modells in frontaler Ansicht. Die roten Kabelzüge repräsentieren die anteriore Muskelgruppe, die grünen Kabelzüge die posteriore Muskelgruppe. Nicht dargestellt ist der Antrieb für die posteriore Muskelgruppe (analog zur anterioren Muskelgruppe)

Die Duokopfendoprothesen sind an jeweils einem passenden Titan-Schaft befestigt, der mit Einbettmittel in Einbetttöpfen fixiert ist. Die Einbetttöpfe sind über Linearführungen in vertikaler Richtung frei verschiebbar. Die (grün dargestellten) Hubstangen lassen sich über Schrittmotoren und Trapezgewindespindeln in vertikaler Richtung verfahren und positionieren. Ist eine Hubstange in Kontakt mit dem entsprechenden Einbetttopf, wird die Bewegung des Einbetttopfs gesperrt (Standbein; in Abbildung 11 auf der anatomisch linken Seite). Ist die Hubstange in einer tieferen Position und sind die entsprechenden Muskelzüge gespannt, findet zwischen der Hubstange und dem Einbetttopf kein Kontakt und folglich keine Kraftübertragung statt (Schwungbein; in Abbildung 11 auf der anatomisch rechten Seite).

Die Muskelzüge sind jeweils über eine Ringschraube an der Mutter eines Kugelgewindetriebs befestigt, der von einem Schrittmotor angetrieben wird. Für beide anterioren Muskelzüge (links und rechts) und für beide posterioren Muskelzüge werden jeweils die gleichen Kugelgewindetriebe genutzt. Mit Federn, die an den Muskelzügen geknotet sind (nicht dargestellt), wird sichergestellt, dass die Züge über die Seilrollen gespannt bleiben.

Der Prüfstand ist zweigeteilt und hat eine untere und eine obere Ebene, die durch eine Aluminiumplatte getrennt sind. Durch diese Platte werden beim Einsatz von Humanpräparaten die mechanischen und elektronischen Komponenten auf der unteren Ebene vor Flüssigkeiten etc. geschützt.

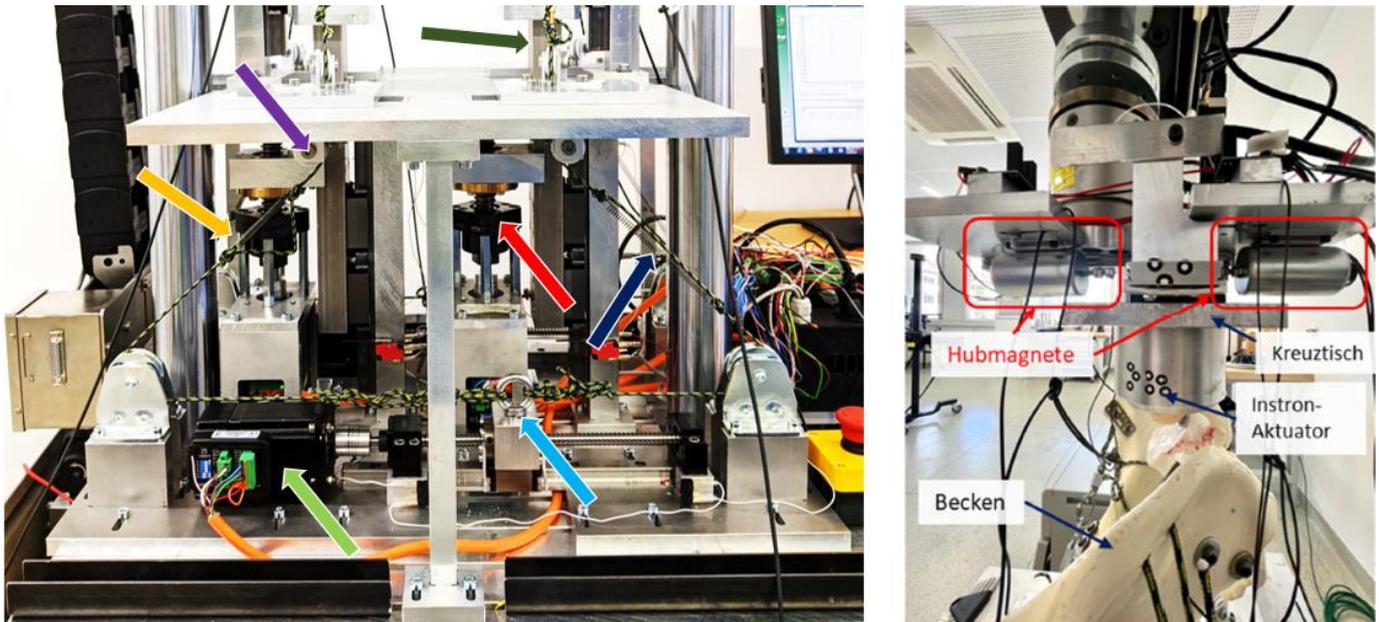


Abbildung 12: Links: Untere Ebene des Prüfstands. Grüner Pfeil: Schrittmotor für anterioren Muskelzug. Dieser treibt über eine Kugelgewindespindel eine Mutter an, an die der rechte und linke anteriore Muskelzug befestigt sind (hellblauer Pfeil). Im dargestellten Zustand ist der rechte Muskelzug (dunkelblauer Pfeil) unter Last (die Feder ist komplett gespannt, sodass die Last über das Seil übertragen wird), der linke Muskelzug ist entspannt (gelber Pfeil; die Feder ist zusammengezogen und das Seil bildet eine Schleife und ist damit entlastet). Über je zwei Umlenkrollen werden die Seile auf die obere Ebene geleitet (violetter Pfeil). Für eine Adaption an unterschiedliche Beckenabmessungen, ist die Position dieser Umlenkrollen veränderbar. Roter Pfeil: Über je eine Trapezgewindespindel und einen separaten Schrittmotor werden die beiden Hubstangen (dunkelgrüner Pfeil) angetrieben. Rechts: proximale Krafteinleitung über Instron-Maschine am Sakrum (seitliche Ansicht von links). Die beiden Hubmagnete ermöglichen eine Verschiebung des Kreuztisches nach vorne und hinten (Belastungsphase, dadurch wird sichergestellt, dass keine Querkräfte auftreten) oder blockieren diese Verschiebung (Entlastungsphase, dadurch wird sichergestellt, dass das Becken nicht nach vorne/hinten wegkippt).

## Mechatronischer Aufbau

Der Prüfaufbau setzt sich aus der servohydraulischen Prüfmaschine und dem neu konstruierten PELVIX-System zusammen, das in der servohydraulischen Prüfmaschine platziert wird (Abbildung 13). In den vier Muskelzügen ist jeweils eine 2 kN-Kraftmessdose befestigt, deren Signale in einem Messkraftverstärker verarbeitet werden. Dieses analoge Signal wird von einem Steuerungs-Arduino erfasst. Die am Sakrum auftretende Kraft wird von dem Controller der Prüfmaschine verarbeitet. Zur Synchronisation von hydraulischer Prüfmaschine und PELVIX-System werden analoge und digitale Signale, insbesondere als Trigger-Signale, zwischen den beiden Systemen gesendet. Da die Steuerungssignale an die Schrittmotoren mit einer hohen Frequenz gesendet werden, ist der Einsatz von drei Arduino Micro Controllern notwendig. Auf einem Micro Controller läuft der Prüfablauf zur Steuerung und Synchronisation mit der hydraulischen Prüfmaschine. Ein weiterer Micro Controller gibt die Pulse für die beiden Hubmotoren aus und der dritte für die beiden Muskelzug-Schrittmotoren.

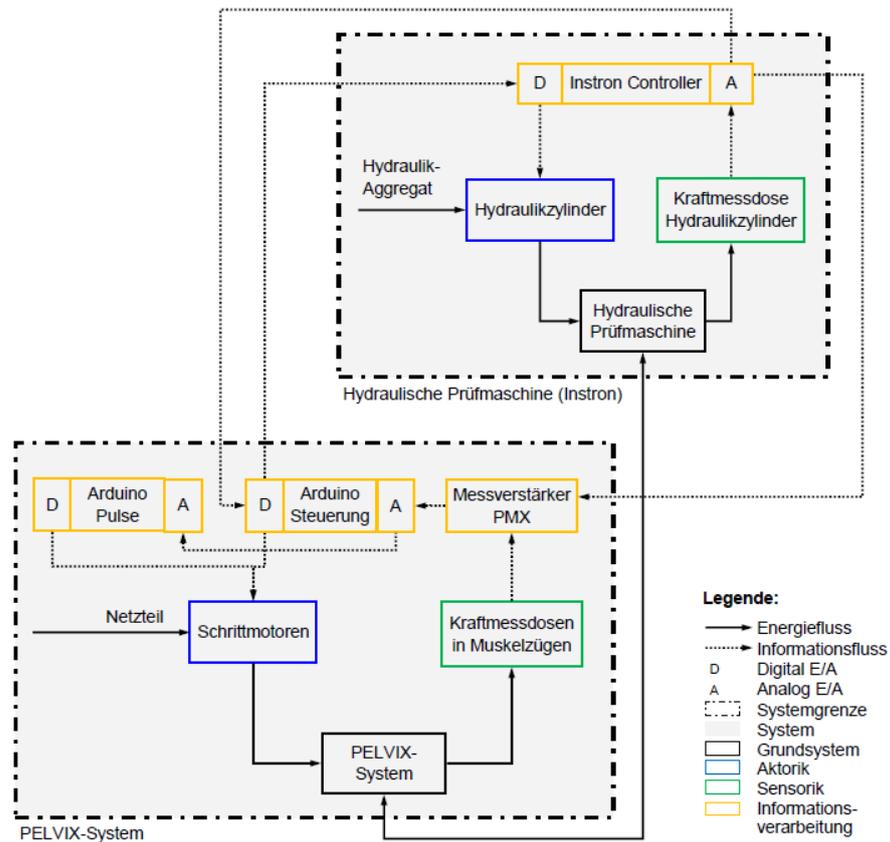


Abbildung 13: mechatronischer Aufbau des PELVIX-Prüfaufbaus. Darstellung angelehnt an VDI/VDE 2206

Treten in der Belastungsphase unerwünschte Zustände auf, kann die Steuerung des Versuchsaufbaus diese anhand der Messdaten und Sensoren erfassen und darauf reagieren, sodass die Kräfte wie gewünscht appliziert werden können.

- Kommt es in der Belastungsphase zu einem Kontakt des Einbetttopfes mit der Hubstange (Verformung des Beckenknochens), ist dies ein unerwünschter Zustand, da über die Schwungbeinseite keine Kraft übertragen werden soll. Infolgedessen wird die Steuerung angepasst, dass die Muskelkräfte im Vergleich zur Kraft am Sakrum degressiv ansteigen (Abbildung 14).

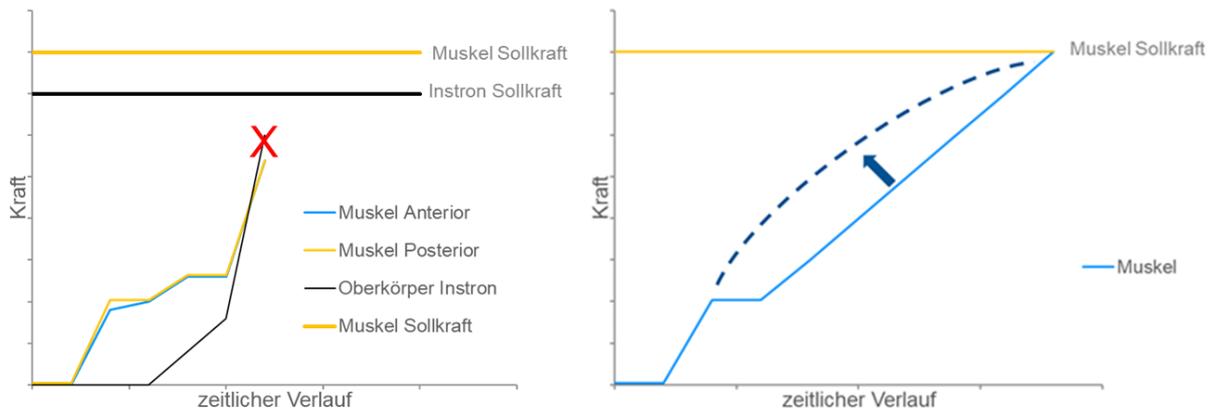


Abbildung 14: Abbruch der Belastung bei Kontakt des Schwungbeins mit der Hubstange (links) und anschließende Anpassung der Steuerung (rechts)

- Kommt es in der Belastungsphase zu einem übermäßigen Kippen (nach vorne oder hinten) des Beckens, wird das von der Steuerung detektiert, die Belastung sofort gestoppt und die Muskel-Sollkräfte für die nächste Belastung so angepasst, dass sie einem Kippen des Beckens entgegenwirken (Abbildung 15).

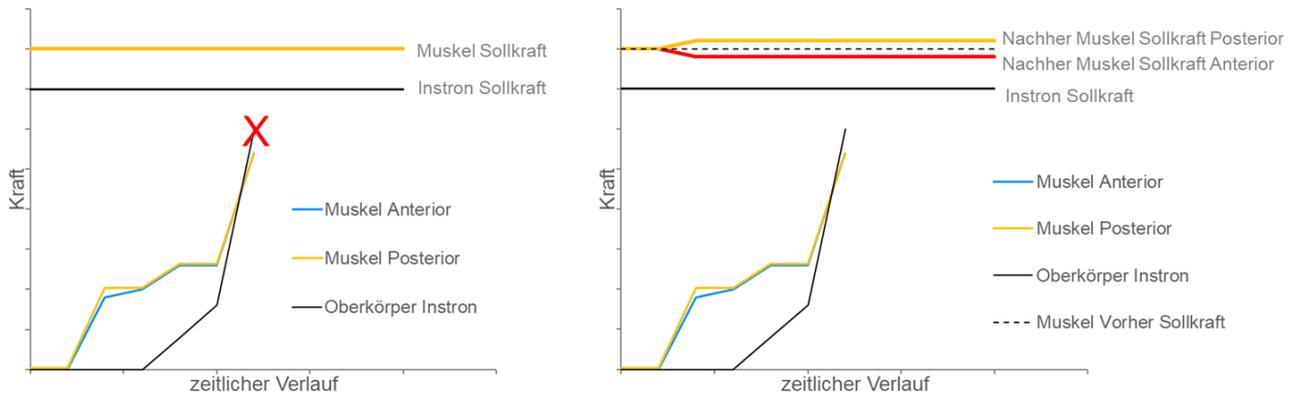


Abbildung 15: Abbruch der Belastung bei zu starkem Kippen des Beckens (links) und anschließende Anpassung der Steuerung (rechts)

- In der Belastungsphase kann es vorkommen, dass die Soll-Kraft am Sakrum überschritten wird, während die Muskelzielkraft noch nicht erreicht ist. Um dem entgegenzusteuern werden in der darauffolgenden Belastungsphase die Muskel-Zielkräfte reduziert, um ein gleichzeitiges Erreichen aller Ziel-Kräfte zu ermöglichen (Abbildung 16).

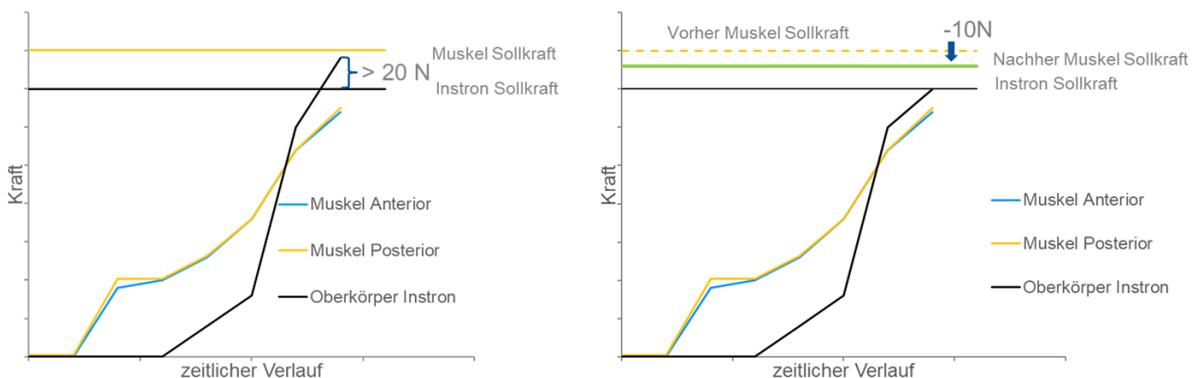


Abbildung 16: Abbruch der Belastung bei Überschreitung der Instron-Sollkraft (links) und anschließende Anpassung der Steuerung (rechts)

Für die Auswertung der Messdaten stehen die Daten der hydraulischen Prüfmaschine bzw. der Kraft am Sakrum (Instron), der Muskelzug-Kraftsensoren (erfasst über HBM-PMX-Messkraftverstärker) und die Statusmeldungen des Simulink-Programms, die über eine serielle Schnittstelle übermittelt werden, zur Verfügung. Mittels Matlab-Skript können die Daten nach jeder Messung grafisch dargestellt und ausgewertet werden (Abbildung 17).

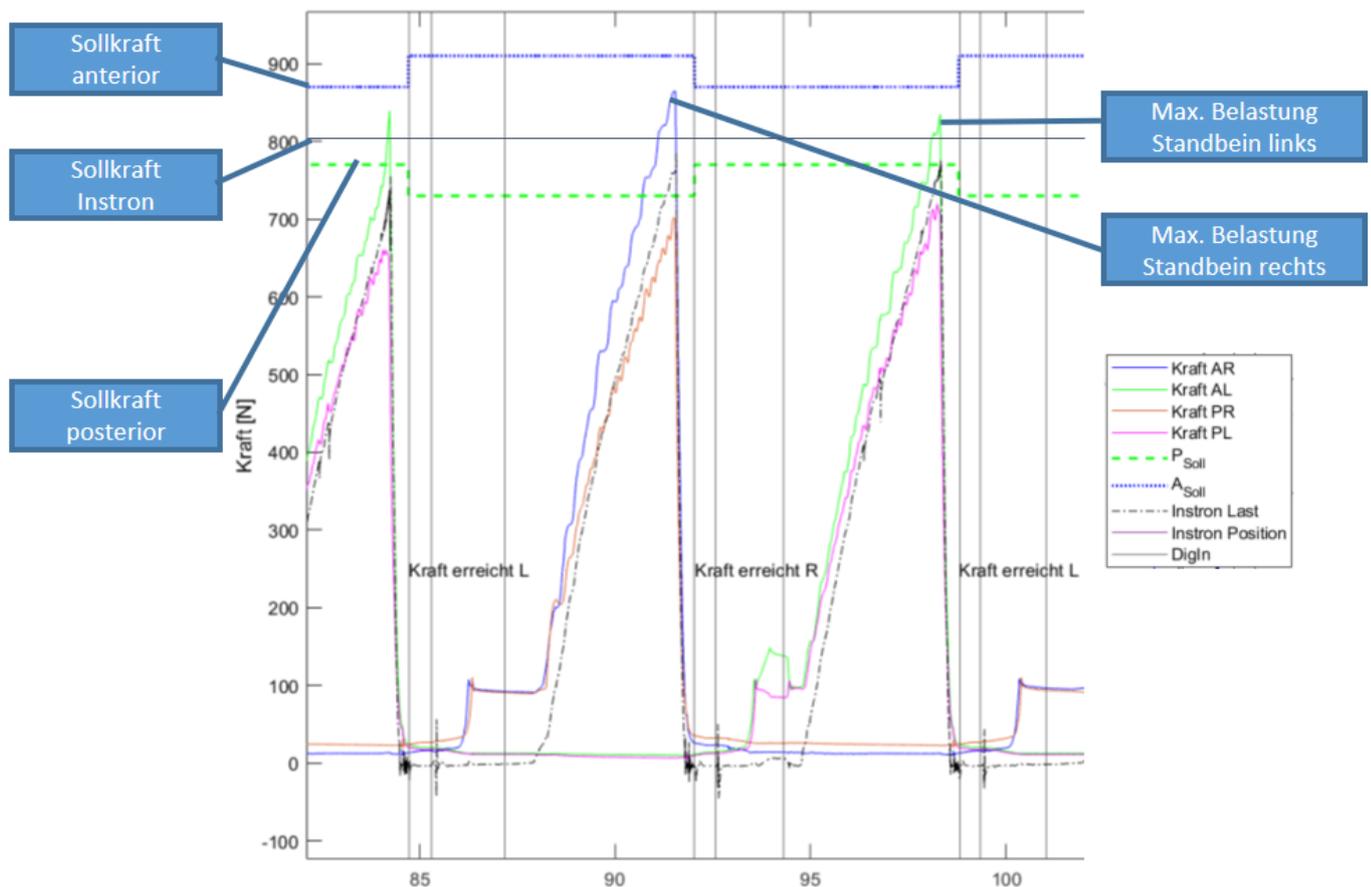


Abbildung 17: Auswerte-Plot dreier Standphasen (links - rechts - links).

## Validierung

In Abbildung 18 wird die Kräfteverteilung der eigenen Messungen den Daten aus der Literatur gegenübergestellt. Die Daten wurden dafür so transformiert, dass alle Daten dem gleichen Koordinatensystem (siehe Abbildung 6) entsprechen. Bei den eigenen Messungen, den Daten von Soliman et al. (2023a) und den von Bergmann et al. (2016) zeigt sich für den Zeitpunkt des kontralateralen Fersenauftritts eine nach medial gerichtete Kraft vom Oberschenkelkopf auf das Acetabulum. Der Mittelwert der eigenen Messungen (15,3 %) liegt zwischen dem Simulationsergebnis von Soliman et al. (2023a) (13,2 %) und dem berechneten Wert von Bergmann et al. (2016) (26,6 %). Bei den eigenen Messungen gab es, in Abhängigkeit der jeweiligen Kräfteverteilung von anteriorem und posteriorem Muskelzug, sowohl Belastungen, bei denen eine nach anterior gerichtete Kraft oder eine nach posterior gerichtete Kraft vom Oberschenkelkopf auf das Acetabulum wirkte. Im Mittel wirkte eine kleine Kraftkomponente (3,6 %) nach anterior. Soliman et al. (2023a) berechneten eine größere nach anterior gerichtete Kraftkomponente (9,7 %), während sie bei Bergmann et al. (2016) nach null (0,7 %) ist. Bei allen drei Datensätzen wirkt die größte Kraftkomponente in vertikaler Richtung vom Acetabulum auf den Oberschenkelkopf (Mittelwert eigene Messungen: 98,8 %; Soliman et al. (2023a): 98,7 %; Bergmann et al. (2016): 96,6 %).

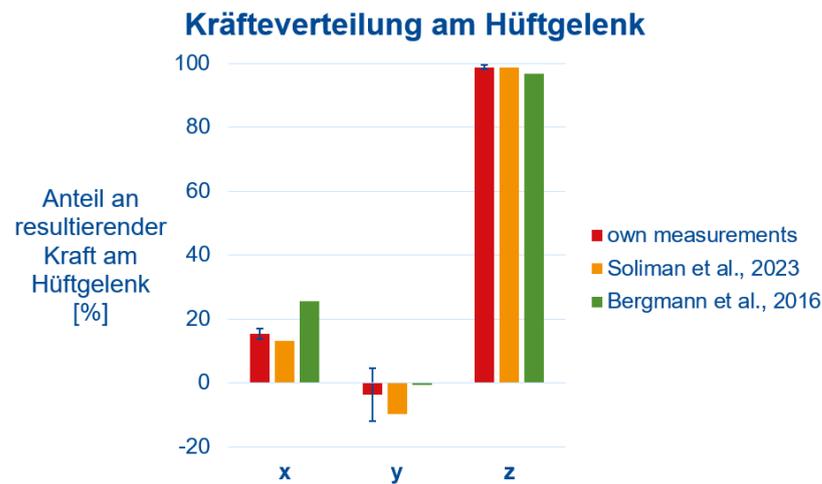


Abbildung 18: Vergleich der eigenen Messungen der Kräfte am linken Hüftgelenk (rot) mit den Daten aus der Literatur (gelb und grün). Das Koordinatensystem ist so im Hüftgelenk positioniert, dass die x-Achse nach lateral, die y-Achse nach anterior und die z-Achse nach inferior zeigt (siehe Abbildung 6)

Die Kräfte der beiden Muskelzüge und die Kraft am Lumbosakralgelenk entsprechen sowohl bei den eigenen Messungen als auch bei der AnyBody-Simulation von Soliman et al. (2023a) in etwa einem Drittel der am Hüftgelenk wirkenden resultierenden Kraft (Abbildung 19). Bei den eigenen Messungen sind die Kräfte am vorderen Muskelzug (Mittelwert: 32,1 %) und hinteren Muskelzug (34,4 %) minimal höher als bei der AnyBody-Berechnung (vorderer Muskelzug: 30,2 %, hinterer Muskelzug: 33,4 %), während die durchschnittliche Kraft am Lumbosakralgelenk etwas niedriger ist (31,9 %; Soliman et al.: 33,0 %).

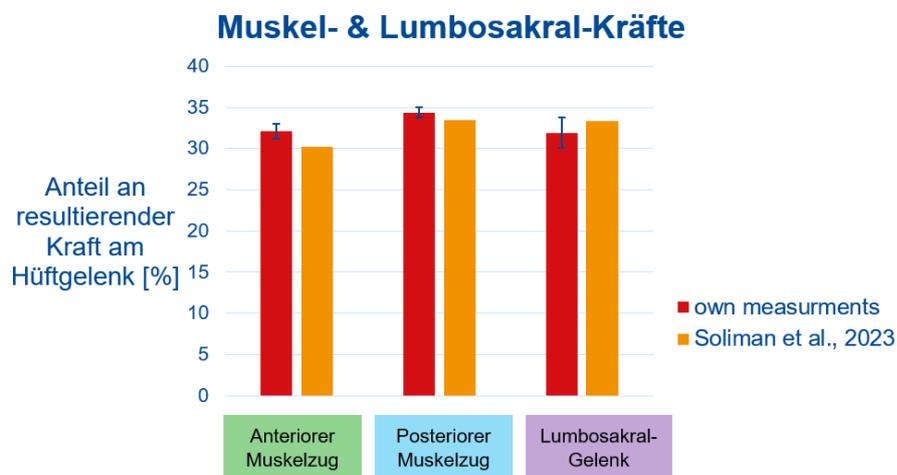


Abbildung 19: Vergleich der eigenen Messungen der Kräfte an den beiden linken Muskelzügen und der am Sakrum aufgebrauchten Kraft mit den Daten aus der AnyBody-Simulation, normalisiert an der jeweiligen resultierenden Kraft am Hüftgelenk

## Hauptversuche

Nicht alle Beckenknochen durchliefen das gesamte Lastprotokoll, sondern es kam wiederholt zu Frakturen am oberen und unteren Schambeinast (Abbildung 20). Da der Prüfstand das Auftreten einer Fraktur nicht automatisch detektieren kann, liefen die Versuche teilweise weiter, bis die komplette Laststufe (500 Schritte pro Laststufe) durchgelaufen war. Deshalb sind die Beckenknochen teilweise auch an mehreren Stellen frakturiert.

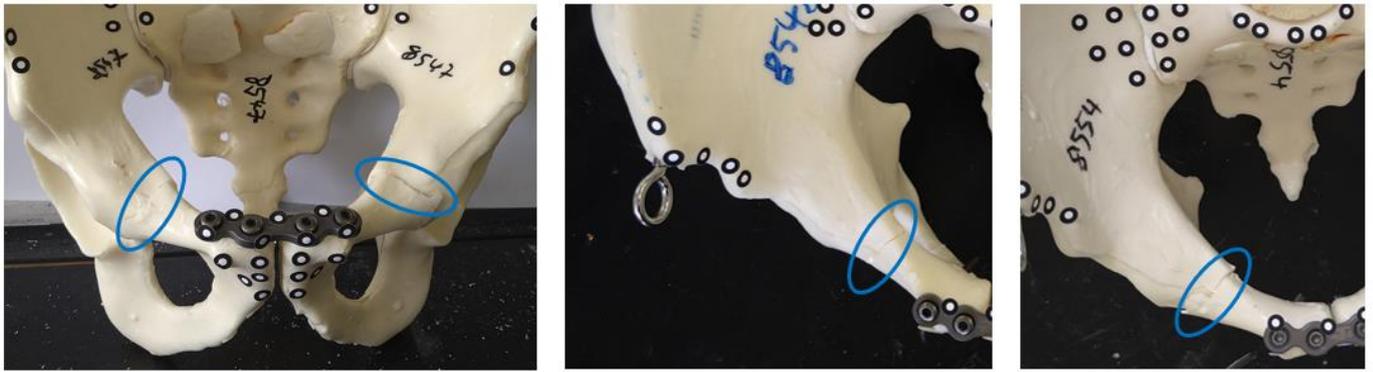


Abbildung 20: Frakturen an den Schambeinästen (blaue Markierung). Die Frakturen traten bei allen Knochen an ähnlichen Stellen auf. Frakturiert war mindestens einer der beiden oberen Schambeinäste, teilweise auch einer der unteren Schambeinäste.

Die durchschnittliche Kraft am Sakrum, bei der es zu einer Fraktur bei der jeweiligen Gruppe kam, ist in Abbildung 21 dargestellt. Bei zwei Knochen der Gruppe „Fixateur Interne“ kam es zu keiner Fraktur. Für diese wurde angenommen, dass sie bei der nächst höheren Laststufe (900 N am Sakrum) frakturiert wären. Die angegebene Kraft bezieht sich ausschließlich auf die am Sakrum von der hydraulischen Prüfmaschine applizierte Kraft. Zusätzlich wirkten noch die Kräfte der beiden Muskelzüge am Becken. Die resultierende Kraft am Sakrum ist in etwa drei Mal so groß wie die Kraft am Sakrum (siehe Ergebnisse der Validierung). Die drei Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant bezüglich der Laststufe bei der es zu einer Fraktur eines Knochens kam.

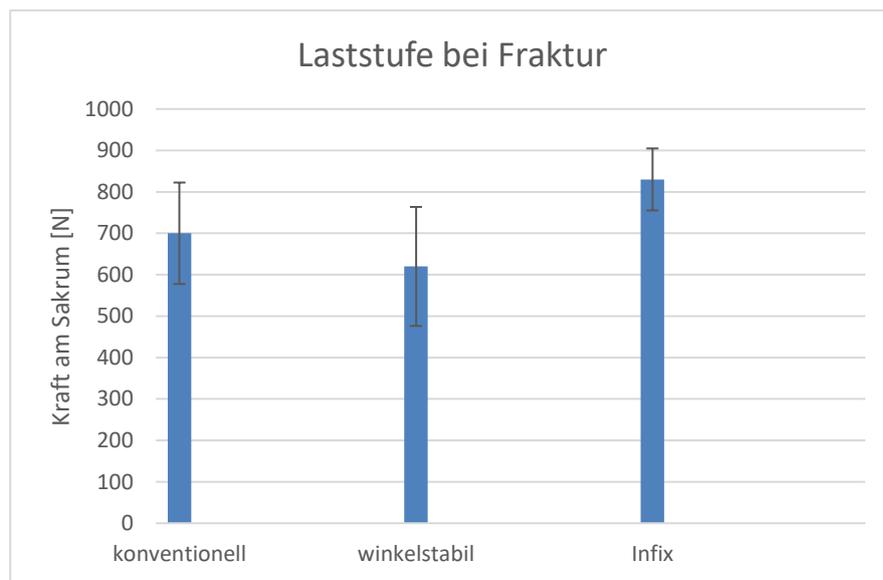


Abbildung 21: Durchschnittliche Kraft am Sakrum mit Standardabweichung, bei der es zu einer Fraktur am Schambeinast kam. Bei der Gruppe „Infix“ frakturierten zwei Knochen nicht. Für diese wurde für die Berechnung angenommen, dass sie bei der nächst höheren Laststufe (900 N am Sakrum) frakturiert wären.

Für die Bestimmung der Stabilität, die die jeweilige Osteosynthese am vorderen Beckenring leistet, wurden die Relativbewegungen der beiden Os Pubi zueinander ausgewertet. Optische Marker wurden symphysennah so auf den Kunststoffknochen geklebt, dass sie ein Koordinatensystem aufspannen (Abbildung 22) und die Relativbewegung sowohl in Entlastung als auch unter Belastung gemessen wurde. Die Relativbewegungen wurden nur bis zu dem Zeitpunkt ausgewertet, als das jeweilige Becken noch intakt war und es zu keiner Fraktur gekommen war.

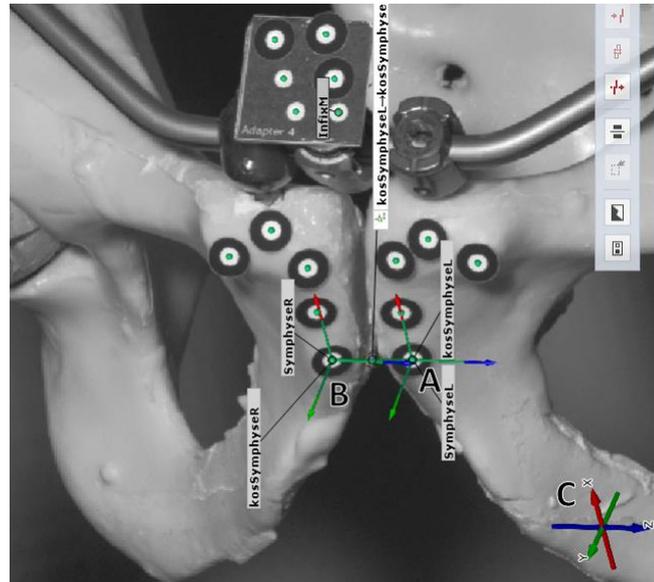


Abbildung 22: Bildausschnitt aus Kamerasystem-Aufnahme des GOM-Systems. In Punkt A (am anatomisch linkem Os Pubis) ist ein Koordinatensystem (C) so platziert, dass die z-Achse horizontal zum Symphysenspalt zeigt und die x- und y-Achse parallel zum Symphysenspalt. Im Punkt B hat ein Koordinatensystem mit gleicher Ausrichtung seinen Ursprung am anatomisch rechtem Os Pubis.

Die Ergebnisse für die Verschiebung im Bereich der Symphyse aller Proben sind im Anhang aufgelistet. Anhand je einer Messung pro Gruppe wird in Abbildung 23 die Darstellung der Messdaten erklärt: Zu jeder Laststufe werden zehn Messungen in Entlastung und zehn Messungen unter Belastung erfasst. Die Kraft, die durch die hydraulische Prüfmaschine auf das Sakrum ausgeübt wird, ist mit roten Punkten dargestellt. Die Messwerte beziehen sich auf die linke vertikale Skala und sind in Newton dargestellt. Da jede zweite Messung in der Entlastungsphase durchgeführt wird, sind viele rote Punkte nahe der 0 N-Linie abgebildet. Da die Proben mit einem steigenden Lastprotokoll belastet wurden, steigen die Kräfte mit fortlaufender Versuchsdauer in etwa linear an. Die Versuchsdauer ist je Probe unterschiedlich lang (unterschiedliche Anzahl an Messpunkten auf der horizontalen Achse), weil die Schambeinäste bei unterschiedlichen Lastniveaus frakturierten und mit einer Fraktur der jeweilige Versuch abgebrochen wurde.

Die Relativverschiebung der beiden Os Pubi zueinander ist mit gelben und grünen Datenpunkten abgebildet. Diese Werte beziehen sich auf die rechte vertikale Achse und sind als Abweichung in mm relativ zu einer Referenzmessung am Messstart angegeben. Die meisten dieser Messpunkte können mit bloßem Auge einer der beiden Kategorien zugeordnet werden: Erfassung in Entlastung (Messpunkt nahe an 0 mm-Verschiebung) bzw. in Belastung (steigende Relativverschiebung). Kommt es in Folge des zyklischen Versuchs zu einer dauerhaften Verformung, ist dies durch eine steigende Relativverschiebung zu erkennen (z.B. die grünen Messpunkte (Verschiebung horizontal zum Symphysenspalt) beim Infix-Versuch (8599)). Mit steigender Versuchsdauer und steigender Last steigt bei den meisten Versuchen die Relativverschiebung in z-Richtung und die Scherverschiebung.

Für eine tiefergehende Bewertung der Ergebnisse müssen die Daten noch weiter klassifiziert und ausgewertet werden: Die einzelnen Messpunkte zur Verschiebung an der Symphyse müssen dazu klassifiziert werden, ob sie zu einem Zeitpunkt der Belastung aufgenommen wurden, zu einem Zeitpunkt der Entlastung oder zu einem Zeitpunkt, bei dem der Algorithmus eine frühzeitige Entlastung veranlasste (z.B. zu weite Kippung des Beckens). Lediglich die Werte, die zu einem Zeitpunkt der vollständigen Belastung zugeordnet werden können, werden in die Auswertung einbezogen. In den hier aufgeführten Diagrammen sind die Kräfte an den Muskelzügen nicht dargestellt. Wie die Kräfte am Sakrum (Abbildung 23), variieren auch diese Kräfte der Muskelzüge.

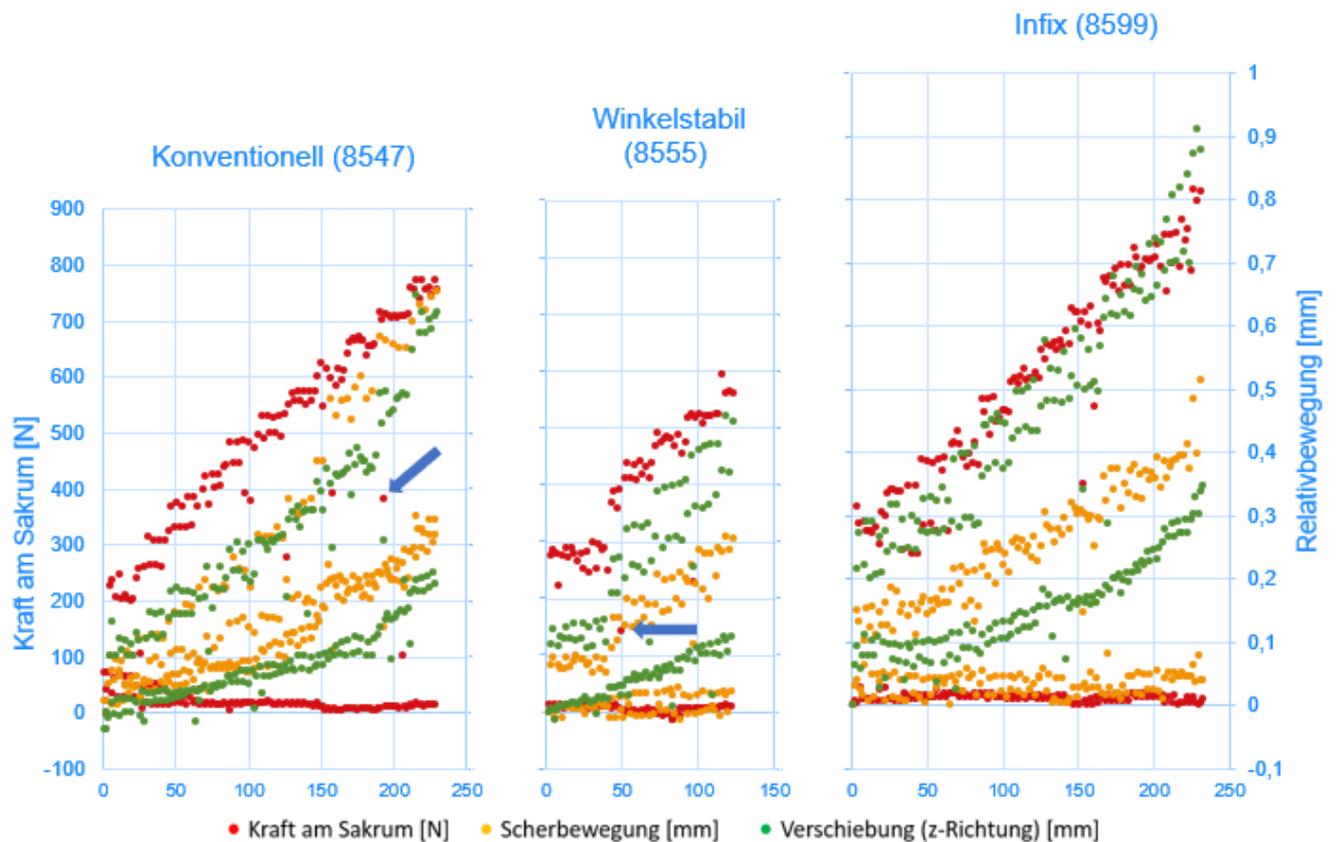


Abbildung 23: Ergebnisse jeweils eines Becken-Knochens je Messung pro Gruppe. X-Achse: Fortlaufende Nummer pro Messpunkt (pro Laststufe werden 10 Messungen in Be- und Entlastung erfasst). Blaue Pfeile: Diese Kräfte sind offensichtlich zu Zeitpunkten aufgenommen worden, zu denen der Algorithmus die Lasterhöhung abgebrochen hatte (z.B. Zu weite Kippung des Beckens nach anterior/posterior).

## Publikationen

Tabelle 2: Konferenzbeiträge

Titel	Datum	Konferenz	Art
Development of a physiologically relevant, biomechanical test setup considering internal muscle forces for the investigation of complex pelvic ring fractures	02.07.2021	Paracelsus Science Get Together 2021—virtual Science Summer, Salzburg	Poster
Development of a physiologically relevant, biomechanical test setup considering internal muscle forces for the investigation of complex pelvic ring fractures	01.07.2022	Paracelsus virtual Science Get Together 2022, Salzburg	Poster
Entwicklung eines physiologisch relevanten, biomechanischen Versuchsaufbaus unter Berücksichtigung interner Muskelkräfte zur Untersuchung komplexer Beckenringfrakturen	22.11.2022	BG Wissenschaftstage, Berlin	Poster
Development of a physiologically relevant biomechanical test setup considering internal muscle forces for the investigation of complex pelvic ring fractures	23.05.2023	Network meeting of the ESB Austrian Chapter, Salzburg	Vortrag

Control system of a physiological relevant biomechanical test setup for the investigation of complex pelvic ring fractures	30.06.2023	Paracelsus Science Get Together 2023, Salzburg	Poster
Validation of a physiological relevant biomechanical test setup for the investigation of complex pelvic ring fractures	24.04.2024	13. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB) e. V., Heidelberg	Vortrag
Validation of a physiological relevant biomechanical test setup for the investigation of complex pelvic ring fractures	28.06.2024	Paracelsus Science Get Together 2023, Salzburg	Poster

Table 3: Abschlussarbeiten

Autor	Titel	Datum	Prüfer	Universität	Art
Jonas Mock	Konzeptionierung und Implementierung einer Steuerung für einen biomechanischen Prüfaufbau zum dynamischen Testen von Osteosynthesen für Beckenring-Frakturen	01.03.2022	Prof. Dr.-Ing. Günter Eberl	Hochschule Kempten	Bachelorarbeit
Nhat Nguyen	Optimierung eines biomechanischen Versuchsaufbaus zum dynamischen Testen von Osteosynthesen komplexer Beckenringfrakturen	15.05.2023	Prof. Dr.-Ing. Veit Senner	TU München, Professur für Sportgeräte und Sportmaterialien	Masterarbeit
Dirk Baumeister	Entwicklung eines physiologisch relevanten, biomechanischen Versuchsaufbaus unter Berücksichtigung interner Muskelkräfte zur Untersuchung komplexer Beckenringfrakturen	In Bearbeitung	Prof. Dr. Peter Augat	Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg	Doktorarbeit

Das Projekt und die Ergebnisse wurden bereits, wie angegeben, auf mehreren Kongressen im Rahmen von Postervorträgen und Vorträgen vorgestellt. Die Veröffentlichung in Fachjournalen ist noch ausständig und die Manuskripte werden zurzeit ausgearbeitet. Die Ergebnisse des Pelvix-Projekts sollen in zwei Beiträgen erscheinen:

- Der Prüfaufbau an sich, die Funktionsweise, die berücksichtigten Kräfte und Randbedingungen, die Durchführung und die Ergebnisse der Validierungsversuche werden im ersten Beitrag veröffentlicht. Dieses Manuskript wird im „Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik“, ISSN: 1862-278X eingereicht.
- Im zweiten Manuskript werden die Versuche zu den unterschiedlichen Fixierungsmöglichkeiten (konventionell verschraubte Platte, winkelstabil verschraubte Platte, Fixateur Interne) im Falle einer Symphyse ruptur beschrieben.

## 5 Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen

Für die Bewertung von Osteosynthesen für Beckenfrakturen werden nach wie vor unterschiedliche biomechanische Versuchsaufbauten verwendet, die bekannte, sogenannte Einbeinstand- oder Zweibeinstand-Modelle verwenden (Tabelle 4). Diese Modelle können allerdings die Wechsellast, wie sie beim Gang auftritt, nur unzureichend abbilden.

Tabelle 4: Publikationen seit 2020, bei denen Osteosynthesen für Beckenfrakturen in biomechanischen Prüfaufbauten getestet wurden.

Einbeinstand-Modelle	Zweibeinstand-Modelle
Becker et al. (2020)	Arand et al. (2024)
Berk, Zderic, Caspar, et al. (2023); Berk, Zderic, Schwarzenberg, Drenchev, et al. (2023); Berk, Zderic, Schwarzenberg, Halvachizadeh, et al. (2023); Berk, Zderic, Schwarzenberg, Pastor, Halvachizadeh, et al. (2023); Berk, Zderic, Schwarzenberg, Pastor, Pfeifer, et al. (2023); Berk, Zderic, Varga, Schwarzenberg, Berk, et al. (2023); Berk, Zderic, Varga, Schwarzenberg, Lesche, et al. (2023)	Böhler et al. (2022)
Cavalcanti Kussmaul et al. (2024)	Chen et al. (2022)
Cintean et al. (2023)	Fan et al. (2024)
Gruneweller et al. (2024)	Gu et al. (2022)
Graul et al. (2021)	Liu et al. (2021)
Hack et al. (2020)	Sevillano-Perez et al. (2021)
Hempfen et al. (2022)	Wu et al. (2021)
Hinz et al. (2022)	
Jordan et al. (2021)	
Le Quang et al. (2020), Le Quang et al. (2021)	
M. F. Lodde et al. (2021), Moritz F. Lodde et al. (2021), Lodde et al. (2023)	
O'Neill et al. (2022)	
Richter et al. (2023)	
Wenzel et al. (2022)	
Zderic et al. (2021)	

Bei den in Tabelle 4 gelisteten Modellen werden eine Vielzahl unterschiedlicher Fixierungsmöglichkeiten für unterschiedliche Frakturen am Becken getestet.

Alle gelisteten Einbeinstand-Modelle haben gemeinsam, dass die Krafteinleitung oder die Kraftausleistung hüftgelenksnah erfolgt. Ansonsten unterscheiden sich die Setups in vielfältiger Weise: Es gibt Setups, bei denen Muskelkräfte berücksichtigt werden, bei anderen nicht. Bei vielen Setups ist mindestens eine Einspannvorrichtung (z.B. am Sakrum) so gestaltet, dass (nicht zu messende) Zwangskräfte entstehen können. Im Unterschied zum Pelvis-Setup wird in allen sogenannten Einbeinstand-Modellen die Kraft nur über eine Seite des Beckens geleitet.

Bei den Zweibeinstand-Modellen findet dagegen eine simultane Übertragung über beide Acetabuli statt. Da diese allerdings gleichzeitig belastet werden, simulieren sie nicht die Belastung beim Gehen, sondern die Belastung beim Stehen.

In Soliman et al. (2023a) und Soliman et al. (2023b) wird ein Prüfaufbau vorgestellt, der die alternierende Belastung beim Gehen auf das Becken aufbringen kann. Allerdings ist dieses Setup so ausgelegt, dass ausschließlich Frakturversorgungen am vorderen Beckenring untersucht werden können. Außerdem können nur quasi-statische Versuche durchgeführt werden, da eine Belastungsphase (ein Schritt) ca. 2 Minuten dauert.

## 6 Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks/-ziels, Schlussfolgerungen

Bisherige Versuchsaufbauten, die für biomechanische Tests am Becken verwendet werden, sind vor allem sogenannte Einbeinstand- und Zweibeinstand-Modelle. Einbeinstand-Modelle simulieren die Lastsituation, wie sie beim einbeinigen Stehen auftritt, bei Zweibeinstand-Modellen wird beidbeiniges Stehen simuliert. Gehen ist die häufigste Alltagsbelastung, der das Becken nach einer Operation ausgesetzt ist. Dabei findet eine alternierende Kraftübertragung zwischen den beiden Hüftgelenken statt. Außerdem wirken starke Muskelkräfte, die das Gehen ermöglichen und das Becken stabilisieren.

Im Rahmen dieses Projekt konnte erstmals ein Prüfaufbau realisiert werden, der diese alternierende Belastung unter Berücksichtigung von Muskelkräften dynamisch aufbringen kann. Eine besondere Herausforderung bei der Realisierung dieses Aufbaus war die Steuerung: Durch die Vielzahl der wirkenden Kräfte ist das „System Becken“ statisch überbestimmt. Gleichzeitig ist es instabil gelagert: Um keine ungewünschten und unkontrollierbaren Kräfte zu erzeugen, bieten die Hüftgelenke vor allem rotatorische Freiheitsgrade, die proximale Lagerung am Sakrum zusätzlich translatorische Freiheitsgrade in der horizontalen Ebene. Die Aufgabe der Steuerung ist, die Kräfte dynamisch (d.h. schnell) und korrekt einzustellen, die Ausrichtung des Beckens stabil zu halten und die verschiedenen Aktuatoren (insbesondere die hydraulische Prüfmaschine und die vier unterschiedlichen Schrittmotoren) zu koordinieren.

Die Ergebnisse der Validierungsstudie zeigen, dass am Kunststoff-Beckenknochen die relevanten Kräfte korrekt, dynamisch und alternierend appliziert werden können. Damit ist das Forschungsziel erfüllt, einen validen biomechanischen Versuchsaufbau zu entwickeln, der in der Lage ist, die dynamische Wechselbelastung des Beckens beim Gehen zu simulieren und dabei relevante Komponenten der Muskelkräfte zu berücksichtigen.

Außerdem wurde eine biomechanische Testserie an Osteosynthesen durchgeführt, die im Falle einer Symphysenruptur zum Einsatz kommen. Die Daten dieser Testserie werden noch weiter ausgewertet und in einer Fachzeitschrift publiziert und diskutiert werden.

Eine Symphysenruptur ist eine Verletzung, wie sie häufig bei sogenannten Open-book-Verletzungen in Folge von Hochrasanztraumata auftritt. Neben Sportverletzungen und Alltagsverletzungen (Teilnahme im Straßenverkehr) betreffen solche Verletzungen vor allem auch Arbeiter\*innen in handwerklichen Berufen mit erhöhtem Sturzrisiko. Beckenfrakturen können zu langanhaltenden Arbeitsunfähigkeiten und in aller Regel zu einer dauerhaften Minderung der Erwerbsfähigkeit führen.

Im Versuch wurde eine konventionell-fixierte mit einer winkelstabil-fixierten Symphysenplatte und einem neuartigen Fixateur Interne verglichen. Sobald die Auswertung abgeschlossen ist, kann auf die mechanischen Vor- und Nachteile der jeweiligen Versorgungsmöglichkeit eingegangen werden. Die getestete Symphysenplatte kann mit einer der beiden Schraubenarten befestigt werden. Durch den Vergleich dieser beiden unterschiedlichen Verschraubungen wird eine Empfehlung bezüglich der mechanischen Stabilität gegeben werden können. Der Fixateur Interne ist eine minimalinvasivere Versorgung als die Versorgung mit einer Platte. In der Publikation wird die mechanische Stabilität dieses Konstrukts bewertet werden. Bei einer vergleichbaren Stabilität kann dann womöglich die minimalinvasive Version der invasiveren Versorgung vorgezogen werden.

Letztendlich erweitert die Untersuchung das Wissen über die mechanische Stabilität der Versorgungsmöglichkeiten. Durch eine bessere Versorgung kommt es zu weniger Komplikationen, einer schnelleren Frakturheilung und schließlich zu einer schnelleren Wiederherstellung der Funktionen des/der Verunfallten. Dadurch können, im Sinne der gesetzlichen Unfallversicherungen, Arbeitnehmer\*innen nach einem Unfall schneller wieder eingegliedert werden.

## 7 Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan

### Publikation der Ergebnisse

Die Ergebnisse dieses umfangreichen Projekts werden in zwei Publikationen in Fachzeitschriften veröffentlicht. Die Einreichung beider Manuskripte ist im Laufe des Jahres 2025 geplant.

- Der Prüfaufbau an sich, die Funktionsweise, die berücksichtigten Kräfte und Randbedingungen, die Durchführung und die Ergebnisse der Validierungsversuche werden im ersten Beitrag veröffentlicht. Dieses Manuskript wird im „Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik“, ISSN: 1862-278X eingereicht.
- Im zweiten Manuskript werden die Versuche zu den unterschiedlichen Fixierungsmöglichkeiten (konventionell verschraubte Platte, winkelstabil verschraubte Platte, Fixateur Interne) im Falle einer Symphysefraktur beschrieben.

### Verwendung des neuen Prüfstands für Testung weiterer Osteosynthesen

Der im Rahmen dieses Projekts aufgebaute Prüfstand kann für weitere Anwendungen zur Testung von Osteosynthesen am Becken verwendet werden. Aktuell sind wir im Austausch mit der Firma I.T.S. GmbH (Lassnitzhöhe/Graz, Österreich). Deren Acetabulumplatte mit winkelstabiler Abstützung kann, wie die Symphysenplatten, sowohl mit konventionellen als auch mit winkelstabilen Schrauben verschraubt werden. Die Unterschiede in der Stabilität bei der jeweiligen Verschraubung sollen identifiziert werden, indem Humanpräparate entsprechend versorgt werden und im Pelvis-Aufbau mechanisch getestet werden. Ein erstes Treffen mit den Projektpartnern ist bereits im November 2024 geplant, um die Forschungsfrage genauer zu definieren und das weitere Vorgehen und den Zeitplan zu bestimmen.

### weitergehendes Forschungsprojekt

Im Rahmen dieses Projekts mussten an den eigens hergestellten Kunststoffknochen Seile befestigt werden, um die Muskelkräfte auf die entsprechenden Knochen übertragen zu können. Wie beschrieben, wurden dazu Versuche für stabile Verankerungsmöglichkeiten durchgeführt. Gleichzeitig wurde festgestellt, dass die in anderen biomechanischen Versuchen verwendeten Muskelbefestigungen oftmals stark vereinfacht sind und nicht die physiologischen Gegebenheiten repräsentieren. Auch bei den in diesem Projekt gewählten Verankerungsmöglichkeiten werden die Muskelkräfte punktuell auf die Knochen aufgebracht und versteifen den Knochen durch das Einbringen einer Titanschraube (anteriore Muskelzüge) bzw. schwächen ihn durch Bohrlöcher (Befestigung der posterioren Muskelzüge).

Die Entwicklung von Muskelverankerungen, die eine physiologischere, flächigere Kraftübertragung von Muskelzug auf den Knochen ermöglichen, würde über dieses Projekt hinausgehen. Außerdem sind die Muskelverankerungen am Os Ilium von der Fraktur an der Symphyse geometrisch relativ weit entfernt, weshalb die zusätzliche Versteifung durch die eingebrachte Titanschraube einen geringen Einfluss auf die mechanischen Verhältnisse in Symphysennähe haben sollte.

Um für zukünftige biomechanische Versuche, bei denen Muskelkräfte einen relevanten Einfluss auf die Lastsituation am Knochen haben, eine physiologische Krafteinleitung von Muskelkräften realisieren zu können, wurde ein Förderantrag gestellt. Dieser wurde von der Paracelsus Medizinischen Privatuniversität Salzburg genehmigt und wird im Zeitraum von 01.03.2024 – 28.02.2025 bearbeitet. Somit kann die im DGUV-Projekt aufgekommene Forschungsfrage bearbeitet werden, was zukünftig zu einer weiteren Verbesserung von Frakturversorgungen führen kann.

## 8 Referenzen

- Arand, C., Hartung, C., Mehler, D., Gercek, E., Wollstadter, J., Wagner, D., & Rommens, P. M. (2024). Biomechanical evaluation of an experimental internal ring fixator (RingFix) for stabilization of pelvic ring injuries on an osteoporotic bone model. *Sci Rep*, 14(1), 20823. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-71138-3>
- Becker, J., Winkler, M., von Rüden, C., Bliven, E., Augat, P., & Resch, H. (2020). Comparison of two reinforcement rings for primary total hip arthroplasty addressing displaced acetabular fractures: a biomechanical analysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00402-020-03433-3>
- Bergmann, G., Bender, A., Dymke, J., Duda, G., & Damm, P. (2016). Standardized Loads Acting in Hip Implants. *PLoS One*, 11(5), e0155612. <https://doi.org/https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155612>
- Berk, T., Zderic, I., Caspar, J., Schwarzenberg, P., Pastor, T., Halvachizadeh, S., Makelov, B., Richards, G., Pape, H. C., & Gueorguiev, B. (2023). A Novel Implant for Superior Pubic Ramus Fracture Fixation-Development and a Biomechanical Feasibility Study. *Medicina (Kaunas)*, 59(4). <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/medicina59040740>
- Berk, T., Zderic, I., Schwarzenberg, P., Drenchev, L., Skulev, H. K., Pfeifer, R., Pastor, T., Richards, G., Gueorguiev, B., & Pape, H. C. (2023). Antegrade Posterior Column Acetabulum Fracture Screw Fixation via Posterior Approach: A Biomechanical Comparative Study. *Medicina (Kaunas)*, 59(7). <https://doi.org/10.3390/medicina59071214>
- Berk, T., Zderic, I., Schwarzenberg, P., Halvachizadeh, S., Teuben, M., Richards, G., Gueorguiev, B., & Pape, H. C. (2023). Cerclage augmentation of S1-S2 transsacral screw fixation in osteoporotic posterior pelvis ring injuries: A biomechanical feasibility study. *J Orthop Res*. <https://doi.org/10.1002/jor.25634>
- Berk, T., Zderic, I., Schwarzenberg, P., Pastor, T., Halvachizadeh, S., Richards, G., Gueorguiev, B., & Pape, H. C. (2023). Is a Washer a Mandatory Component in Young Trauma Patients with S1-S2 Iliosacral Screw Fixation of Posterior Pelvis Ring Injuries? A Biomechanical Study. *Medicina (Kaunas)*, 59(8). <https://doi.org/10.3390/medicina59081379>
- Berk, T., Zderic, I., Schwarzenberg, P., Pastor, T., Pfeifer, R., Halvachizadeh, S., Richards, G., Gueorguiev, B., & Pape, H. C. (2023). Simulated full weight bearing following posterior column acetabular fracture fixation: a biomechanical comparability study. *J Orthop Surg Res*, 18(1), 401. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-03879-2>
- Berk, T., Zderic, I., Varga, P., Schwarzenberg, P., Berk, K., Gruneweller, N., Pastor, T., Halvachizadeh, S., Richards, G., Gueorguiev, B., & Pape, H. C. (2023). Substitutional semi-rigid osteosynthesis technique for treatment of unstable pubic symphysis injuries: a biomechanical study. *Eur J Trauma Emerg Surg*. <https://doi.org/10.1007/s00068-023-02333-6>
- Berk, T., Zderic, I., Varga, P., Schwarzenberg, P., Lesche, F., Halvachizadeh, S., Richards, G., Gueorguiev, B., & Pape, H. C. (2023). Evaluation of Cannulated Compression Headless Screw (CCHS) as an alternative implant in comparison to standard S1-S2 screw fixation of the posterior pelvis ring: a biomechanical study. *BMC Musculoskelet Disord*, 24(1), 215. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s12891-023-06312-1>
- Böhler, C., Benca, E., Hirtler, L., Kolarik, F., Zalaudek, M., Mayr, W., & Windhager, R. (2022). A biomechanical in-vitro study on an alternative fixation technique of the pubic symphysis for open book injuries of the pelvis. *Injury*, 53(2), 339-345. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.11.050>
- Bommas-Ebert, U., Teubner, P., & Voß, R. (2011). *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*.
- Cavalcanti Kussmaul, A., Baur, N., Wulf, J., Greiner, A., Neudeck, R., Kistler, M., Neuerburg, C., Bocker, W., & Becker, C. A. (2024). Motion preservation for open book injuries of the pubic symphysis - a biomechanical cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg*. <https://doi.org/10.1007/s00402-024-05390-7>
- Chen, H., Ding, C., Liu, Y., Kong, Z., Chang, S., Huang, F., Li, H., Guo, Q., Yang, Y., Zhong, H., & Yang, S. (2022). A clinical and biomechanical comparison of INFIX plus single versus double sacroiliac screw fixation for unstable pelvic ring injury. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 17(1). <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s13018-022-03133-1>
- Cintean, R., Fritzsche, C., Zderic, I., Gueorguiev-Ruegg, B., Gebhard, F., & Schutze, K. (2023). Sacroiliac versus transiliac-transsacral screw osteosynthesis in osteoporotic pelvic fractures: a biomechanical comparison. *Eur J Trauma Emerg Surg*. <https://doi.org/10.1007/s00068-023-02341-6>

- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng*, 54(11), 1940-1950. <https://doi.org/https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- DGUV. (2024). Statistik Arbeitsunfallgeschehen 2023. *Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e. V. (DGUV)*. <https://publikationen.dguv.de/DguvWebcode/index/query/p022636>
- Fan, S., Luo, H., Chen, S., Xiang, H., Mai, Q., Zhu, Z., Chen, Y., Hou, Z., Chen, W., Zhu, Q., & Zhang, Y. (2024). Effect of different lumbar-iliac fixation and sacral slope for Tile C1.3 pelvic fractures: a biomechanical study. *J Orthop Traumatol*, 25(1), 32. <https://doi.org/10.1186/s10195-024-00776-0>
- Graul, I., Marintschev, I., Pizanis, A., Herath, S. C., Pohlemann, T., & Fritz, T. (2021). The effect of an infra-acetabular screw for anatomically shaped three-dimensional plate or standard plate designs in acetabulum fractures: a biomechanical analysis. *Eur J Trauma Emerg Surg*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00068-021-01805-x>
- Gruneweller, N., Leunig, J., Zderic, I., Gueorguiev, B., Colcuc, C., Wahnert, D., & Vordemvenne, T. (2024). Lumbopelvic Stabilization with Two Methods of Triangular Osteosynthesis: A Biomechanical Study. *J Clin Med*, 13(16). <https://doi.org/10.3390/jcm13164744>
- Gu, F., Zhang, J., Sui, Z., Zhang, K., Xie, X., & Yu, T. (2022). Minimally Invasive Percutaneous TightRope(R) System Fixation for an Unstable Posterior Pelvic Ring: Clinical Follow-up and Biomechanical Studies. *Orthop Surg*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/os.13261>
- Hack, J., Kranz, Y., Knauf, T., Baumlein, M., Malcherczyk, D., Ruchholtz, S., & Oberkircher, L. (2020). Stability of internal versus external fixation in osteoporotic pelvic fractures - a biomechanical analysis. *Injury*, 51(11), 2460-2464. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.08.017>
- Hempfen, E. C., Wheatley, B. M., Schimoler, P. J., Kharlamov, A., Melvin, P. R., Miller, M. C., Altman, G. T., Altman, D. T., & Westrick, E. R. (2022). A biomechanical comparison of superior ramus plating versus intramedullary screw fixation for unstable lateral compression pelvic ring injuries(,,). *Injury*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2022.09.027>
- Hinz, N., Baumeister, D., Dehoust, J., Munch, M., Frosch, K. H., Augat, P., & Hartel, M. J. (2024). The infraacetabular screw versus the antegrade posterior column screw in acetabulum fractures with posterior column involvement: a biomechanical comparison. *Arch Orthop Trauma Surg*. <https://doi.org/10.1007/s00402-024-05324-3>
- Hinz, N., Dehoust, J., Munch, M., Seide, K., Barth, T., Schulz, A. P., Frosch, K. H., & Hartel, M. J. (2022). Biomechanical analysis of fixation methods in acetabular fractures: a systematic review of test setups. *Eur J Trauma Emerg Surg*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00068-022-01936-9>
- Hollensteiner, M., Sandriesser, S., Libert, J., Spitzer-Vanech, L., Baumeister, D., Greinwald, M., Muhling, M., & Augat, P. (2024). Biomechanical validation of novel polyurethane-resin synthetic osteoporotic femoral bones in axial compression, four-point bending and torsion. *Med Eng Phys*, 130, 104210. <https://doi.org/10.1016/j.medengphys.2024.104210>
- Hollensteiner, M., Traweger, A., & Augat, P. (2024). Anatomic variability of the human femur and its implications for the use of artificial bones in biomechanical testing. *Biomed Tech (Berl)*, 69(6), 551-562. <https://doi.org/10.1515/bmt-2024-0158>
- Jordan, M. C., Jackle, V., Scheidt, S., Gilbert, F., Holscher-Doht, S., Ergun, S., Meffert, R. H., & Heintel, T. M. (2021). Trans-obturator cable fixation of open book pelvic injuries. *Sci Rep*, 11(1), 13463. <https://doi.org/https://doi.org/10.1038/s41598-021-92755-2>
- Khoo, B., Goh, J., & Bose, K. (1995). A biomechanical model to determine lumbosacral loads during single stance phase in normal gait. *Medical engineering & physics*, 17(1), 27-35.
- Klinger, S., Greinwald, M., Augat, P., & Hollensteiner, M. (2020). Mechanical and Morphometric Characterization of Custom-Made Trabecular Bone Surrogates. In BGU (Ed.).
- Le Quang, H., Schmoelz, W., Lindtner, R. A., Dammerer, D., Schwendinger, P., & Krappinger, D. (2021). Single column plate plus other column lag screw fixation vs. both column plate fixation for anterior column with posterior hemitransverse acetabular fractures - a biomechanical analysis using different loading protocols. *Injury*, 52(4), 699-704. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.12.041>
- Le Quang, H., Schmoelz, W., Lindtner, R. A., Schwendinger, P., Blauth, M., & Krappinger, D. (2020). Biomechanical comparison of fixation techniques for transverse acetabular fractures - Single-leg stance vs. sit-to-stand loading. *Injury*, 51(10), 2158-2164. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.07.008>

- Liu, L., Zeng, D., Fan, S., Peng, Y., Song, H., Jin, D., & Zeng, L. (2021). Biomechanical study of Tile C3 pelvic fracture fixation using an anterior internal system combined with sacroiliac screws. *J Orthop Surg Res*, 16(1), 225. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s13018-021-02348-y>
- Lodde, M. F., Fischer, T. M., Riesenbeck, O., Rosslenbroich, S., Katthagen, J. C., Rometsch, D., Gunes, D., Schneider, M., Raschke, M. J., & Liljenqvist, U. (2023). Analysis of the Spinopelvic Parameters in Patients with Fragility Fractures of the Pelvis. *J Clin Med*, 12(13). <https://doi.org/10.3390/jcm12134445>
- Lodde, M. F., Katthagen, J. C., Schopper, C. O., Zderic, I., Richards, G., Gueorguiev, B., Raschke, M. J., & Hartensuer, R. (2021). Biomechanical Comparison of Five Fixation Techniques for Unstable Fragility Fractures of the Pelvic Ring. *Journal of Clinical Medicine*, 10(11), 2326. <https://www.mdpi.com/2077-0383/10/11/2326>
- Lodde, M. F., Katthagen, J. C., Schopper, C. O., Zderic, I., Richards, R. G., Gueorguiev, B., Raschke, M. J., & Hartensuer, R. (2021). Does Cement Augmentation of the Sacroiliac Screw Lead to Superior Biomechanical Results for Fixation of the Posterior Pelvic Ring? A Biomechanical Study. *Medicina (Kaunas)*, 57(12). <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/medicina57121368>
- Nuber, S., Ovalle, D., Forch, S., Plath, J., Nuber, M., & Mayr, E. (2019). [Three-point buttressing with internal fixator for minimally invasive stabilization of the anterior pelvic ring : Operative technique and first clinical results]. *Unfallchirurg*, 122(11), 870-879. <https://doi.org/10.1007/s00113-018-0599-z> (Die Dreipunktstützung mittels Fixateur interne zur minimalinvasiven Stabilisierung des vorderen Beckenrings : Operative Technik und erste klinische Ergebnisse.)
- Nusser, M., Holstiege, J., Kaluscha, R., Tepohl, L., Stuby, F., Röderer, G., & Krischak, G. (2015). Berufliche Wiedereingliederung nach Becken- und Azetabulumfrakturen. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 153(03), 282-288. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1396261>
- O'Neill, D. E., Bradley, H. R., Hull, B., Pierce, W., Grewal, I. S., Starr, A. J., & Sathy, A. (2022). Percutaneous screw fixation of the pubic symphysis versus plate osteosynthesis: a biomechanical study. *OTA Int*, 5(4), e215. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1097/OI9.0000000000000215>
- Olson, S. A., Marsh, J. L., Anderson, D. D., & Latta Pe, L. L. (2012). Designing a biomechanics investigation: choosing the right model. *J Orthop Trauma*, 26(12), 672-677. <https://doi.org/https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3182724605>
- Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 63(10), 2068-2079. <https://doi.org/https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891>
- Richter, J., Ciric, D., Kalchschmidt, K., D'Aurelio, C., Kabir, K., Dauwe, J., & Gueorguiev, B. (2023). Advances in fixation strength of reorienting rectangular triple pelvic innominate osteotomies - A biomechanical investigation of two screw fixation techniques. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 108, 106065. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.106065>
- Schröder, M., Gottschling, H., Reimers, N., Hauschild, M., & Burgkart, R. (2014). Automated Morphometric Analysis of the Femur on Large Anatomical Databases with Highly Accurate Correspondence Detection. *Open Medicine Journal*, 1(1), 15-22. <https://doi.org/10.2174/1874220301401010015>
- Sevillano-Perez, E., Postigo Pozo, S., Guerado, E., Zamora-Navas, P., & Prado-Novoa, M. (2021). Biomechanical models of in vitro constructs for spinopelvic osteosynthesis. *Injury*, 52 Suppl 4, S16-S21. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.02.059>
- Soliman, A., Ricci, P. L., Kedziora, S., Kelm, J., Gerich, T., & Maas, S. (2023a). Developing a Biomechanical Testing Setup of the Pelvis-Part I: Computational Design of Experiments. *J Biomech Eng*, 145(10). <https://doi.org/10.1115/1.4062538>
- Soliman, A., Ricci, P. L., Kedziora, S., Kelm, J., Gerich, T., & Maas, S. (2023b). Developing a Biomechanical Testing Setup of the Pelvis-Part II: Experimental Testing. *J Biomech Eng*, 145(10). <https://doi.org/10.1115/1.4062578>
- Wenzel, L., Sandriesser, S., Glowalla, C., Gueorguiev, B., Perl, M., Stuby, F. M., Augat, P., & Hungerer, S. (2022). Biomechanical comparison of acetabular fracture fixation with stand-alone THA or in combination with plating. *Eur J Trauma Emerg Surg*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00068-021-01872-0>
- Wu, H., Song, C., Shang, R., Shao, Q., Liu, X., Zhang, H., & Cai, X. (2021). Double column acetabular fractures fixation using a novel dynamic anterior plate-screw system: A biomechanical analysis. *Injury*, 52(3), 407-413. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.10.066>
- Zderic, I., Wagner, D., Schopper, C., Lodde, M., Richards, G., Gueorguiev, B., Rommens, P., & Acklin, Y. P. (2021). Screw-in-screw fixation of fragility sacrum fractures provides high stability without loosening—

biomechanical evaluation of a new concept. *Journal of Orthopaedic Research*<sup>®</sup>, 39(4), 761-770.  
<https://doi.org/https://doi.org/10.1002/jor.24895>

## 9 Anhang/Anhänge

### Platte + konventionelle Schrauben

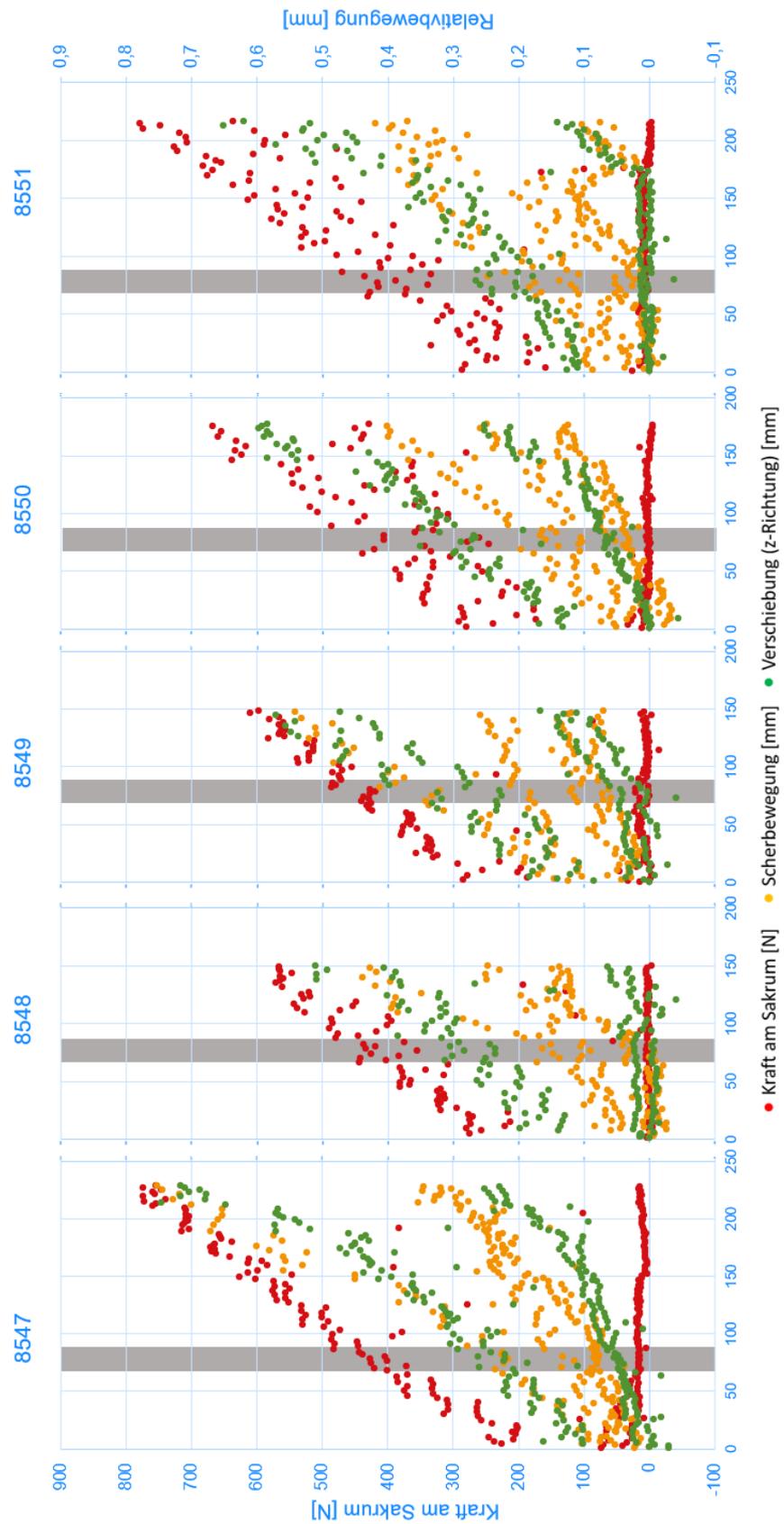


Abbildung 24: Auswertung der Relativbewegungen an der Symphyse bei den fünf Proben (Nr. 8547-8551) der Gruppe „Platte und konventionelle Schrauben“. Grau hinterlegt: Die größte Laststufe, die bei allen Messungen erreicht wurde, ohne dass eine Fraktur auftrat.

### Platte + winkelstabile Schrauben

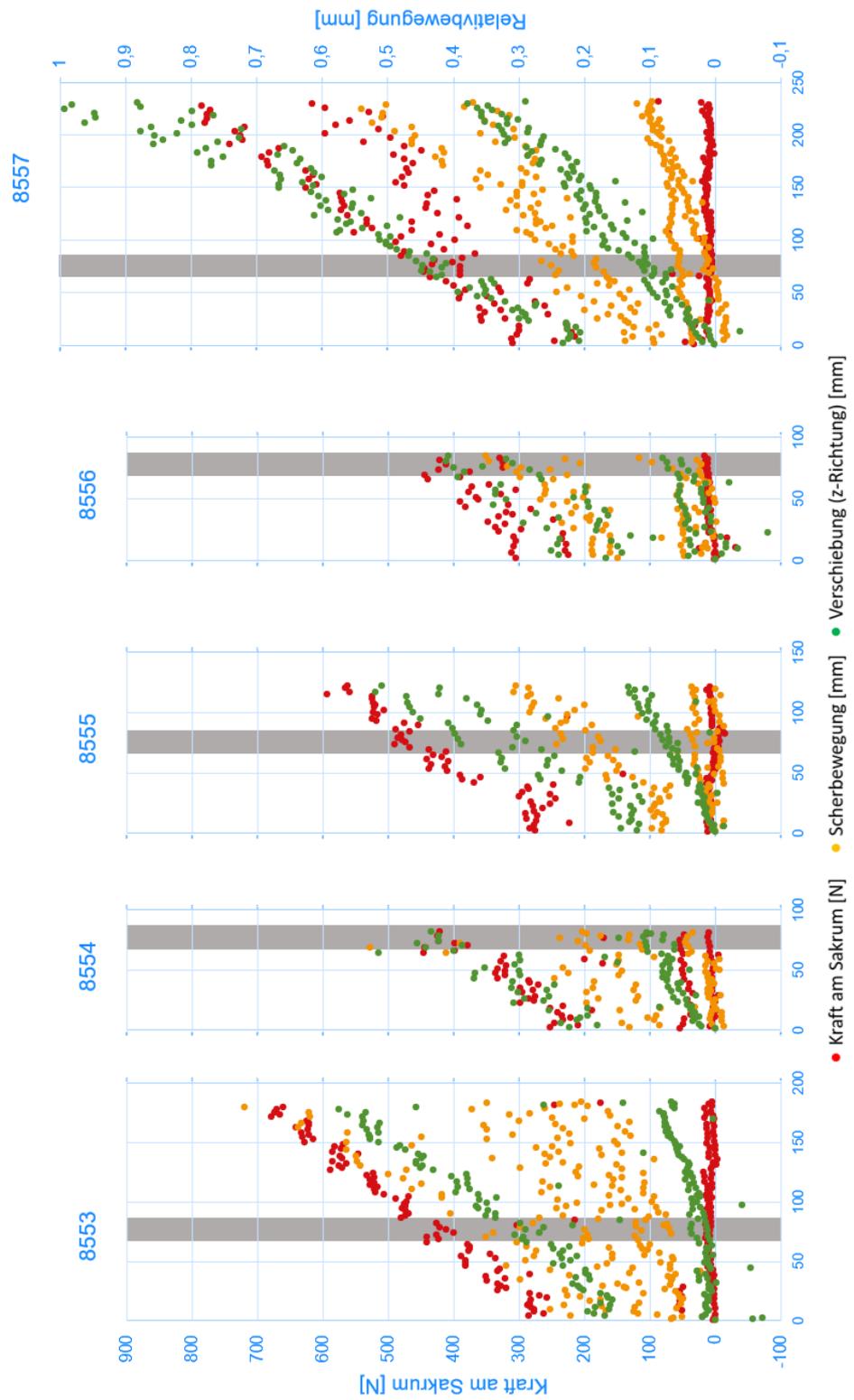


Abbildung 25: Auswertung der Relativbewegungen an der Symphyse bei den fünf Proben (Nr. 8553-8557) der Gruppe „Platte und winkelstabile Schrauben“. Grau hinterlegt: Die größte Laststufe, die bei allen Messungen erreicht wurde, ohne dass eine Fraktur auftrat.

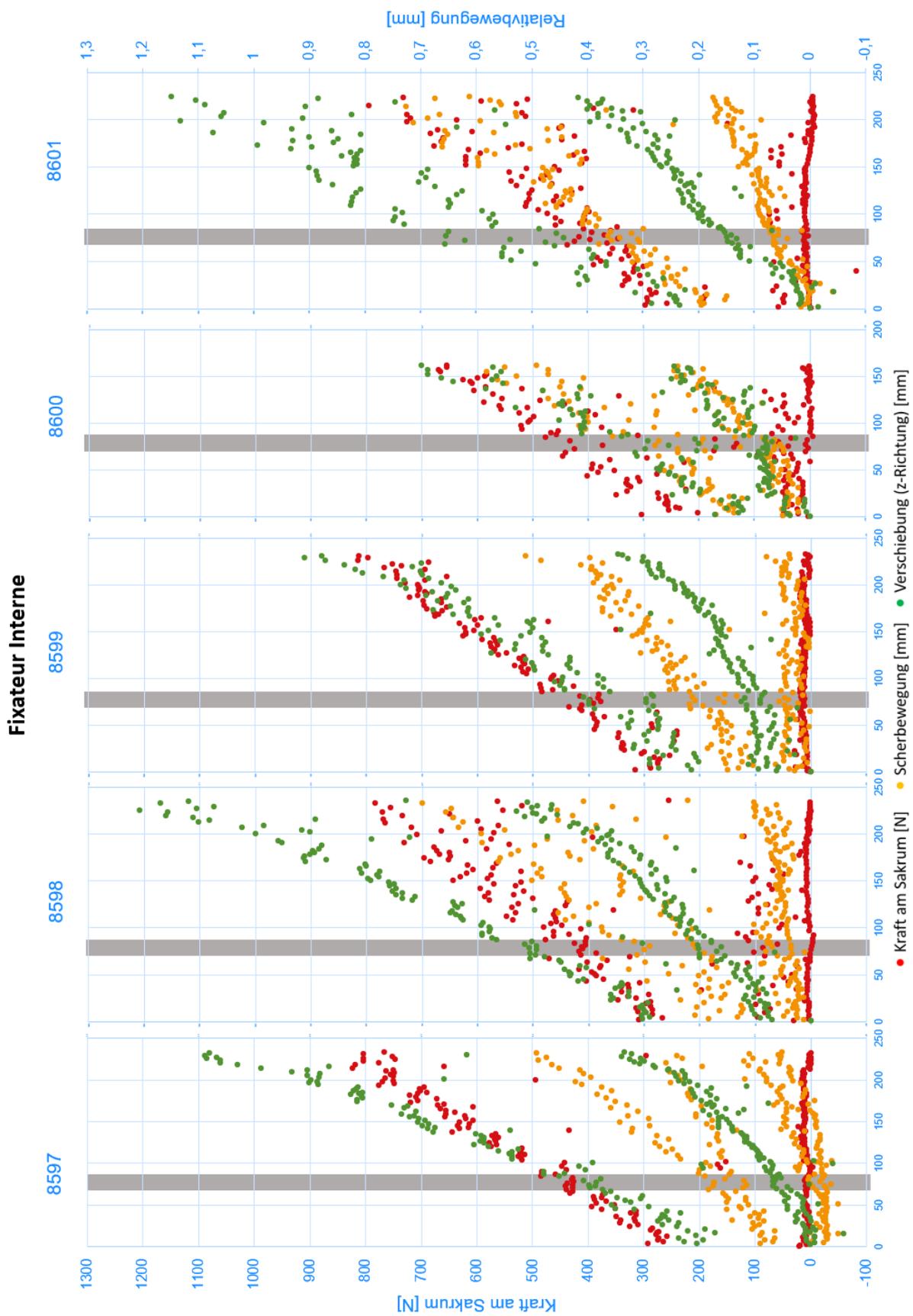


Abbildung 26: Auswertung der Relativbewegungen an der Symphyse bei den fünf Proben (Nr. 8597-8601) der Gruppe „Fixateur Interne“. Grau hinterlegt: Die größte Laststufe, die bei allen Messungen erreicht wurde, ohne dass eine Fraktur auftrat.