

**Diplomarbeit**

**Computerunterstützte Analyse der optimalen  
Pinpositionen bei supraacetabulärer Fixateur  
externe Montage**

eingereicht von

**Paul Schimmerl**

Mat.Nr.: 0433329

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der gesamten Heilkunde**

**(Dr. med. univ.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Unfallchirurgie**

unter der Anleitung von

**Priv.-Doz. Dr. med. univ. Wolfgang Pichler**

**Dr. med. univ. Paul Puchwein**

Ort, Datum .....

(Unterschrift)

### *Eidesstattliche Erklärung*

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am .....*

*Unterschrift*

# **Danksagung**

Ich bedanke mich bei meinen Betreuern der Universitätsklinik für Unfallchirurgie am LKH Graz, Herrn Priv.-Doz. Dr. med. univ. Wolfgang Pichler und Herrn Dr. med univ. Paul Puchwein, für die Bereitstellung des Themas und die fachliche Unterstützung bei der Ausarbeitung dieser Diplomarbeit.

Weiters danke ich allen Freunden und denjenigen die mich auf meinem Weg durch das Studium begleitet und unterstützt haben.

Besonders herzlich danken und diese Arbeit widmen möchte ich meinen Eltern, meiner Familie und meiner Partnerin, die mir ein solches Studium und dessen Beendigung erst ermöglicht haben.

# Zusammenfassung

Beckenfrakturen zählen zwar allgemein zu weniger häufigen Verletzungen, sie treten jedoch in 25% der Fälle polytraumatisch verletzter Patienten auf und haben dann eine Letalität von 40%. Deshalb haben Qualität und Zeit der Versorgung einen großen Einfluss auf das Überleben und die Prognose des Patienten.

Eine Möglichkeit sowohl zur primären als auch zur endgültigen Versorgung von Beckenringfrakturen stellt die Montage eines Fixateur externe dar. Hier wurden im Laufe der Zeit verschiedene Fixationsmodelle am Beckenknochen entwickelt, wobei heutzutage der supraacetabuläre Fixateur externe die am häufigsten verwendete Methode zur primären Notfallstabilisierung komplexer Beckenfrakturen darstellt. Ein entscheidender Faktor für die Qualität der Stabilisierung des Beckens ist die korrekte Lage der beidseitig eingebrachten supraacetabulären Pins des Fixateur externe.

In dieser Diplomarbeit wurde einerseits untersucht wie lang der im Beckenknochen liegende Teil des Pins ist, wenn er an der Spina iliaca anterior inferior eingebracht wird und mit der Spitze in der Kortikalis der Incisura ischiadica major zu liegen kommt. Weiters wurden Vermessungen des transversalen Einbringungswinkels des supraacetabulär fixierten Pins im Bezug zur Median-Sagittal-Ebene durchgeführt.

Die Abmessungen der Beckenknochenverhältnisse wurden an Polytrauma-CT-Aufnahmen von 49 Patienten durchgeführt. Dabei wurde sowohl mit den klassischen CT-Schnittbildern, als auch mit dreidimensionalen Rekonstruktionen der Beckenknochen mit Hilfe der Computersoftware Mimics®, gearbeitet.

Die gewonnenen Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Becken sowohl die Schraubenlänge, als auch

den Einbringungswinkel betreffend. Bei einer durchschnittlichen Schraubenlänge von 80,39 mm zeigten sich bei Männern durchschnittliche Werte von 82,66 mm, bei Frauen eine durchschnittliche Länge von 74,10 mm. Für den Einbringungswinkel wurde ein Durchschnittswert aller Patienten von 21,83° ermittelt, wobei die Durchschnittswerte bei Männern mit 22,59° und bei Frauen mit 19,74° auch hier eine signifikante Korrelation zwischen dem Geschlecht und dem ermittelten Pinparameter zeigten.

In der Literatur findet sich bislang keine vergleichbar exakte computerunterstützte Methodik zur Vermessung der Beckenknochenverhältnisse, mit besonderem Augenmerk auf geschlechtsspezifische Unterschiede und praxisrelevanten Ergebnissen bei der Montage eines supraacetabulären Fixateur externe.

# Abstract

Although pelvic fractures are generally rare injuries, they are found in 25% of polytrauma patients and have a letality rate of 40%. Because of that, the quality and time of the therapy have a major influence on the patient's survival and prognosis. External fixation is one possibility for primary and also definite treatment of pelvic ring fractures. Over time different models for external fixation were developed, while nowadays the supraacetabular external fixation is the most commonly used method for primary intervention of extensive pelvic fractures. The correct bilateral placement of the supraacetabular pin is a determining factor for the quality of stabilization.

This thesis focuses on the length of the intraosseous part of the pin, using the insertion technique from the SIAI to the cortical part of the incisura ischiadica major. We also measured the angle of insertion of the supraacetabular pin in transversal plane.

All measurements were performed using 64-slice CT scans and the 3D-reconstruction software Mimics®.

The results showed significant differences between male and female pelvic bones, concerning both, pin length and insertion angle. The mean pin length was 80.39 mm, whereas in male patients the mean length was significantly higher (82.66 mm vs. 74.10 mm in female patients). The insertion angle in all patients was on average 21.83°, with a male average of 22.59° and an average of 19.74° in female patients, also showing a significant correlation between the gender and the determined parameters of the pin.

We found no other study showing comparable results with this accuracy or emphasizing gender specific differences. In addition our study provides hands-on recommendations for optimal insertion of supraacetabular pins.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Danksagung.....</b>	<b>3</b>
<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>4</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>6</b>
<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>7</b>
<b>1.1 Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>10</b>
<b>1.2 Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>12</b>
<b>1.3 Abkürzungen.....</b>	<b>13</b>
<b>2 Einleitung.....</b>	<b>14</b>
<b>2.1 Anatomische und Biomechanische Grundlagen.....</b>	<b>14</b>
2.1.1 Anatomie und Morphologie des Beckens .....	14
2.1.1.1 Knöcherner Anteil.....	14
2.1.1.2 Bandapparat und Gelenke.....	17
2.1.1.3 Nerven und Gefäße.....	19
2.1.1.4 Muskulatur.....	22
<i>Dorsale Hüftmuskulatur.....</i>	<i>22</i>
<i>Ventrale Hüftmuskulatur.....</i>	<i>22</i>
<i>Adduktoren des Oberschenkels.....</i>	<i>23</i>
<i>Dorsale Oberschenkelmuskulatur.....</i>	<i>23</i>
<i>Ventrale Oberschenkelmuskulatur.....</i>	<i>23</i>
2.1.1.5 Geschlechtsunterschiede.....	24
2.1.2 Biomechanische Grundlagen.....	25
2.1.2.1 Biomechanik des gesunden Beckenringes.....	25
2.1.2.2 Biomechanik bei Verletzungen des Beckenringes.....	27
<i>Anteriposteriore Kompression.....</i>	<i>27</i>
<i>Laterale Kompression.....</i>	<i>28</i>
2.1.2.3 Vertikale Abscherung („vertical shear“ – Verletzung).....	29

2.1.2.4 Stabilisierung des Beckens in der Transversalen.....	30
<b>2.2 Epidemiologie, Klassifikation und Diagnostik von Beckenringverletzungen.....</b>	<b>33</b>
2.2.1 Epidemiologie.....	33
2.2.2 Diagnostik.....	34
2.2.3 Klassifikation.....	38
2.2.3.1 Typ-A-Verletzung.....	38
2.2.3.2 Typ-B-Verletzung.....	39
2.2.3.3 Typ-C-Verletzung.....	40
2.2.3.4 Sakrumfrakturen.....	42
2.2.4 Häufige Begleitverletzungen – Komplexes Beckentrauma....	42
2.2.5 Prognose von Beckenverletzungen.....	45
<b>2.3 Therapie von Beckenfrakturen.....</b>	<b>47</b>
2.3.1 Historische Entwicklung.....	47
2.3.2 Notfallbehandlung komplexer Beckenfrakturen.....	49
2.3.3 Beckenzwinge.....	49
2.3.4 Fixateur externe.....	50
2.3.4.1 Montageprinzip des Beckenfixateurs.....	51
2.3.4.2 Indikation.....	53
2.3.4.3 Anlagetechnik der supraacetabulären Schraubenplatzierung.....	53
2.3.4.4 Komplikationen.....	54
2.3.4.5 Nachteile und Alternativmethoden.....	55
2.3.4.6 Nachbehandlung.....	55
2.3.5 Therapie von unkomplizierten Beckenringverletzungen .....	56
2.3.5.1 Typ-A-Verletzungen.....	56
2.3.5.2 Typ-B-Verletzungen.....	56
2.3.5.3 Typ-C-Verletzungen.....	57
2.3.5.4 Frakturen des Os sacrum.....	58
2.3.5.5 Komplikationen .....	58

2.3.5.6 Prophylaxe.....	59
2.3.5.7 Postoperative Nachbehandlung.....	60
2.3.5.8 Prognose.....	60
<b>3 Zielsetzung, Material und Methoden .....</b>	<b>62</b>
<b>3.1 Ermittlung der Schraubenlänge.....</b>	<b>65</b>
<b>3.2 Ermittlung des Einbringungswinkels.....</b>	<b>67</b>
<b>4 Ergebnisse.....</b>	<b>69</b>
<b>4.1 Schraubenlänge.....</b>	<b>69</b>
4.1.1 Geschlechtsspezifische Ergebnisse.....	69
4.1.2 Untersucherspezifische Ergebnisse.....	70
<b>4.2 Einbringungswinkel.....</b>	<b>72</b>
4.2.1 Geschlechtsspezifische Ergebnisse.....	72
4.2.2 Untersucherspezifische Ergebnisse.....	74
<b>5 Diskussion.....</b>	<b>76</b>
<b>5.1 Resumé.....</b>	<b>84</b>
<b>6 Literaturverzeichnis.....</b>	<b>85</b>

## 1.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Os coxae von lateral. Y-förmige Wachstumsfuge im Acetabulum. (modifiziert n. Gray).....	15
Abbildung 2: Ossäre Strukturen des männlichen Beckens.....	16
Abbildung 3: Bandstrukturen am Becken von vorne (li.) und hinten (re.) [modifiziert n. Gray].....	17
Abbildung 4: Plexus lumbosacralis und große Gefäße des Beckens.....	21
Abbildung 5: Weibliches Becken und seine Durchmesser.....	24
Abbildung 6: Pyramidenmodell der Kraftverteilung im Zweibeinstand. Druckkräfte sind blau und Zugkräfte rot dargestellt.....	26
Abbildung 7: Symphysensprengung bei einer open-book-Verletzung.....	28
Abbildung 8: Verletzungsmuster bei lateraler Kompression.....	29
Abbildung 9: Einseitige vertical-shear-Verletzung.....	30
Abbildung 10: Stabilisierung des Beckens in der Transversalen. Musculus glutaeus medius (MF), Musculus tensor fasciae latae (TLF), Teilkörpergewicht (P);.....	31
Abbildung 11: Duchenne-Trendelenburg-Zeichen.....	32
Abbildung 12: T-POD (Trauma Pelvic Orthodic Device).....	35
Abbildung 13: Standardröntgenaufnahmen in a.p.-Richtung, Inlet und Outlet. .....	36
Abbildung 14: Notfallalgorithmus Becken nach Weinberg und Tscherne.....	37
Abbildung 15: Typ-A-Verletzung nach AO-Klassifikation.....	39
Abbildung 16: Typ-B-Verletzung nach AO-Klassifikation.....	40
Abbildung 17: Typ-C-Verletzung nach AO-Klassifikation.....	41
Abbildung 18: Anlage einer Beckenzwinge zur Notfallstabilisierung.....	50
Abbildung 19: Prinzip der doppelten Fixation.....	51

Abbildung 20: Möglichkeiten der Schraubenplatzierung.....	52
Abbildung 21: Altersverteilung.....	62
Abbildung 22: Geschlechtsverteilung.....	63
Abbildung 23: Arbeitsoberfläche der Bildbearbeitungssoftware MIMICS® (Materialise, Leuven, Belgien).....	64
Abbildung 24: Definition der Punkte "ac1_ant" und "ac1_post" zur Ermittlung der Länge der Schanz-Schrauben.....	66
Abbildung 25: Wahl der Punkte "prom", "s2" und "sym" und Konstruktion der Median-Sagittal-Ebene.....	67
Abbildung 26: Konstruktion des Punktes "ac1_hilfe".....	68
Abbildung 27: Boxplot geschlechtsspezifische Schraubenlänge "ac1_schr"....	70
Abbildung 28: Boxplot untersucherspezifische Schraubenlänge "ac1_schr"....	71
Abbildung 29: Boxplot geschlechtsspezifischer Einbringungswinkel "ac1_trans" .....	73
Abbildung 30: Boxplot untersucherspezifischer Einbringungswinkel "ac1_trans" .....	74

## 1.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Messergebnisse Schraubenlänge "ac1_schr".....	70
Tabelle 2: Interobserver-Variabilität der Messungen für "ac1_schr".....	72
Tabelle 3: Messergebnisse Einbringungswinkel "ac1_trans".....	73
Tabelle 4: Interobserver-Variabilität der Messungen für "ac1_trans".....	75
Tabelle 5: CT-Messungen bei Solomon et al. [64].....	79
Tabelle 6: Calipermessungen bei Solomon et al. [64].....	79

## 1.3 Abkürzungen

<i>AO</i>	<i>Arbeitsgesellschaft für Osteosynthesefragen</i>
<i>ATLS</i>	<i>Advanced Trauma Life Support</i>
<i>DGU</i>	<i>Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie</i>
<i>IIM</i>	<i>Incisura ischiadica major</i>
<i>ISG</i>	<i>Iliosakralgelenk</i>
<i>SIAI</i>	<i>Spina iliaca anterior inferior</i>
<i>SIAS</i>	<i>Spina iliaca anterior superior</i>
<i>SIPS</i>	<i>Spina iliaca posterior superior</i>

## **2 Einleitung**

### **2.1 Anatomische und Biomechanische Grundlagen**

#### **2.1.1 Anatomie und Morphologie des Beckens**

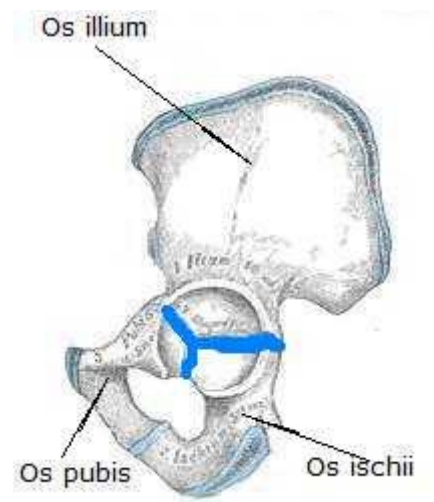
Das menschliche Becken stellt eine ringförmige Knochenverbindung dar, die die suprapelvine Körpermasse von Kopf, Hals, oberer Extremität und Rumpf über die Hüftgelenke auf die untere Extremität überträgt. [1]

Das Becken ist sehr massiv gebaut, da es, bis auf die Beine, die gesamte Körpermasse tragen muss. Um eine aufrechte Haltung zu ermöglichen ist eine ausgeprägte und kräftige Hüftmuskulatur erforderlich. Die großflächigen Beckenschaufeln dienen einem Großteil der stabilisierenden Muskeln als Ursprung. Im Gegensatz zum Schultergürtel ist beim menschlichen Becken die Bewegung großteils zu Gunsten der Stabilität geopfert. [1]

##### **2.1.1.1 Knöcherne Anteile**

Die beiden paarigen Beckenhälften des Os coxae (Hüftbein) und das Os sacrum (Kreuzbein) stellen die ossären Bestandteile des Beckens dar. Sie bilden zusammen den Beckenring und sind gelenkig aber wenig beweglich mit der Wirbelsäule verbunden. Das Os sacrum ist die Fortsetzung der Lendenwirbelsäule nach distal und setzt sich aus knöchern verschmolzenen Wirbelkörpern und Rippenresten zusammen. Die beiden Beckenhälften bestehen jeweils aus drei Teilen, die im ausgewachsenen Becken knöchern miteinander verbunden sind. Diese sind das Os illium (Darmbein), das Os ischii (Sitzbein) und das Os pubis (Schambein). Am Treffpunkt dieser drei Hüftknochen befindet sich das

Acetabulum, das die Gelenkspfanne für den Kopf des Oberschenkelknochens darstellt und mit ihm das Hüftgelenk bildet. Bis ungefähr zum 14. Lebensjahr befindet sich am Treffpunkt dieser drei Knochen im Acetabulum eine knorpelige Wachstumsfuge, die aufgrund ihres Aussehens Y-Fuge genannt wird. [1,2,3]



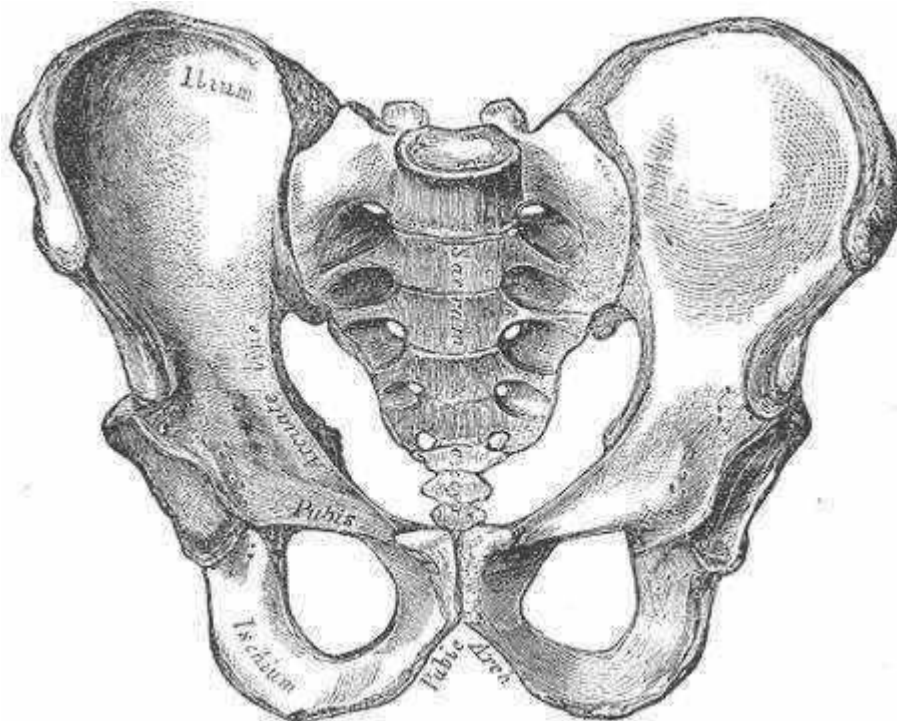
**Abbildung 1: Os coxae von lateral. Y-förmige Wachstumsfuge im Acetabulum. (modifiziert n. Gray)**

Quelle: Gray H. *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com. New York; 2000

Link: <http://www.bartleby.com/107/57.html>

Man unterscheidet ein kleines und ein großes Becken. Das kleine Becken (Pelvis minor) ist der Anteil innerhalb der Linea terminalis, die vom Promontorium des Sakrums über die Linea arcuata des Os ilium und weiter inferior über die Linea iliopectinea bis hin zum Oberrand der Symphyse verläuft und zum darüberliegenden großen Becken abgrenzt. Die Linea terminalis ist der Umfang der schrägen Beckeneingangsebene, die hinten weiter hoch gezogen ist als vorne. Die Begrenzungen des großen Beckens sind hinten die Lendenwirbelkörper, lateral die Ossa coxae und vorne die Bauchwand. Nur eine gefüllte Harnblase und der Uterus in der Schwangerschaft befinden sich in dem ansonsten von Beckenorganen freien Raum des großen Beckens. Das kleine Becken

wird nach hinten von Os sacrum und Os coccygis, lateral von Os ilium und Os ischium und vorne von den Ossa pubica begrenzt. Dieser abgegrenzte Raum wird als Beckenhöhle bezeichnet und wird oben durch die Beckeneingangsebene und nach unten hin durch die Beckenausgangsebene abgeschlossen. Die gedachte Verbindung zwischen den Mittelpunkten der beiden Ebenen ist die Axis pelvis, die als Führungslinie im Rahmen der Geburt vor allem beim weiblichen Becken eine Rolle spielt. [2,3]



**Abbildung 2: Ossäre Strukturen des männlichen Beckens.**

Quelle: Gray H. *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com. New York; 2000

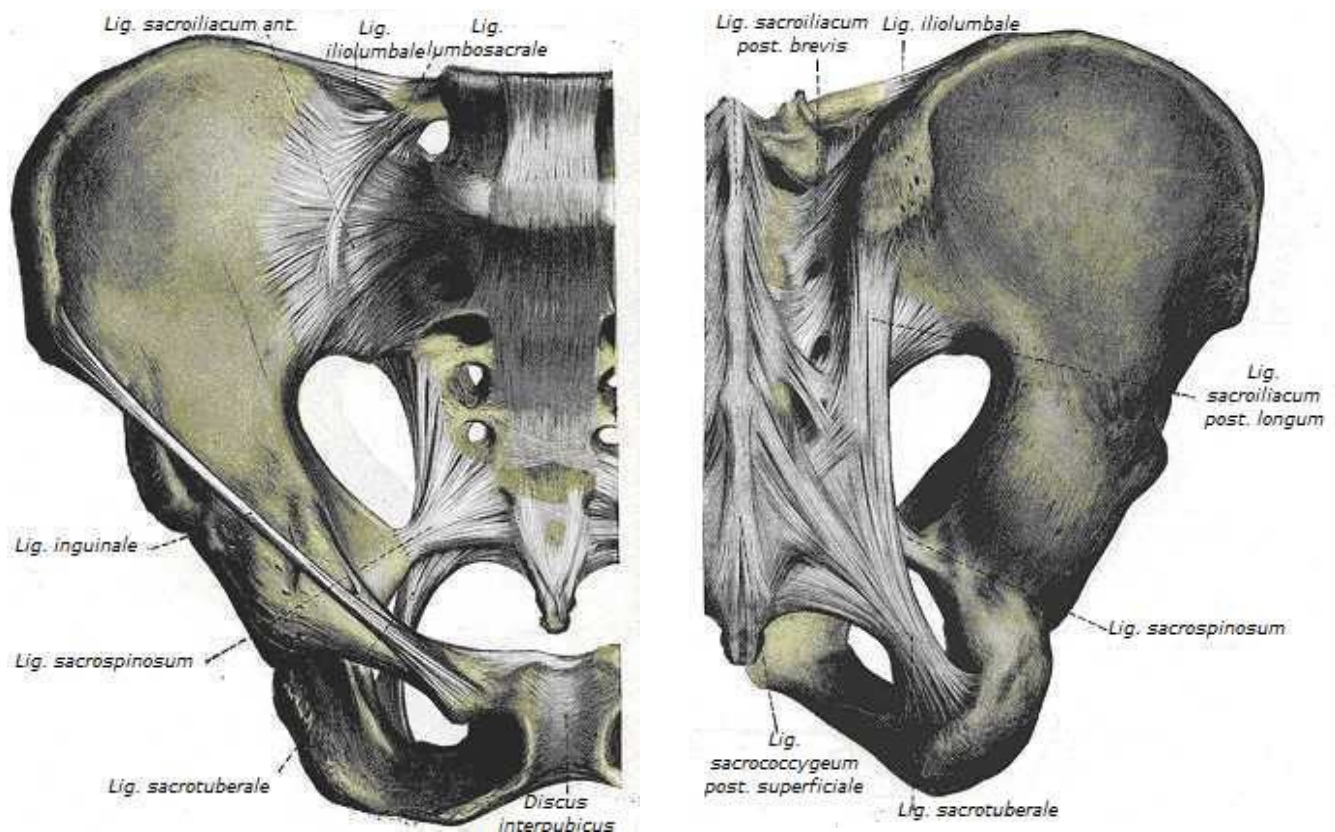
Link: <http://www.bartleby.com/107/58.html>

Der Zusammenhalt der Teile des Beckenrings wird durch ligamentäre Strukturen sichergestellt. Durch die Festigkeit und Stabilität des Beckens wird ein aufrechter Stand und Gang ermöglicht.

### 2.1.1.2 Bandapparat und Gelenke

Ventral werden die beiden Ossa coxae in der Symphysis pubica durch den, aus Faserknorpel mit hyalinem Überzug bestehenden, Discus interpubicus verbunden. Kranial wird die Symphyse durch das Lig. pubicum superius, kaudal durch das Lig. pubicum inferius, verstärkt. Bei der Verbindung der beiden Schambeinäste handelt es sich um eine Synarthrose, ein so genanntes „unechtes“ Gelenk, das kontinuierlich knorpelig und bindegewebig zwei Knochen verbindet und keinen Gelenkspalt aufweist. [1,3,4]

Die Symphyse kompensiert die im Gehen und Stehen auf das Becken einwirkenden Schub- und Zugkräfte, sowie die bei einseitiger Belastung auftretenden Scherkräfte. [4,5]



**Abbildung 3: Bandstrukturen am Becken von vorne (li.) und hinten (re.) [modifiziert n. Gray]**

Quelle: Gray H. *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com. New York; 2000

Link: <http://www.bartleby.com/107/80.html>

Die Membrana obturatoria ist eine faserreiche Membran aus Bindegewebe die das Foramen obturatorium bis auf den Canalis obturatorius vollständig verschließt. Durch diesen Kanal ziehen der N. obturatorius sowie A. und V. obturatoria vom Becken auf die Oberschenkelinnenseite. Frakturen des Ramus superior ossis pubis können durch Schädigung des N. obturatorius zu einer Adduktorenparese führen. [1]

Das von den Ossa coxae und dem Os sacrum gebildete hintere Gelenk, die Articulatio sacroiliaca, ist von einer sehr straffen Gelenkkapsel umgeben. Sie stellt eine Amphiarthrose dar und ist ein Gelenk mit sehr beschränktem Bewegungsumfang. Der geringe Bewegungsumfang resultiert einerseits aus der verzahnten Form der Gelenksflächen, andererseits aus den das Gelenk fixierenden Bändern. Dies sind die Kapsel verstärkenden Bänder Ligg. sacroiliaca anteriora, interossea und posteriora. Sie sind wichtig für die Übertragung des Körpergewichts von der Wirbelsäule über das Becken auf die Beine. Weitere Verstärkungsbänder sind das Lig. sacrotuberale, zwischen Os sacrum und dem Os ischii, das Lig. sacrospinale, zwischen Os sacrum und Os ilium, und das Lig. iliolumbale, das das Os ilium mit den Lendenwirbeln verbindet. [6]

### **2.1.1.3 Nerven und Gefäße**

Die das Becken und die untere Extremität sensibel und motorisch versorgenden Nerven stammen aus dem Plexus lumbosacralis, der sich aus dem Plexus lumbalis (Th12 – L4), dem Plexus sacralis (L4 – S3), dem Plexus pudendus (S3 – S5) und dem Plexus coccygeus (S5 – Co1) zusammensetzt. [1,4,7,8]

Aus dem Plexus lumbalis gehen Nervenäste direkt zu den Mm. quadratus lumborum, psoas major und minor ab. Weiters bilden sich aus ihm der N. ilioinguinalis, der N. iliohypogastricus, der N. genitofemoralis, der N. femoralis, der N. cutaneus femoris lateralis, der N. saphenus und der N. obturatorius. [4,7,8]

Der Plexus sacralis besitzt direkt versorgende Fasern für die Mm. quadratus femoris, piriformis, obturatorius internus und gemelli. Darüber hinaus bilden sich im weiteren Verlauf die Nn. gluteus superior et inferior, der N. cutaneus femoris posterior und der N. ischiadicus. [4,7,8]

Aus dem Plexus pudendus bildet sich der N. pudendus, zusätzlich gibt er motorische versorgende Fasern an die Beckenbodenmuskulatur sowie sensibel versorgende Fasern an Teile des Beckens und des Dammes ab.

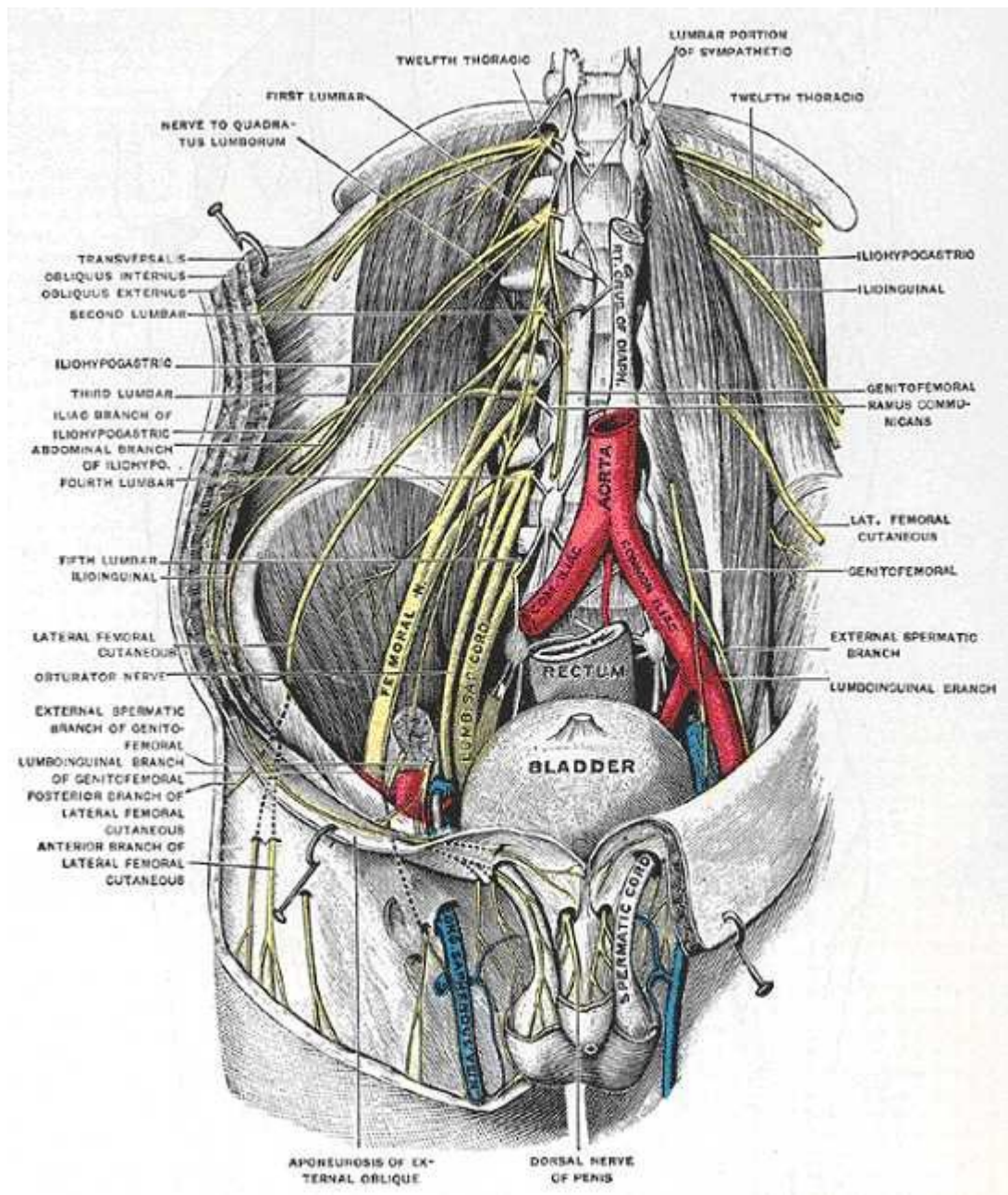
Der Plexus coccygeus versorgt den M. coccygeus und den M. levator ani und gibt weiters die rein sensiblen Nn. anococcygei ab, die am gleichnamigen Ligament entlangziehen und die Haut über dem Steißbein und zwischen Steißbeinspitze und Anus innervieren. [1,4,7,8] Bei Frakturen im Bereich des Beckens und des Sakrums können alle Teile der oben beschriebenen Nervenversorgung betroffen sein. Verletzungen der Wurzeln L4 – S1 gehen meist mit Lähmungen der Muskeln der unteren Extremität einher. Zusätzlich können neben

sensiblen Störungen im Genital- und Analbereich auch Sphinkterstörungen von Rektum und Blase auftreten. [7] Diesbezüglich haben die Nervenwurzeln L4 und L5 eine besondere klinische Bedeutung bei Frakturen des Sakrums. Sie liegt mit ihrer Pars lateralis der Oberfläche des Sakrums sehr eng an, wodurch es speziell in diesem Bereich bei Frakturen zur Schädigung der Nervenwurzel kommen kann. [4]

Auf Höhe des vierten Lendenwirbels teilt sich die Aorta abdominalis in die beiden Aa. iliacae communes und wird selbst als A. sacralis media fortgesetzt. Vor den beiden Iliosakralgelenken teilen sich die Aa. iliacae communes in jeweils eine A. iliaca externa und interna. Die A. iliaca externa versorgt die untere Extremität und wird nach Passieren des Leistenbandes als A. femoralis bezeichnet. Die A. iliaca interna versorgt Beckeneingeweide und Beckengürtel und gibt dabei zahlreiche viszerale wie auch parietale Äste ab. Dazu gehören die Aa. iliolumbales, obturatoria, sacralis lateralis, und glutealis superior et inferior. Ebenso wie die großen Arterien laufen auch die großen Venen. [4,7]

Somit sind A. und V. iliaca bei Frakturen im Bereich des Sakrums ebenso gefährdet wie der gemeinsam mit ihnen an der sakralen Kante der Linea terminalis entlang ziehende Truncus lumbosacralis. [7]

Die hinter dem M. psoas zum Os ilium verlaufende A. iliolumbalis, die A. glutealis superior et inferior, die jeweils zum Foramen suprapiriforme bzw. infrapiriforme ziehen, und die durch den Canalis obturatorius laufende A. obturatoria, stellen Anasomosen der A. iliaca dar. [4,7]



**Abbildung 4: Plexus lumbosacralis und große Gefäße des Beckens**

Quelle: Gray H. *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com. New York; 2000

Link: <http://www.bartleby.com/107/212.html>

#### **2.1.1.4 Muskulatur**

Entsprechend ihrer Lage und Funktion lassen sich verschiedene Muskelgruppen im Becken unterscheiden.

##### ***Dorsale Hüftmuskulatur***

Hier kann eine vordere Gruppe mit Ansatz am Trochanter minor, von einer hinteren Gruppe, die ihren Ansatz im Bereich des Trochanter major haben, unterschieden werden. Zu der vorderen Gruppe gehören die Mm. psoas major et minor sowie der M. iliopsoas. Zur Muskulatur der hinteren Gruppe zählen der M. piriformis, der M. tensor fasciae latae und die Mm. glutei maximus, medius et minimus. [3,4,7]

Die Funktion der dorsalen Hüftmuskeln ist vor allem die Extension und Außenrotation im Hüftgelenk, sowie eine Abduktion durch die tiefer gelegenen Mm. gluteus medius et minimus. [7]

##### ***Ventrale Hüftmuskulatur***

Die Funktion der ventralen Muskeln ist überwiegend die Außenrotation des Femurs. Zu ihnen zählt der M. obturatorius internus, mit dem Ursprung an der Innenseite des Os coxae um das Foramen obturatorium und der Membrana obturatoria, der M. obturatorius externus, der seinen Ursprung an der Außenfläche der knöchernen Umrandung des Foramen obturatorium und der Membrana obturatoria hat, der M. quadratus femoris, der vom Tuber ischiadicum entspringt und die Mm. gemelli, wobei der M. gemellus superior von der Spina ischiadica und der M. gemellus inferior vom Tuber ischiadicum entspringt. [3,4,7]

### ***Adduktoren des Oberschenkels***

Zu dieser Gruppe zählt der M. gracilis und der M. adductor brevis, die beide ihren Ursprung symphysennahe vom Ramus inferior ossis pubis haben. Weiters der M. pectineus, mit dem Ursprung von der Eminentia iliopubica entlang des Pecten ossis pubis bis zum Tuberculum pubicum, sowie die Mm. adductores longus (Ursprung vom Ramus superior ossis pubis), magnus et minimus (beide mit dem Ursprung vom Ramus inferior ossis pubis und vom Ramus ossis ischii). Der Einsatz dieser Muskulatur führt zu einer Adduktion des Femurs. [3,4,7]

### ***Dorsale Oberschenkelmuskulatur***

Der M. semitendinosus, M. semimembranosus und der M. biceps femoris bilden diese ischiokrurale Gruppe und haben alle ihren Ursprung am Tuber ischiadicum, wobei sie sich danach in eine medialen (M. semitendinosus und M. semimembranosus) und einen den lateralen Anteil (M. biceps femoris) teilen. Sie bedingen eine Streckung im Hüftgelenk und eine Beugung im Kniegelenk. [3,4,7]

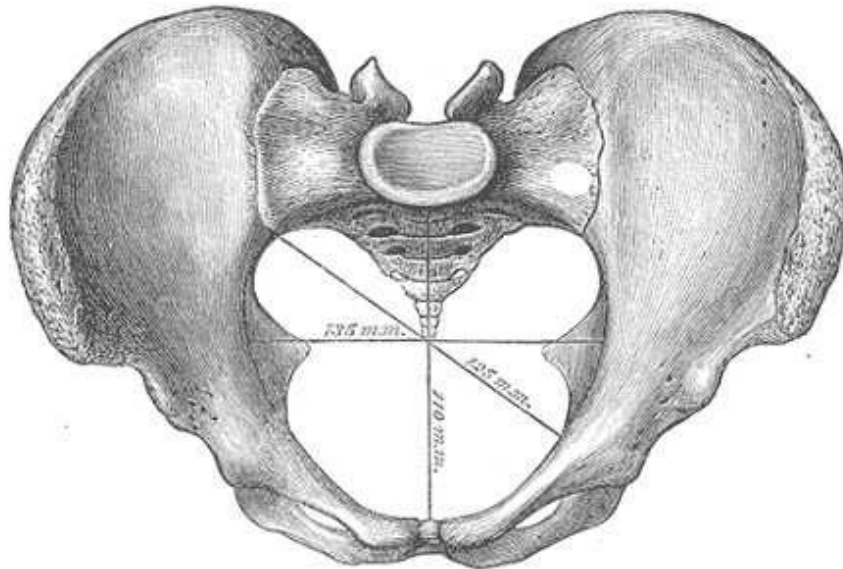
### ***Ventrale Oberschenkelmuskulatur***

Hier ist der vierköpfige M. quadriceps femoris, bestehend aus M. rectus femoris, M. vastus intermedius, medialis und lateralis, zu nennen. Der M. rectus femoris entspringt mit seinem Caput rectum von der Spina iliaca anterior inferior und vom Oberrand des Acetabulums. Die drei kürzeren Köpfe entspringen von der Linea intertrochanterica des Femurs und vom Trochanter major. Die gemeinsame Endsehne zieht über die Patella und hat ihren Ansatz an der Tuberositas tibiae. Dementsprechend führt der M. quadriceps femoris eine Beugung im Hüftgelenk durch und ist zusätzlich der stärkste Strecker im Kniegelenk. [3,4,7]

### 2.1.1.5 Geschlechtsunterschiede

Das männliche und weibliche Becken unterscheiden sich deutlich, da das Becken bei Frauen als Geburtskanal dient. Die anatomischen Unterschiede entwickeln sich in der Pubertät. Die Beckenschaufeln sind bei einer Frau wesentlich ausladender als beim Mann was dazu führt, dass das weibliche Becken breiter als hoch ist, im Gegensatz zum schmalen hohen männlichen Becken. [1,2,5]

Man kann innere und äußere Maße im Becken unterscheiden, wobei die inneren Durchmesser eine Rolle in der Geburtshilfe spielen. Es wird zwischen Conjugata (sagittale Maße) und Diameter (transversale und diagonale Maße) unterschieden, mit der Conjugata vera (obstetrica) als wichtigstem Durchmesser im weiblichen Becken. Sie erstreckt sich vom Hinterrand der Symphyse zum Promontorium und ist der kleinste Sagittaldurchmesser des Beckeneingangs und beträgt ungefähr 11 cm. Das Foramen obturatum ist im weiblichen Becken oval und beim Mann rundlich. Weiters ist der Winkel der Schambeinfuge (Angulus pubicus) bei der Frau, anders als beim Mann, größer als 90 Grad. [1,2,3,5]



**Abbildung 5: Weibliches Becken und seine Durchmesser.**

Quelle: Gray H. *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com. New York; 2000

Link: <http://www.bartleby.com/107/58.html>

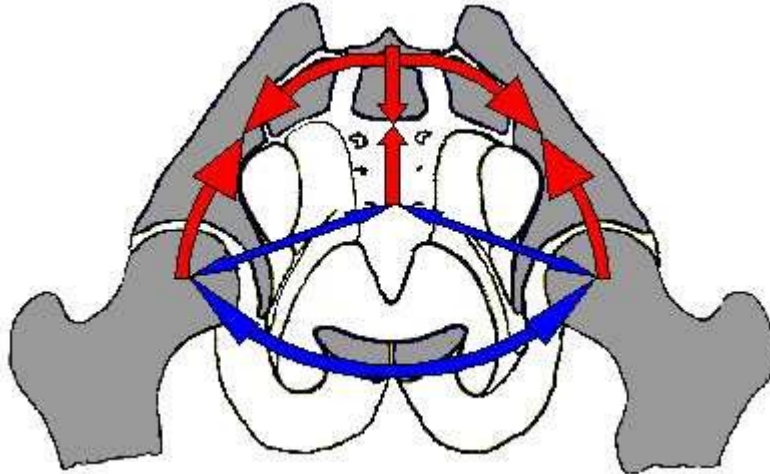
## **2.1.2 Biomechanische Grundlagen**

Die spezielle Form und Verteilung der Knochen spiegeln die Anforderungen an das Becken wieder. Die Beckenknochen liegen jeweils in Form einer asymmetrischen Acht vor, wobei der stärkere Anteil im Corpus ossis ilii zu finden ist, wo das gesamte Gewicht der oberen Körperhälfte über die Iliosakral- und Hüftgelenke auf die Beine übertragen wird. Den unteren Teil bildet das von Knochen umrandete Foramen obturatorium, das gänzlich durch Bindegewebe ersetzt ist. Diese spezielle Form verleiht dem Becken die notwendige Steifigkeit. [1]

### **2.1.2.1 Biomechanik des gesunden Beckenringes**

Das menschliche Becken ist als Ringstruktur angelegt. Es bestehen zwei Verbindungen, ventral ist dies die Symphyse, dorsal das Iliosakralgelenk (ISG). Das Becken dient der Kraftübertragung vom Rumpf auf die Beine. Dabei werden die von oben wirkenden Kräfte der Lendenwirbelsäule über das Os sacrum und die beiden Ossa coxae auf das Hüftgelenk übertragen. Beim aufrechten Gang kommt es zu einer Y-förmigen Kraftübertragung vom Becken auf die Beine. [5]

Die von oben wirkende Kraft wird beim Zweibeinstand über die Iliosakralgelenke auf die Hüftgelenkspfanne weitergeleitet, im Gegenzug wirken Druckkräfte von unten über den Oberschenkelknochen. Dies führt zu einem ringförmigen Kraftfluss im Becken. [7]



**Abbildung 6: Pyramidenmodell der Kraftverteilung im Zweibeinstand.  
Druckkräfte sind blau und Zugkräfte rot dargestellt.**

*Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001*

*Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter3.html>*

Im Becken werden biomechanisch funktionell ein ventraler und ein dorsaler Ringabschnitt unterschieden. Größere Bedeutung im Bezug auf die Stabilität hat der dorsale Anteil des Beckenrings mit den die Articulatio iliosacralis verstärkenden Ligg. sacroiliaca. Die Symphyse spielt hier eine untergeordnete Rolle. [5]

Im Zweibeinstand werden durch den Druck von oben auf das Os sacrum die Ligg. sacroiliaca angespannt und dadurch die Ossa coxae nach medial gezogen, was dazu führt dass das Os sacrum zwischen den beiden Beckenknochen eingekeilt wird. [4,7]

Der Drehpunkt des Beckens liegt dorsal des Mittelpunkts der Femurköpfe. Dies führt zum Auftreten von Rotationskräften im Becken bei aufrechtem Gang. [5]

Im Einbeinstand verlagert sich die Traglinie weit auf die Seite des Spielbeines. Dabei erhöht sich der Druck auf die Unterränder des

Iliosakralgelenkes und die Symphyse. Die dadurch entstehenden Drehkräfte werden durch die oberen Bandverbindungen, Ligg. sacroiliaca und sacrolumbalia, aufgefangen. Zusätzlich kommt es zu einer longitudinalen Scherbeanspruchung der Symphyse. [4,5,7]

Intakte Knochen und Bänder sind die Voraussetzung für einen physiologischen Kraftfluss und Stabilität. Bei korrekten anatomischen Verhältnissen sind die im Becken wirkenden Rotationskräfte beim Gehen im Gleichgewicht und man spricht von einer ‚intrapelvinen Zuggurtung‘. [5]

#### **2.1.2.2 Biomechanik bei Verletzungen des Beckenringes**

Zu Verletzungen des Beckenrings kommt es häufig bei Hochrasanztraumen im Zuge von Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe. [5]

Bei punktueller Krafteinwirkung kommt es zu unifokalen Frakturen durch die Auswirkungen eines punktuell wirkenden Druckes. Dazu zählen Verletzungen wie Frakturen eines Schambeinastes oder Querfrakturen des distalen Os sacrum, die aber keinen Einfluß auf die Stabilität des Beckenrings haben und somit zu den stabilen Beckenringverletzungen zählen. [7]

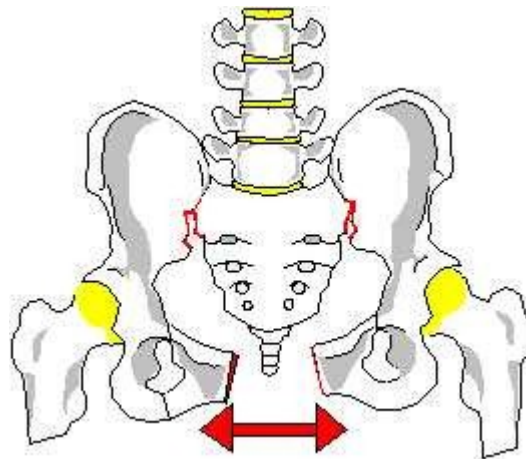
Es werden mehrere Verletzungsmechanismen unterschieden, im Speziellen gibt es nach Pennal und Tile jedoch drei Vektoren der Gewalteinwirkung. [9]

#### ***Anteriposteriore Kompression***

Bei einer Gewalteinwirkung von vorne oder hinten auf den Beckenring kommt es zu einer Außenrotation der Beckenhälften („open-book-Mechanismus“) wobei es zu einer Zerreißung der Symphyse kommt. Die

posterioren Bandstrukturen bleiben partiell erhalten. Dies führt zu einer Dehiszenz im vorderen Beckenring. Bei Verletzungen dieser Art werden drei Typen unterschieden: [5,7,9]

Typ I	Symphysenöffnung < 2,5 cm; Die Bänder des dorsalen Beckenrings bleiben stabil.
Typ II	Symphysenöffnung > 2,5 cm; Die Ligg. sacrotuberalia, sacrospinalia und sacroiliaca ant. reißen.
Typ III	Vorliegen einer Typ II-Verletzung mit zusätzlichen Weichteilverletzungen an Beckenboden und Damm.



**Abbildung 7: Symphysensprengung bei einer open-book-Verletzung.**

Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001

Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoockle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter3.html>

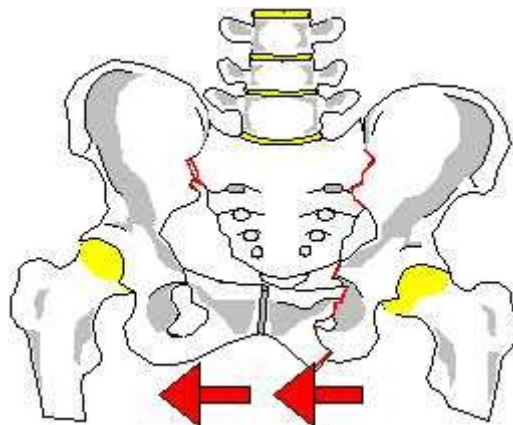
### **Laterale Kompression**

Diese Druckbelastung auf das Beckens führt am häufigsten (57%) zu Beckenringverletzungen. [5] Durch die seitliche Gewalteinwirkung werden die beiden Beckenhälften zusammengedrückt und sind dadurch häufig bei Frakturen des vorderen Beckenrings ineinander verschoben. Im hinteren Beckenring führt eine derartige Krafteinwirkung, aufgrund

der stabilen sakroiliakalen Bänder, selten zu vertikalen Instabilitäten.  
[7]

Hier werden genauer zwei Richtungen der Krafteinwirkung unterschieden: [5]

Typ I	Eine dorsolaterale Gewalteinwirkung führt zu einer ventralen Symphysenruptur oder Schambeinastfraktur.
Typ II	Die anterolaterale Gewalteinwirkung führt zu einer Innenrotation der betroffenen Beckenhälfte, wobei die dorsalen Bandstrukturen reißen. Weiters kommt es entweder zu Frakturen aller vier Schambeinäste oder zweier Schambeinäste mit zusätzlicher Ruptur der Symphyse.



**Abbildung 8: Verletzungsmuster bei lateraler Kompression.**

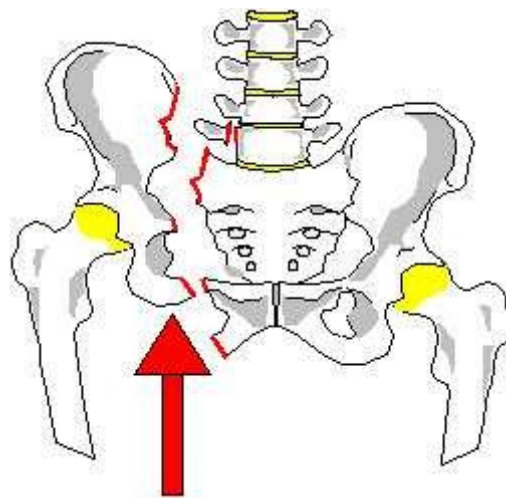
*Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001*

*Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter3.html>*

### **2.1.2.3 Vertikale Abscherung („vertical shear“ – Verletzung)**

Bei Verletzungen dieser Art trifft die Kraft schräg auf das Becken, jedoch senkrecht auf die dorsalen Bandstrukturen. Es kommt zu einer Translationsbewegung und dies führt zu einer kompletten Zerreißung

der dorsalen und ventralen Beckenringstrukturen („Translationsverletzung“). Es kommt häufig zu einer Fraktur beider Schambeinäste der betroffenen Seite mit zusätzlicher Sprengung des Iliosakralgelenks oder Kreuzbeinfraktur. Weiters kommt es zahlreich zu einer Abscherung der Processi transversi der Lendenwirbelsäule nach kranial. Der gesamte abgebrochen Teil des Beckens weicht nach kranial aus. Eine solche Verletzung zieht eine erhebliche vertikale Instabilität nach sich. [5,7]



**Abbildung 9: Einseitige vertical-shear-Verletzung.**

*Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001*

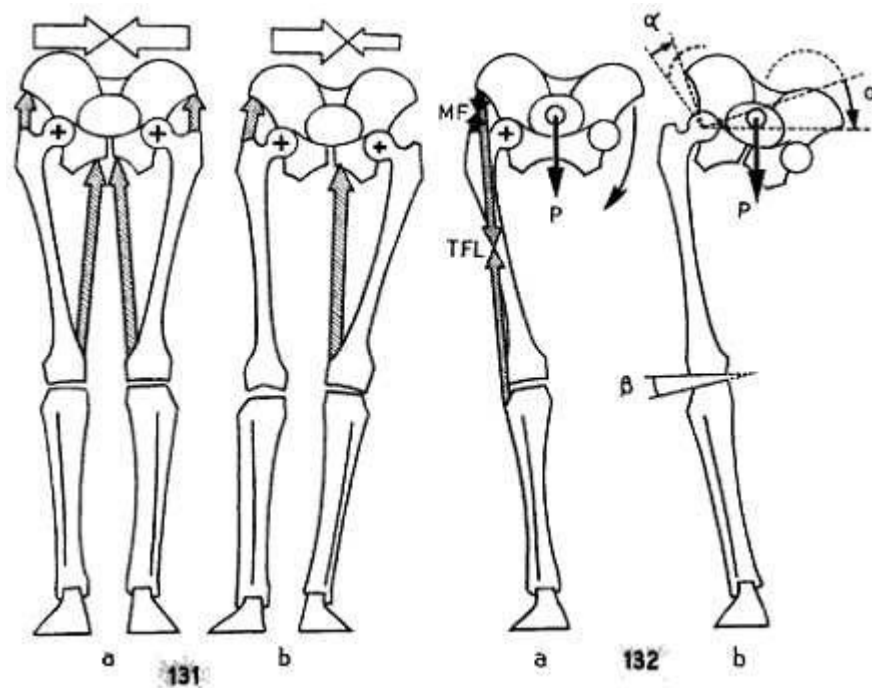
*Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter3.html>*

#### **2.1.2.4 Stabilisierung des Beckens in der Transversalen**

Um das Becken beim Zweibeinstand in einer symmetrischen Stellung zu halten bedarf es einer Stabilisierung in der transversalen Ebene. Dies erfolgt durch einen gleichzeitigen, bilateralen Einsatz der Adduktoren und Abduktoren (Abb. 12. 131a). Liegt ein Ungleichgewicht zwischen Ab- und Adduktoren einer oder beider Seiten vor, so kommt es zu einer

Verlagerung des Beckens auf der Seite wo die kräftigeren Adduktoren überwiegen (Abb. 12. 131b). [10]

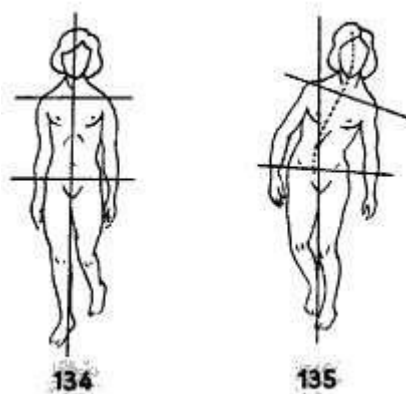
Bei dem Stand auf einem Bein stabilisieren ausschließlich die Abduktoren des Standbeins das Becken. Sie müssen dabei der Kraft des Teilkörpergewichts (P) entgegenwirken, um ein Abkippen des Beckens um das Hüftgelenk des Standbeins, in dem die Drehachse liegt, zu verhindern. Der M. gluteus medius muss daher der Last des Körperteilgewichts entgegenwirken und so das Becken in einer Waagerechten zu halten. Unterstützt wird er dabei vom M. tensor fasciae latae (Abb. 12. 132a). Eine Insuffizienz eines der genannten Muskeln führt daher zu einem Absinken des Beckens auf die Seite des Spielbeines. [10]



**Abbildung 10: Stabilisierung des Beckens in der Transversalen.  
Musculus gluteus medius (MF), Musculus tensor fasciae latae (TLF),  
Teilkörpergewicht (P);**

Quelle: Kapandji I A, Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 1: Obere Extremität. 5. Aufl. p. 48-49; Stuttgart, New York: Thieme; 2009

Diese Stabilisierung ist Voraussetzung für ein normales Gehen. Das Becken bleibt dabei auch während der Standbeinphase gerade. Ist die Muskelfunktion auf einer Seite eingeschränkt, so sinkt während der Standbeinphase das Becken zur gesunden Spielbeinseite ab. Zur Kompensation verlagert sich der gesamte Oberkörper auf die Standbeinseite und führt dazu dass sich die Schulterlinie entgegengesetzt der Beckenlinie neigt. Dieses Phänomen wird Duchenne - Trendelenburg - Zeichen genannt und ist Symptom ausgeprägter Insuffizienz oder Lähmung der Glutealmuskulatur (Abb. 13. 134 und 135). [10]



**Abbildung 11: Duchenne-Trendelenburg-Zeichen.**

*Quelle: Kapandji I A, Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 1: Obere Extremität. 5. Aufl. p. 48-49; Stuttgart, New York: Thieme; 2009*

## **2.2 Epidemiologie, Klassifikation und Diagnostik von Beckenringverletzungen**

### **2.2.1 Epidemiologie**

Mit einer Inzidenz von lediglich 20-37 pro 100.000 Einwohner und Jahr sind Beckenfrakturen eher seltene Verletzungen. [5,11,12] Sie treten nur in 3% als eigenständige Frakturen auf und haben bezogen auf das Alter zwei Häufigkeitsgipfel. [4] Der erste Gipfel betrifft vor allem Polytraumapatienten, verletzt durch Verkehrsunfälle oder Sturz aus großen Höhen, so genannte Hochrasanztraumen, und liegt zwischen dem 20-30. Lebensjahr. Der zweite Gipfel betrifft Menschen im 7. Lebensjahrzehnt, hier vorwiegend Frauen mit osteoporosebedingten Frakturen des Beckens, insbesondere unverschobene Frakturen des Os pubis oder Os ischii. [4,5]

Allgemein treten Beckenfrakturen sehr häufig (25%) bei polytraumatisch Verletzten auf, wobei eine Letalität von ungefähr 40% besteht. [5,11,12] Mehr als 80% der Patienten mit Beckenfrakturen im Rahmen von Massivtraumen, haben zusätzlich zumindest eine weitere Verletzung einer anderen Körperregion. [5,13]

Verletzungen des Beckenrings mit zusätzlichen Verletzungen der peripelvinen Weichteile, des Urogenitalsystems oder nervaler Strukturen, fallen unter den Begriff des „komplexen Beckentraumas“. Derartige komplexe Begleitverletzungen finden sich bei rund 10% bei Patienten mit Beckenfrakturen. Lebensbedrohliche Blutungen im Rahmen von Beckenringverletzungen finden sich in ungefähr 3% der Fälle. Jedoch liegt bei komplexen Beckenverletzungen die Letalität bei etwa 20%. Initial instabile Kreislaufverhältnisse erschweren die Lage derartiger Verletzungen meist zusätzlich und werden in der Literatur mit einer Letalitätsrate von bis zu 33% beschrieben. [4]

Beckenringverletzungen im Kindesalter sind selten werden aber häufig in ihrem Ausmaß unterschätzt, da aufgrund der hohen Knochenelastizität und der starken Rückstellkräfte des kindlichen Skeletts trotz großer Gewalteinwirkung meist radiologisch nur geringe Dislokationen feststellbar sind. [4,5,13]

### **2.2.2 Diagnostik**

Aufgrund der engen Lage der Beckenorgane, Gefäße, Nerven und des Urogenitaltraktes zu den osteoligamentären Strukturen, können zu späte, oder unerkannte Verletzungen zu erheblichen Spätfolgen in der Therapie von Beckenverletzungen führen. [11,12] Da knapp zwei Drittel aller instabilen Verletzungen des Beckenrings bei polytraumatisch verletzten Patienten zu finden sind, sind die Diagnostik erschwerende Begleitverletzungen bei Beckenfrakturen sehr häufig. [14]

Bei Verdacht auf Vorliegen einer Beckenverletzung sind zumindest folgende Untersuchungen durchzuführen: [11,12]

- Kontrolle der Vitalparameter (Blutverlust)
- Klinische Untersuchung (Stabilität des Beckenrings, Neurologie, Begleitverletzungen)
- Röntgen- und Ultraschalldiagnostik

Da bei Verletzungen des Beckens häufig hohe Blutverluste infolge der Beckenfraktur und der oft zusätzlichen intraabdominellen Begleitverletzungen auftreten, ist es primär wichtig, eine akut lebensbedrohliche von einer hämodynamischen stabilen, isolierten Beckenringsverletzung abzugrenzen. Demzufolge laufen bei polytraumatisierten Patienten häufig Diagnostik und Erstmaßnahmen nach einem bestimmten Notfallalgorithmus, dem ATLS – Konzept (Advanced Trauma Life Support, Abb.13), ab. [5]

Bei instabilen Frakturen findet präklinisch bereits eine Versorgung mit einem Beckengurt (T-POD, siehe Abb.) zur Stabilisierung statt.



**Abbildung 12: T-POD (Trauma Pelvic Orthodic Device)**

*Link: <http://www.medicalsearch.com.au/Products/Trauma-Pelvic-Orthodic-Device-TPOD-21841>*

Im Optimalfall liefert die Anamnese Informationen zum Unfallhergang und erste Hinweise auf das Vorliegen einer Beckenverletzung. Bei der Inspektion sollte auf Körperöffnungen im Beckenbereich, eventuell aufgetretene Begleitverletzungen und Hämatome geachtet werden. Weiters kann durch manuelle Kompression der Beckenhälften die Stabilität überprüft werden. [5]

Bei Verdacht auf eine begleitende Harnröhrenverletzung sollte zuerst eine rektale Tastuntersuchung erfolgen, wobei hier beim Mann eine hoch reitende oder nicht - palpable Prostata als Hinweis auf urogenitale Verletzungen vorliegen kann. Danach kann eine Katheterisierung erfolgen, jedoch nur unter einer Urethrographie, um Fehlpositionierungen des Katheters zu vermeiden.

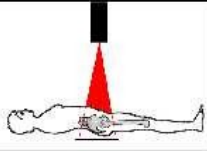

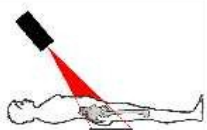

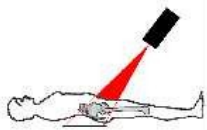

Ebenfalls sollte eine neurologische Untersuchung erfolgen, um durch den Unfall oder die Beckenfraktur aufgetretene neurologische Begleitverletzungen ausschließen zu können. [5]

Als bildgebende Diagnostik dienen im Schockraum eine Sonographie zum Ausschluss von Blutungen und eine konventionelle Beckenübersichtsaufnahme, wobei auf letztere in manchen

Schockräumen auf Grund der schnellen Verfügbarkeit eines Multislice - CTs schon verzichtet wird. Kaum dislozierte Frakturen des Sakrums werden in bis zu 60% erst im CT erkannt. [15,16] Um das gesamte Verletzungsausmaß, speziell hinterer Beckenringverletzungen, möglichst exakt evaluieren zu können, sind CT-Aufnahmen unbedingt erforderlich. [17,18]

Um rein knöcherne Defekte evaluieren zu können, reicht in 90% der Fälle bereits eine Beckenübersichtsaufnahme (a.-p.) im Röntgen. Verschiebungen in kranio-kaudaler oder antero-posteriorer Richtung, lassen sich aber mit der Übersichtsaufnahme nicht darstellen. [19,20]

Zur exakteren Darstellung der knöchernen Strukturen, inklusive der dorsalen Beckenringanteile, können zwei weitere Röntgenaufnahmen durchgeführt werden. Die Inlet-Aufnahme stellt horizontale, die Outlet-Aufnahme vertikale, sakroiliakale Verschiebungen dar. [19] Diese Aufnahmen spielen jedoch bei der Notversorgung im Schockraum keine Rolle mehr.

<p><b>Beckenübersicht</b> senkrecht zur Liegefläche Beckenübersichtsaufnahme</p>		
<p><b>Inlet</b> senkrecht zur Beckeneingangsebene Darstellung horizontaler Verschiebungen</p>		
<p><b>Outlet</b> senkrecht zur Achse des Os sacrum Darstellung vertikaler Verschiebungen und des Frakturverlaufes im Sakrum</p>		

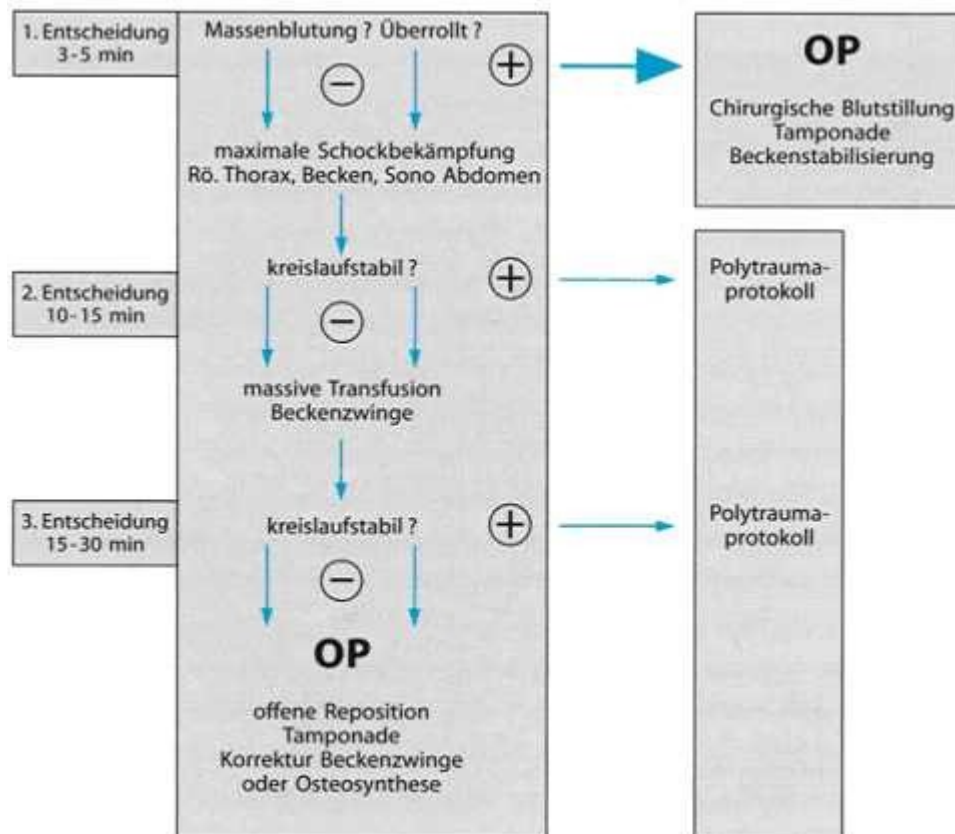
**Abbildung 13: Standardröntgenaufnahmen in a.p.-Richtung, Inlet und Outlet.**

Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001

Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter4.html>

Danach folgt die Entscheidungsfindung in zwei Phasen: [11,12]

1. Erkennung und Therapie lebensbedrohlicher Verletzungen (Notfallalgorithmus)
2. Diagnose und exakte Klassifikation der knöchernen und ligamentären Verletzungen



**Abbildung 14: Notfallalgorithmus Becken nach Weinberg und Tscherne.**

Quelle: Weinberg A M, Tscherne H. Tscherne Unfallchirurgie. Unfallchirurgie im Kindesalter. Beckenringverletzungen im Kindesalter. S.583; Springer. Berlin Heidelberg; 2006

## 2.2.3 Klassifikation

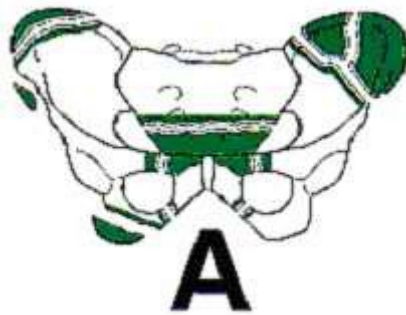
Zur Einteilung von Beckenringverletzungen wird das ABC – Schema nach Müller, Isler und Ganz (Klassifikation der AO, Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) herangezogen. Die Einteilung der Verletzungen beruht auf der Richtung und der Art der Gewalteinwirkung auf das Becken, die die daraus resultierende Läsion und den damit einhergehenden Stabilitätsverlust bestimmen. [4,5,11,12]

Im alltäglichen klinischen Geschehen wird großteils nur von einem stabilem und instabilem Frakturtypen gesprochen, wobei zusätzlich noch die Instabilitätsrichtung der vorliegenden Verletzung angegeben wird. Demnach werden im vorderen Beckenring transsymphysäre und transpubische Instabilitäten, sowie im hinteren Beckenring transiliakale, transiliosakrale und transsakrale Instabilitäten unterschieden. [5,7]

### 2.2.3.1 Typ-A-Verletzung

Beim Typ A handelt es sich um Beckenringfrakturen ohne einhergehenden Stabilitätsverlust. Beispiele für Verletzungen dieser Art sind apophysäre Abrissfrakturen, Beckenrandfrakturen, Scham- und Sitzbeinastfrakturen sowie Sakrumquerfrakturen unter der Iliosakralfuge. [4,5,7]

Typ A1	Beckenrandfrakturen
Typ A2	Beckenringfrakturen ohne Stabilitätsverlust
Typ A3	Os-sacrum-Quer- oder Os-coccygis-Frakturen



**Abbildung 15: Typ-A-Verletzung nach AO-Klassifikation.**

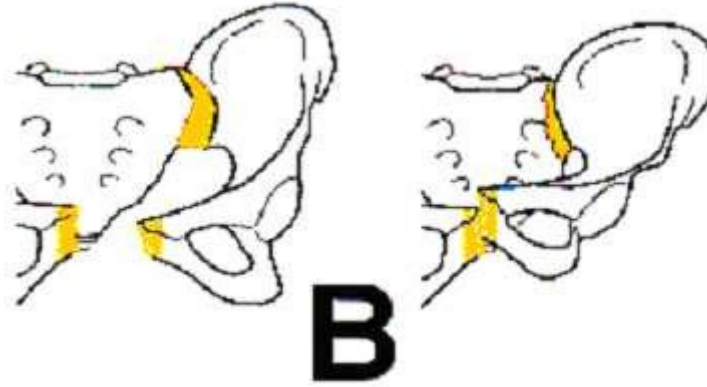
Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001

Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter4.html#N10289>

### 2.2.3.2 Typ-B-Verletzung

Zu diesen Verletzungsmustern kommt es meist durch anterioposteriore oder laterale Krafteinwirkung. Dies führt zu einer Durchtrennung des instabileren anterioren Beckenrings mit partieller Verletzung der dorsalen Ringstrukturen. Der vordere Beckenring kann aufklappen und nach außen rotieren, weshalb diese Verletzungen auch als ‚open book‘ – Verletzungen bezeichnet werden. [4,5,7]

Typ B1	Außenrotationsverletzung: Die Gewalteinwirkung kommt von vorne oder wird indirekt über das Femur ipsilateral weitergeleitet und führt zu einer Außenrotation einer oder beider Beckenhälften mit ‚open book‘ – Mechanismus.
Typ B2	Innenrotationsverletzung: Durch eine ipsilaterale Krafteinwirkung kommt es zu einer einseitigen Verletzung des dorsalen Beckenrings und in Folge zu einer Innenrotation der betroffenen Beckenhälfte.
Typ B3	Beidseitige dorsale Rotationsverletzung



**Abbildung 16: Typ-B-Verletzung nach AO-Klassifikation.**

*Quelle: Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001*

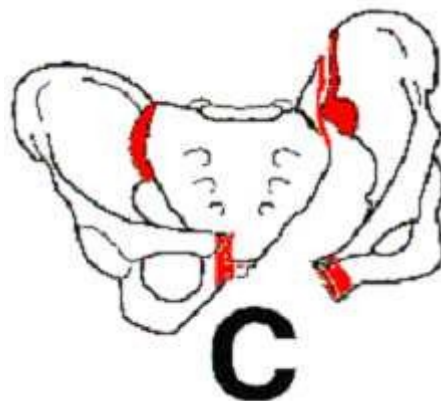
*Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter4.html#N10289>*

Bei schräg auftreffender Kraft und lateraler Kompression kann eine Rotation des Beckens in Sagittal-, sowie Vertikalrichtung, zu einer Zerreißung der Bandstrukturen des Beckenbodens führen. Dies ist die instabilste Form der Verletzungen des Typ B und eine Abgrenzung zu Verletzungen des Typ C ist schwierig. [5]

### **2.2.3.3 Typ-C-Verletzung**

Hier kommt es durch Krafteinwirkung zu einer Translation einer Beckenhälfte mit folgender kompletter Durchtrennung des vorderen und hinteren Beckenringes. Dies führt zu einer Dislokation der Beckenhälfte nach kranial oder kaudal. [4,5]

Typ C1	unilaterale Typ-C-Verletzung	Es kommt zu einer Zerreißung der Symphyse und zu einer kompletten Durchtrennung des dorsalen Beckenrings im Bereich des Iliosakralgelenks, des Os sacrum oder des Os ilium.
Typ C2	unilaterale Typ-C-Verletzung mit kontralateraler Typ-B-Verletzung	Durch eine vertikale Scherkraft kommt es zusätzlich zur Typ C Verletzung der einen Seite zu einer kontralateralen Innen- oder Außenrotation des hinteren Beckenringes vom Typ B.
Typ C3	bilaterale Typ-C-Verletzung	Komplette beidseitige Durchtrennung des dorsalen Beckenringsegments durch Sprengung der Iliosakralfuge und ein- oder beidseite Frakturen des Os sacrum sowie des Os ilium.



**Abbildung 17: Typ-C-Verletzung nach AO-Klassifikation.**

Quelle: Stockle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001

Link: <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoockle-ulrich-2001-11-02/HTML/chapter4.html#N10289>

#### **2.2.3.4 Sakrumfrakturen**

Frakturen des Os sacrum werden nach Denis et al. (1988) getrennt klassifiziert. Am Sakrum werden demnach 3 Zonen unterschieden, in denen die Frakturen verlaufen.

Die erste und am häufigsten betroffene (50%), ist die transalare Zone. Der Großteil der Frakturverläufe wird in diesem Bereich jedoch noch durch die dorsalen sakroiliakalen Bänder überbrückt und es handelt sich hier meist um gut stabilisierte Frakturen. Die nächste, ebenfalls sehr häufig betroffene (34%) Zone ist die transforaminale Zone. Frakturen in diesem Bereich führen einerseits zu einer erheblichen Instabilität und weisen andererseits häufig begleitende Verletzungen neurologischer Strukturen in diesem Bereich auf (28%). Der dritte von Frakturen betroffene Bereich wird als zentrale Zone bezeichnet. Auch hier ist mit neurologischen Schäden zu rechnen, allerdings zeigen zentrale Sakrumfrakturen eine höhere biomechanische Stabilität und machen mit 15% den kleinsten Teil der Sakrumfrakturen aus. [15]

#### **2.2.4 Häufige Begleitverletzungen – Komplexes**

##### **Beckentrauma**

Da instabile Beckenringverletzungen meist nach Unfällen mit erheblichen Traumen im Zuge von Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großen Höhen zu finden sind, handelt es sich oft um polytraumatisierte Patienten mit zahlreichen Verletzungen, woraus sich die klinische Problematik in der Versorgung dieser Patienten ergibt. Bei dem Vorliegen einer osteoligamentäre Verletzung des Beckenrings in Kombination mit einer begleitenden Verletzung der Beckenweichteile (Hohlorgane, Urogenitaltrakt, Gefäße und Nerven) verschlechtert sich die Prognose für den Patienten erheblich.

Die in der Literatur am häufigsten beschriebenen Begleitverletzungen sind abdominelle Verletzungen der Organe Niere, Leber und Milz mit 58,9%. Danach folgen urogenitale Verletzungen (46,6%) und Nervenverletzungen (25,6%). Begleitende Verletzungen an größeren Gefäßen werden in 15,3% der Fälle beschrieben. [21]

Verursacht durch massive Blutverluste kann eine instabile Kreislaufsituation vorliegen. Dies führt zu einer erheblich gesteigerten Mortalität und bedarf eines raschen, gezielten Handelns.

Derartige Verletzungen im Sinne eines komplexen Beckentraumas mit externen oder internen Massenblutungen sind eine absolute Indikation für eine sofortige Operation und Blutstillung. So soll eine ehest mögliche mechanische Stabilisierung des Beckenrings, im Sinne einer Kompression und Immobilisation des Beckens in anatomischer Stellung, zu einer Reduktion des Blutverlustes führen. Wie weiter oben beschrieben erfolgt diese Stabilisierung präklinisch mit einem Beckengurt, während innerklinisch zudem noch die Beckenzwinge und der Fixateur externe als Stabilisierungsmaßnahmen zur Verfügung stehen. Hat sich danach und nach Substitution von Blut und Gerinnungsfaktoren die Situation des Patienten stabilisiert, kann eine Versorgung begleitender Verletzungen, sowie eine genauere Klassifikation der Beckenringsverletzung und die erforderliche Therapie geplant und durchgeführt werden. Bleibt die instabile Situation des Patienten bestehen, so müssen weitere den Blutverlust reduzierende Maßnahmen ergriffen werden. Da in den meisten Fällen massive venöse Blutungen aus den spongiösen Frakturflächen und den paravesikalen und präsakralen Venenplexus vorliegen, wird zur Blutstillung einer pelvine, extraperitoneale Tamponade durchgeführt. Bei dieser Methode werden über eine extraperitoneale Unterbauchlaparotomie die retroperitonealen Räume im kleinen Becken erreicht und mit Tüchern

präsakral und paravesikal austamponiert. Auch verletzte große arterielle Gefäße der Beckenregion, wie die A. iliaca interna, können durch diese Technik ausreichend komprimiert werden und Blutverluste reduzieren. Dadurch kann häufig eine effektive Blutstillung erfolgen und wichtige Zeit gewonnen werden. [4,5,11,12]

In einigen deutschen Kliniken steht mittlerweile rund um die Uhr ein interventioneller Radiologe zur Verfügung, um größere arterielle, blutende Gefäße zu embolisieren.

Die intrapelvine Massenblutung ist die hauptsächliche Ursache für die hohe Letalität in der Frühphase von Beckenringverletzungen. In der Spätphase sind dies vor allem das ARDS und das Multiorganversagen. [16,22]

Eine wesentliche Gefahr stellen abdominelle Begleitverletzungen des Darms und Schädigungen von Rektum und Anus dar. Die meisten abdominellen Verletzungen sind auf stumpfe Bauchtraumen mit erheblicher Gewalteinwirkung zurückzuführen. [23] Zu Läsionen im Bereich Anorektums kommt es im Zuge von sogenannten „Pfählungsverletzungen“, die jedoch eher selten sind. [24] Derartige Verletzungen müssen in jedem Fall rasch erkannt werden, da die Gefahr einer letalen Sepsis bei Läsionen in diesen Bereichen sehr hoch ist.

Begleitende Verletzungen des Urogenitaltraktes sind sehr häufig und können zu erheblichen Langzeitfolgen führen. Dies sind vor allem Obstruktionen der ableitenden Harnwege, Inkontinenz und speziell beim Mann, die erektile Dysfunktion. [25]

Läsionen nervaler Strukturen sind zahlreich bei Frakturen des Beckens und werden häufig übersehen. Dies kann erhebliche Auswirkungen auf die Langzeitprognose haben und eine möglichst frühzeitige Diagnose ist

von enormem Stellenwert. Eine frühe knöcherne Reposition und Nervendekompression kann das Ausmaß neurologischer Verletzungen verringern und bleibende Schäden verhindern. [26]

Am häufigsten betroffen sind Nerven bei Schädigungen des dorsalen Beckenrings. Dies sind vor allem Zerreißen im Bereich des ISG, wie sie bei Typ-C-Verletzungen auftreten, und Frakturen des Sakrums im Bereich der transforaminalen Zone. [15]

Nervenschädigungen können als Langzeitfolge in Form von Sensibilitätsstörungen, starken Schmerzen, bis hin zu einem kompletten Verlust der sensiblen und motorischen Funktion, mit zusätzlich möglichen Störungen der Blasen- und Darmentleerung, sowie der Sexualfunktion, zu einem ausgeprägten Leidensdruck führen. [27]

### **2.2.5 Prognose von Beckenverletzungen**

Die Mortalität von Beckenfrakturen ist mit 5-20% relativ hoch. [27] Viele der Patienten die Verletzungen dieser Art überleben haben ein Leben lang mit den Langzeitfolgen zu kämpfen. Das Ausmaß der Komplikationen ist stark von der Art der Verletzung abhängig.

So finden sich laut der deutschen Multicenterstudie der Arbeitsgruppe Becken in 63,6% der Typ-A-Verletzungen, nach der AO-Klassifikation, keine relevanten zusätzlichen Schäden an Weichteilgeweben. Bei Typ-B-Verletzungen waren nur noch in 21% der Fälle keine erheblichen Begleitverletzungen zu finden, und bei Typ-C-Verletzungen waren nur noch 15,5% reine Beckenringverletzungen ohne Läsionen an umgebenden Weichteilstrukturen. [27]

Die Letalität operativ stabiler Beckenfrakturen schwankte zwischen 7,2%, bei Patienten ohne zusätzliche peripelvische Verletzungen, und 21,3% in Fällen von komplexen Beckentraumata. [27]

Komplette Schmerzfreiheit wurde laut der Studie in 55% der Typ-A-Verletzungen, 41% der Typ-B-Verletzungen und nur noch bei 21% der

Patienten mit Beckenverletzungen vom Typ C nach AO-Klassifikation, erreicht. Weitere Langzeitfolgen wie Blasenentleerungsstörungen wurden bei 7,6% der Patienten berichtet. Störungen der Sexualfunktion fanden sich bei Männern, im Sinne einer erektilen Dysfunktion, mit 11,6% wesentlich häufiger, als die Dyspareunie bei Frauen mit Beckenringverletzungen (2,2%). [27]

Nach Tile et al. (1994) sind folgende die jeweils häufigsten Langzeitfolgen bei Beckenringverletzungen: [20]

Ossäre und ligamentäre Spätfolgen:

- persistierende Instabilität
- Pseudoarthrosen
- Beschwerden im ISG
- Knöcherne Heilung in Fehlstellung
- Asymmetrie des Beckenrings, Beinlängendifferenz, Sitzimbalace
- Einschränkung der Beweglichkeit
- Beckenfehlstellungen als Geburtshindernis bei Frauen

Neurologische Spätfolgen:

- Komplette neurologische Ausfälle
- Persistierende Schmerzzustände
- Sensibilitätsstörungen
- Blasen- und Mastdarmentleerungsstörungen
- Störungen der Sexualfunktion, Impotenz

Urogenitale Spätfolgen:

- Harnröhrenstrikturen und Stenosen
- Fistelbildung
- Störungen der Miktion, Inkontinenz

## **2.3 Therapie von Beckenfrakturen**

### **2.3.1 Historische Entwicklung**

Der Stellenwert von Verletzungen des Beckens und die Entwicklung therapeutischer Maßnahmen begann erst Mitte des 20. Jahrhunderts mit der Zunahme des motorisierten Verkehrs und den somit häufigsten Ursachen für Beckenfrakturen, den Verkehrsunfällen.

Anfänglich wurden instabile Beckenfrakturen meist konservativ behandelt und mit einer sogenannten Beckenschwebe, Extensionsvorrichtungen, Zug- oder Gipsverbänden für längere Zeit ruhig gestellt. [28]

Die operative Stabilisierung, insbesondere die externe Fixation, nahm ihre Entwicklung über Stabilisierungsmethoden von Lambotte (1913). Diese wurde dann im deutschsprachigen Raum von dem Schweizer Arzt Raoul Hoffmann mit der Vorstellung seines ersten Fixateurs 1938, weiterentwickelt. [29] Er prägte den Begriff der Osteotaxis, wonach eine Reposition des frakturierten Beckens auch nach der Montage eines externen Fixateurs möglich sei. Die Anwendungsbereiche für die externe Stabilisation wurden von Hoffmann ständig erweitert und die konservative Therapie mit langen Phasen der Immobilisation nach und nach ersetzt. [30]

Der „Durchbruch“ der externen Fixation gelang 1975 Slätis und Karaharju. Sie modifizierten den Fixateur nach Hoffmann mit einer trapezoidförmigen Rahmenmontage, bestehend aus einem körpernahen und einem körperfernen Querrohr. Diese Konstruktion verbesserte die dorsale Stabilität des externen Fixateurs. [31,32] Die aufwendige Montage und die schlechte Fixierung im Beckenkamm führte jedoch dazu dass sich diese Form der externen Stabilisierung nicht durchsetzen konnte. Diese Schwächen versuchten Rubash und Mears 1983 mit der Entwicklung des „Pittsburgh triangular frame“ auszubessern. Hierbei

wurden in jede Beckenhälfte vier Schrauben eingebracht, zwei supraacetabulär und zwei im vorderen Anteil der Crista iliaca. Danach wurden die Schanz-Schrauben zuerst auf jeder Seite untereinander und nach erfolgter Reposition, die beiden Seiten miteinander, verbunden.

[31]

Neben dem Fixateur externe setzte sich zur Notfallstabilisierung die Beckenzwinge nach Ganz, die erstmals 1989 vorgestellt wurde, durch.

[29] Sie entwickelte sich aus der Konstruktion eines „Beckenkompressionsbügels“ nach Richter (1969), die später von Weller (1975) modifiziert wurde und der heutigen Beckenzwinge ähnlich ist. Mit der Beckenzwinge konnte, speziell im Bereich des dorsalen Beckenrings, eine bessere Stabilität erreicht werden. [33,34]

Vorteile externer Fixation sind der geringe technische Aufwand des prinzipiell einfachen Verfahrens, die Möglichkeit einer Kontrolle des Blutverlustes, die Schmerzreduktion, eine Verringerung des Thrombose- und Embolierisikos, die Möglichkeit einer Stabilisierung bei ausreichendem Raum für operative Zugriffe bei zusätzlichen Verletzungen der Weichteile des Bauchraums, sowie die Möglichkeit der frühen Mobilisierung und Physiotherapie. [19,20,35]

Der große Nachteil liegt in der unzureichenden Stabilisierung des dorsalen Beckenrings, die mit Entwicklungen des Fixateur externe, wie jene von Slätis und Karaharju (trapezoidförmige Rahmenmontage) verbessert werden sollte. [31]

Zur Notfallstabilisierung ist der Fixateur externe neben der Beckenzwinge die am häufigsten verwendete Methode. Vor allem zur raschen primären Stabilisierung bei Beckenfrakturen mit erheblichen Begleitverletzungen und Blutungen, ist die externe Fixation gut

geeignet. Dauerhafte Behandlungen sind, aufgrund der mangelnden Stabilisierung im dorsalen Beckenring, kaum möglich. [35]

### **2.3.2 Notfallbehandlung komplexer Beckenfrakturen**

Liegen bei einem Patienten mit einer Beckenfraktur zusätzlich lebensbedrohliche Weichteilverletzungen mit massivem Blutverlust und einem Hämoglobingehalt von  $<8\text{mg/dl}$ , so stehen die Stabilisierung des Kreislaufs und die Reduktion der Blutungen im Vordergrund. In diesem Fall läuft die Erstversorgung nach dem Notfallalgorithmus bei Beckentraumen (Abb. 13) ab. Häufig kann eine rasche, noch im Schockraum erfolgende Stabilisierung des Beckens ausreichend Zeit verschaffen, um das Überleben des Patienten durch Versorgung der lebensbedrohlichen Begleitverletzungen zu sichern. Für eine solche erste vorübergehende Stabilisierung des Beckens erfolgen meist die Anlage eines Fixateur externe oder einer Beckenzwinge nach Ganz. [5]

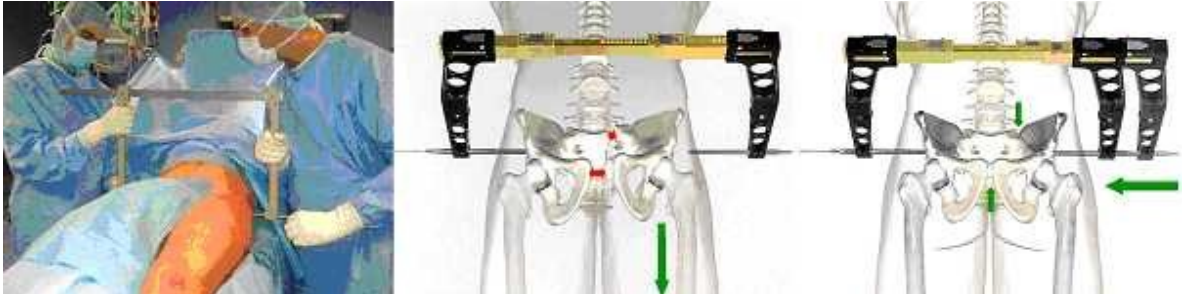
Eine interne endgültige Stabilisierung des Beckens steht bei Polytraumapatienten nicht im Vordergrund, da es sich um zeitaufwendige und technisch anspruchsvollere Eingriffe handelt. Eine kurze Operationszeit ist bei Patienten mit komplexem Beckentrauma von großer Relevanz, da die Mortalität und das Auftreten von Sepsis und Organversagen mit der Operationszeit korrelieren. [36]

Eine endgültige Versorgung des verletzten Beckenrings kann später im Zuge einer „Second-look-Operation“ erfolgen. [5]

### **2.3.3 Beckenzwinge**

Die Beckenzwinge nach Ganz findet vor allem bei ligamentären Verletzungen des hintern Beckenrings ihre Verwendung. Es wird beidseits von lateral je ein Pin in das Os ilium eingebracht. Der Einbringungspunkt liegt dabei im Kreuzungspunkt der longitudinalen

Achse des Femurs mit der Verbindungslinie zwischen SIAS und SIPS. Die Beckenzwinge hat den Vorteil einer guten Kompression und Stabilisierung im hinteren Beckenring. [33]



**Abbildung 18: Anlage einer Beckenzwinge zur Notfallstabilisierung.**

Quelle: Akademisches Lehrkrankenhaus der Johannes Gutenberg-Universität Mainz, Westpfalz-Klinikum GmbH

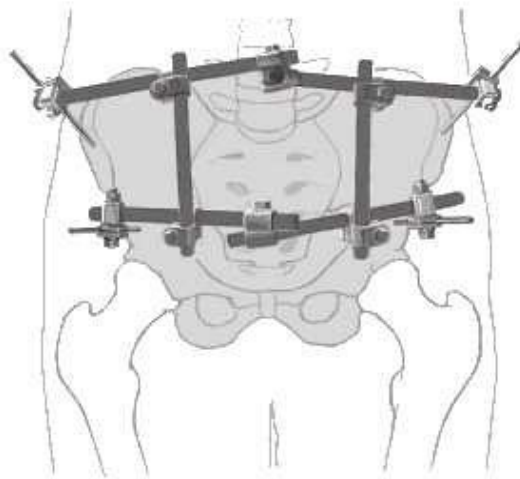
Link: [http://www.westpfalz-klinikum.de/westpfalz-klinikum/content/e15882/e15878/e14230/e25640/e18698/index\\_ger.html](http://www.westpfalz-klinikum.de/westpfalz-klinikum/content/e15882/e15878/e14230/e25640/e18698/index_ger.html)

### 2.3.4 Fixateur externe

Der externe Beckenfixateur ist neben der Beckenzwinge das Mittel der Wahl zur Notfallstabilisierung bei komplexen Beckenverletzungen. Er ist die in den Literaturbeschreibungen am häufigsten verwendete Methode der primären Stabilisierung des Beckens, zur Reduktion des Beckenvolumens und der Blutungskontrolle. [37,38,39,40]

Bei der Anlage eines externen Beckenfixateurs erfolgt heutzutage meist die Reposition über eine bzw. zwei in die Ossa ilii eingebrachten Schanzschrauben mit einfacher supraacetabulärer Fixation, oder mittels doppelter Fixation mit einem zweiten kranialen Schraubenpaar, das jeweils in die Crista iliaca eingebracht wird. Im Rahmen dieser Arbeit soll vor allem auf die kaudale Schraubenplatzierung des externen Beckenfixateurs eingegangen werden. Die Pin-Platzierung erfolgt in diesem Fall auf Höhe der Spina iliaca anterior inferior im Bereich des festen supraacetabulären Knochenmaterials.

Der Vorteil der supraacetabulären Applikation der Schanz-Schrauben gegenüber der Einbringung über den Beckenkamm, ist die festere Verankerung im Knochen und die dadurch bessere Stabilität. Zudem wurden, im Gegensatz zur Schraubenplatzierung an der Crista iliaca, weniger häufig Verkippungen der Beckenhälften mit Verschiebungen der Symphyse und des Sakroiliacalgelenks beobachtet. [41]



**Abbildung 19: Prinzip der doppelten Fixation.**

*Quelle: Kohn D, Pohlemann T. Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung. p. 174. Berlin, Heidelberg; Springer; 2010*

#### **2.3.4.1 Montageprinzip des Beckenfixateurs**

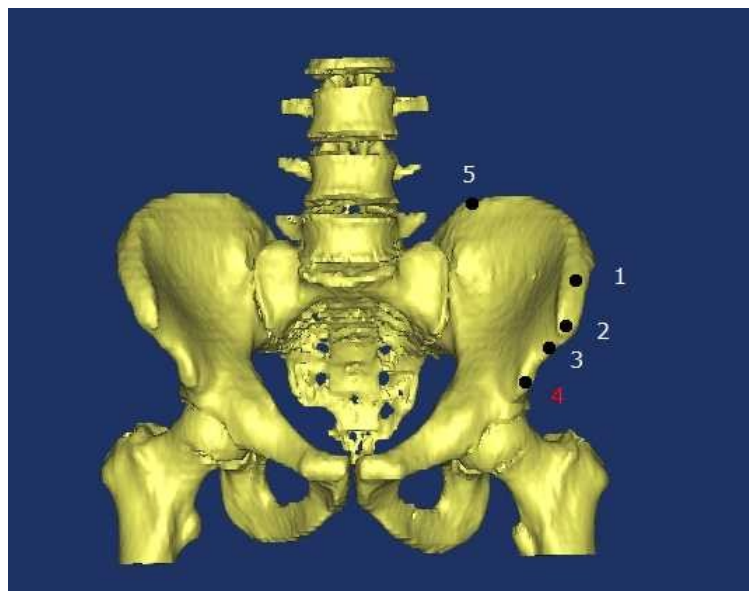
Das Prinzip des Fixateur externe ist relativ einfach und wird an mehreren Körperlokalisationen zur Frakturversorgung angewandt. Am Becken werden, Zahl und Lokalisation von der Indikation abhängig, selbstschneidender Schanz-Schrauben in den Knochen eingebracht und anschließend mit einer außerhalb des Körpers liegenden Rohrmontage verbunden und so eine Kompression auf den dazwischenliegenden Bereich ausgeübt.

Eine möglichst feste Verankerung der Schanz-Schrauben im Knochen bestimmt die stabilisierende Wirkung einer externen Fixation. Die Spitze

der Schraube sollte in der Kortikalis liegen, weder darüber hinausgehen, noch zu kurz sein und in der Spongiosa zu liegen kommen. Die geringere Festigkeit der, den Großteil der Schraube umgebenden, Spongiosa ist der begrenzende Faktor für die Fixation. Die vom Beckenfixateur auf die Schanz-Schrauben übertragene Kraft, führt zu radialen Belastungen auf den Bohrkanal und kann so zu Lockerungen der Schrauben führen. [42]

Für die Schraubenplatzierung im Beckenknochen gibt es mehrere Möglichkeiten:

1. im vorderen Drittel der Crista iliaca
2. an der Spina iliaca anterior superior (SIAS)
3. zwischen der SIAS und der SIAI (Spina iliaca anterior inferior) → supraacetabulär
4. an der SIAI → supraacetabulär (in dieser Arbeit behandelt)
5. dorsal am Os ilium, lateral des Iliosakralgelenks (ISG) → schräg dorsal



**Abbildung 20: Möglichkeiten der Schraubenplatzierung.**

### **2.3.4.2 Indikation**

Eine externe Fixation findet vor allem bei Polytraumapatienten mit instabilen Beckenfrakturen ihren Einsatz, wenn eine primäre interne Stabilisierung aufgrund von offenen oder geschlossenen lebensbedrohlichen Weichteilverletzungen, unmöglich ist. [43]

Eine sehr gute Stabilisierung durch einen Fixateur externe kann bei sogenannten ‚open-book‘ – Verletzungen vom Typ B erzielt werden, wobei hier jeweils eine Schraube auf Höhe der SIAI auf jeder Seite ausreichend ist. Bei Verletzungsmustern vom Typ C mit Zerreissungen der hinteren Beckenringanteile, kann oftmals keine zufriedenstellende Stabilisierung des hinteren Beckenrings durch die Standardkonstruktion erfolgen. [44,45]

Im dorsalen Beckenring kann durch Anlage einer Beckenzwinge meist eine bessere Stabilität und Fixierung erreicht werden.

Generell gilt der supraacetabuläre Fixateur externe als Standardmethode zur Primärstabilisierung von Typ-B- sowie Typ-C-Verletzungen des Beckens nach AO-Klassifikation, und wird zur definitiven Behandlung lateraler Kompressionsverletzungen herangezogen. [7]

### **2.3.4.3 Anlagetechnik der supraacetabulären Schraubenplatzierung**

Für die Anlage eines externen Fixateurs muss der Patient auf den Rücken gelagert werden. Die Hautinzision erfolgt auf beiden Seiten ungefähr 3 cm medial und 4cm distal der gut tastbaren Spina iliaca anterior superior. Danach wird stumpf bis zur SIAI präpariert. Es folgt die Einbringung der Schrauben mit einem Trokar. Als Richtwerte für die Bohrrichtung gilt laut Literatur ungefähr ein Winkel von 20 Grad nach kranial und 30 Grad nach medial. Kontrolliert wird die Einbringung

durch den regelmäßigen Einsatz eines Bildverstärkers. Mit Ausnahme der oben erwähnten ‚open-book‘-Verletzungen wird danach das zweite Schraubenpaar etwa 3cm proximal der ersten Schrauben platziert. Die Schrauben werden jeweils bis zu einem, klinisch beurteilbaren, stabilen Sitz eingebracht. Anschließend erfolgt die Verbindung der eingebrachten Schanz-Schrauben und Reposition der Fraktur durch eine zeltförmige Rohr-zu-Rohr-Montage. [44]

Auf einen ausreichenden Abstand zur Bauchdecke muss geachtet werden, da es häufig aufgrund von Störungen der Darmmotilität zu erheblichen abdominellen Volumszunahmen kommen kann. [46]

#### **2.3.4.4 Komplikationen**

Eine falsche Bohrrichtung sowie osteoporotische Knochenverhältnisse können zu Perforationen des Os ilium führen und alternative Fixierung, über die Crista iliaca, erforderlich machen. [47] Ebenso kann es, aufgrund der engen Beziehung zum Hüftgelenk, zu Perforationen des Gelenks kommen. Als Richtwert gilt eine Einbringung des Pins mit einem mindestens 1,6 cm betragenden Sicherheitsabstandes oberhalb des radiologisch sichtbaren Gelenkspalts. [48]

Zu den Komplikationen bei oder nach Anlage eines Fixateur externe des Beckens gehören Nagellockerungen und Pininfektionen, die mit einer Rate von 0-5% angegeben werden. [49] Infektionen der Weichteile (19,5%) und ossäre Infektionen (9,3%) sind die häufigsten in der Literatur berichteten Folgen, die ein Ausheilen der Fraktur verzögern können. [50]

Weiters besteht das Risiko von Nervenverletzungen, insbesondere des N. cutaneus femoris lateralis und des N. femoralis, sowie Verletzungen der großen Gefäße A. und V. femoralis, verursacht beim Einbringen des Pins und durch Fehllagen der Schanz-Schrauben. [44] Berichte über

Verletzungen des N. cutaneus femoris lateralis schwanken zwischen 1% bis 13% der Fälle. [49]

#### **2.3.4.5 Nachteile und Alternativmethoden**

Die größten Probleme durch wenig zufrieden stellende Stabilisierung bei Anlage eines externen Fixateurs, finden sich bei ausgeprägten vertikalen Instabilitäten im Zuge von Typ-C-Verletzungen des Beckens. Dazu kommt es durch komplette Zerreißen des ISG und der Symphyse, die mit einem Fixateur externe auch nach erfolgter Reposition kaum stabilisiert werden können und es somit zahlreich zu Redislifikationen kommt. [51]

Von einigen Autoren wird deshalb bei größeren kreislaufwirksamen Verschiebungen des hinteren Beckenrings eine Beckenzwinge zur primären Stabilisierung empfohlen. [44]

Allerdings wurden auch wenig zufrieden stellende Repositionsergebnisse für die Beckenzwinge nach Ganz beschrieben. Als Grund dafür werden Fehlplatzierungen der Pins, sowie unzureichende Reposition vor Anlage der Beckenzwinge, genannt. [52]

Der Fixateur externe und die Beckenzwinge sind somit kaum zu definitiven Versorgung von Beckenringfrakturen geeignet und haben ihren Platz in der raschen und einfachen Notfallstabilisierung komplexer Beckenverletzungen. Zufriedenstellende anatomische Verhältnisse können meist erst durch verletzungsspezifische interne Osteosynthesemethoden erreicht werden.

#### **2.3.4.6 Nachbehandlung**

Je nach Zustand des Patienten soll versucht werden einen ehest möglichen Wechsel der Frakturversorgung auf eine interne Osteosynthese zu vollziehen. Bei reinen Typ-B-Verletzungsmustern

kann, unter der Versorgung mit einem Fixateur externe, eine sofortige Mobilisierung unter Teilbelastung angestrebt werden. Bei Vorliegen eventueller Begleitverletzungen, müssen spezielle Anforderungen bei der Lagerung des Patient berücksichtigt werden. [44]

### **2.3.5 Therapie von unkomplizierten Beckenringverletzungen**

Bei Frakturen und Instabilitäten des Beckens ohne einhergehende Kreislaufinstabilitäten und lebensbedrohlichen Begleitverletzungen, erfolgt die Versorgung nach ausführlicher Diagnostik je nach Klassifikation und Typ der Verletzung.

#### **2.3.5.1 Typ-A-Verletzungen**

In der Regel bedarf es bei Typ-A-Verletzungen keiner operativen Intervention und sie können konservativ behandelt werden. Eine Ausnahme stellen mögliche Abrisse funktionell wichtiger Muskelursprünge, sowie transpubische Instabilitäten dar. In diesen Fällen ist eine operative Intervention gefragt, wobei zweitens durch eine ventrale Fixateur-externe-Montage mit vier supraacetabulär gelegenen Schanzschrauben, versorgt werden kann. [13]

#### **2.3.5.2 Typ-B-Verletzungen**

Unverschobene Typ-B-Verletzungen können trotz partieller dorsaler Instabilität ebenfalls konservativ behandelt werden, da das kräftige Periost, die anliegenden Bänder und die Muskulatur im Bereich der Schambeinäste meist eine ausreichende Stabilität sicherstellen. [12]

Liegt jedoch eine Dislokation vor ist eine operative Intervention indiziert. Die ventrale Instabilität ausgelöst durch eine

Symphysenruptur wird offen reponiert und durch eine 4,5-mm-4-Loch-Standard-DC-Platte kranial auf den Schambeinästen stabilisiert. Der Zugang erfolgt hier durch einen horizontalen Pfannenstielquerschnitt. Wie bereits weiter oben erwähnt, kann eine ‚open-book‘-Verletzung vom Typ-B durch einen supraacetabulär angebrachten Fixateur externe stabilisiert werden. [13,44]

### **2.3.5.3 Typ-C-Verletzungen**

Aufgrund des erheblichen Stabilitätsverlustes bei Typ-C-Verletzungen, muss eine operative Versorgung erfolgen. Um die Repositio der ventralen Beckenringanteile zu erleichtern sollte zuerst die dorsale Instabilität im Zuge einer offenen Osteosynthese behoben werden. [13]

Bei transiliakalen Instabilitäten gibt es bei den Frakturen große morphologische Unterschiede. So wird bei Defekten im Bereich des Beckenkamms eine innere Fixation mit 3,5-mm-Zugschrauben angewandt. Handelt es sich um eine Fraktur der Beckenrandregion, erfolgt eine Versorgung mit DCP, LC-DCP oder 3,5-mm-Rekonstruktionsplatten. [12]

Bei iliosakralen Instabilitäten infolge einer Zerreißung des ISG, erfolgt eine Versorgung durch eine ventrale Plattenosteosynthese mit 3-Loch- oder 4-Loch-3,5- bzw. -4,5-mm-DCPs. [12] Derartige Luxationen müssen in der Regel offen reponiert werden. Der Zugang erfolgt von anterolateral mit einem 12-15 cm langen Hautschnitt von der SIAS über der Crista iliaca nach dorsal. Dann wird bis zur Iliosakralfuge präpariert indem der M. iliacus von der inneren Beckenschaufel abgeschoben wird. [13]

Liegen zusätzlich Frakturen des Os ilium (transiliakal) oder des Os sacrum (transsakral) vor, werden diese zusätzlich mit Schrauben fixiert und somit eine kombinierte Schrauben- und Plattenosteosynthese durchgeführt. [12,13]

Bei einer kaum verschobenen Iliosakralfuge und möglicher geschlossener Reposition, kann auch eine Stabilisierung des ISG durch transiliosakrale Zugschrauben erfolgen. Dabei werden zwei 6,5-mm-Zugschrauben mit Unterlegscheibe von lateral durch die Iliosakralfuge in die Pedikel von S1 und S2 eingebracht. Diese Technik nach Matta erfolgt unter Anwendung eines Röntgenbildverstärkers, um iatrogen verursachte Verletzungen des Plexus lumbosacralis zu vermeiden. [17,53]

#### **2.3.5.4 Frakturen des Os sacrum**

Eine häufige Komplikation bei transsakralen Verletzungen sind Frakturen die zusätzlich Nervenfasern der Cauda equina betreffen. Vor allem bei Frakturverläufen in der zentralen und transforaminalen Zone des Sakrums, finden sich gehäuft Kompressionen neuronaler Strukturen.

Um eine neurologische Beteiligung einer Verletzung vor der operativen Sanierung zu diagnostizieren, spielen das Erkennen neurologischer Ausfälle in der klinische Untersuchung, sowie eine genaue Beurteilung der bildgebenden Diagnostik in Hinsicht auf Knochenfragmente im Bereich der Nervenwurzeln, eine große Rolle. Weiters ist eine offene Reposition und Osteosynthese indiziert. Der Zugang erfolgt von posterior in Bauchlage des Patienten. Möglichkeiten der Frakturversorgung umfassen eine Distraktionspondylodese mit Fixateur interne, transiliosakrale Zugschrauben und eine ‚lokale‘ Osteosynthese, bei der die Platten rein im Sakrum verankert werden. [12,13,15]

#### **2.3.5.5 Komplikationen**

Beckenverletzungen haben ein sehr hohes Risiko für das Auftreten thromboembolische Komplikationen, vor allem die tiefe

Beinvenenthrombose mit einer Inzidenz von 7-10% und das Auftreten einer Lungenembolie in 2-3% der Fälle. [12] Nach Durchführung eines intensiven prä- und perioperativen Screenings (Farbduplex, MRT, Phlebographie), spielen für die Minimierung des Thromboserisikos sowohl eine ausreichende Thromboseprophylaxe, als auch eine frühzeitige Mobilisation eine entscheidende Rolle. [5,12]

Das Risiko des Auftretens von Infekten (6-7% bzw. 20-25% bei komplexen Beckentraumen) kann durch eine perioperative Antibiotikagabe erheblich gesenkt werden. [5] Zudem sollten postoperativ aufgetretene Hämatome rasch ausgeräumt werden und möglichst präzise und schonend operiert werden. [12]

Nervenläsionen, in erster Linie des N. ischiadicus, werden in bis zu 10% der Fälle beschrieben. Bei transforaminalen Sakrumfrakturen haben begleitenden Nervenverletzungen sogar eine Inzidenz von 28%. [5] Eine genaue präoperative Planung mit ausführlicher Primärdiagnostik und Klassifikation, sowie der Einsatz von Bildverstärkern, kann das Risiko zusätzlich iatrogen verursachter Nervenschädigungen senken. [12]

Das Auftreten von Lockerungen der Osteosynthesen nach operativer Versorgung der Frakturen und damit notwendige Reoperationen, werden zwischen 2 und 10% angegeben. [5]

#### **2.3.5.6 Prophylaxe**

Mit einem Thromboserisiko von 40-60% gehören Patienten mit Beckenfrakturen in die Hochrisikogruppe. Aus diesem Grund muss bei allen Patienten eine Thromboseprophylaxe durch eine einmalige Gabe eines niedermolekularen Heparins durchgeführt werden. Handelt es sich um Patienten mit zusätzlichen Risikofaktoren für die Entstehung einer Thrombose, muss eine Prophylaxe durch eine aPTT-kontrollierte intravenöse Heparin-gabe erfolgen. [13,54]

Aufgrund des hohen Infektionsrisikos bei Verletzungen und Operationen im Beckenbereich ist eine perioperative Antibiotikaprophylaxe empfohlen. [12]

### **2.3.5.7 Postoperative Nachbehandlung**

Die Nachbehandlung richtet sich individuell je nach Klassifikation der Fraktur und ihrem Versorgungstyp. Generell sollte eine ehest mögliche Mobilisation des Patienten erfolgen. Bei konservativ behandelten stabilen Frakturen des Beckens, wird, abhängig von der Schmerzsituation, eine sofortige Vollbelastung unter analgetischer Therapie und, falls notwendig Gehhilfen, angestrebt. Operativ stabilisierte Verletzungen vom Typ-B und Typ-C werden ab dem zweiten Tag postoperativ mobilisiert, jedoch für die ersten 8-12 Wochen nur unter einer teilweisen Belastung (15-20kg). Nach dieser Zeit wird schrittweise an eine Vollbelastung herangeführt. Laufende Röntgenkontrollen nach der Mobilisation sollen mögliche Dislokationen, verursacht durch fehlerhafte Klassifikation oder Versorgung der Beckenringverletzung, aufzeigen. [4,5,12,13]

### **2.3.5.8 Prognose**

Ausschlaggebend für die Prognose eines Patienten mit Beckentrauma ist die Qualität der präklinischen und klinischen Einschätzung und dementsprechender Versorgung, hinsichtlich Blutungsintensität, Begleitverletzungen und Klassifikation der Beckenringverletzung. [13]

So kann laut Ergebnis der Multicenterstudie der Arbeitsgruppe Becken der AO und DGU, bei richtig eingesetzter konservativer und operativer Therapie, in knapp 80% der Fälle eine anatomische Ausheilung erzielt werden. [5]

Neurologische und urologische Begleitverletzungen verhindern jedoch bei rund einem Drittel der Patienten ein ausreichend zufriedenstellendes Ergebnis. [5] So sind zum Beispiel nur 40% der Patienten zwei Jahre nach einer Typ-C-Verletzung wirklich schmerzfrei. [13]

Die Letalität beträgt bei isolierten Beckenringsverletzungen 5%, bei Komplextraumen 20%, bei Verletzungen mit hämodynamischer Instabilität 33% und hat in Fällen mit notfallmäßiger Hemipelvektomie nach Crush-Verletzungen ihren Gipfel mit 66%. [5]

### 3 Zielsetzung, Material und Methoden

Im Zentrum dieser Arbeit stand die Vermessung der morphometrischen Verhältnisse des menschlichen Beckens, im Speziellen die ossären Beckenverhältnisse im Bereich der supraacetabulären Schraubenplatzierung an der SIAI für die Montage eines Fixateur externe. Dies wurde mit Hilfe einer speziellen Computersoftware an dreidimensionalen Darstellungen der Beckenregion sowie an den klassischen CT-Schnittbildern durchgeführt. Die für die Messungen verwendeten CT-Bilder wurden mit einem 64-zeiligen Computertomographen der Firma Siemens SOMATOM Sensation® CT System (Siemens Medical Solutions USA Inc., 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355, United States) erstellt.

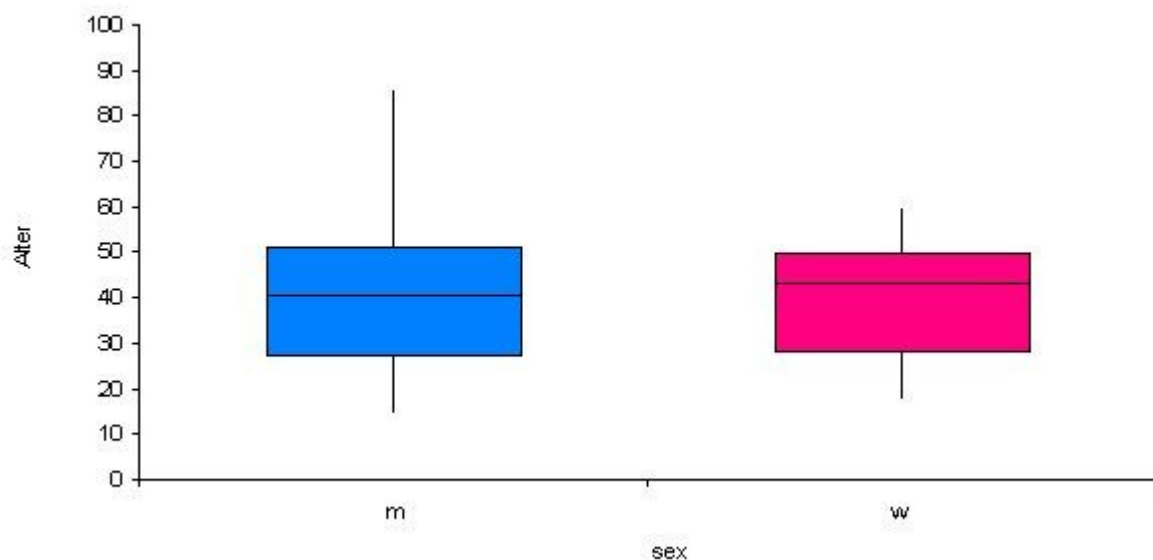
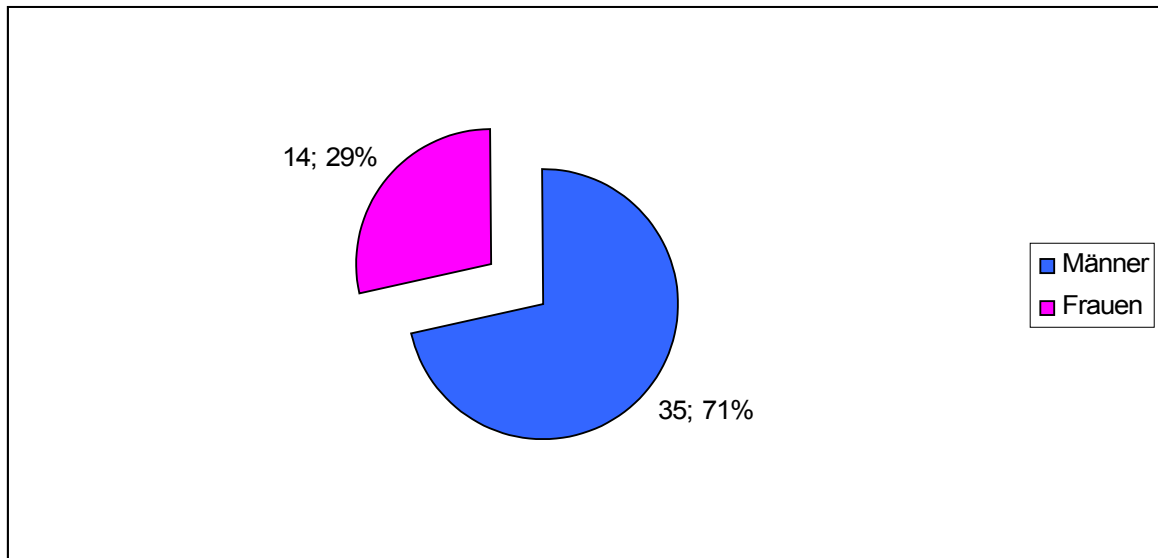


Abbildung 21: Altersverteilung

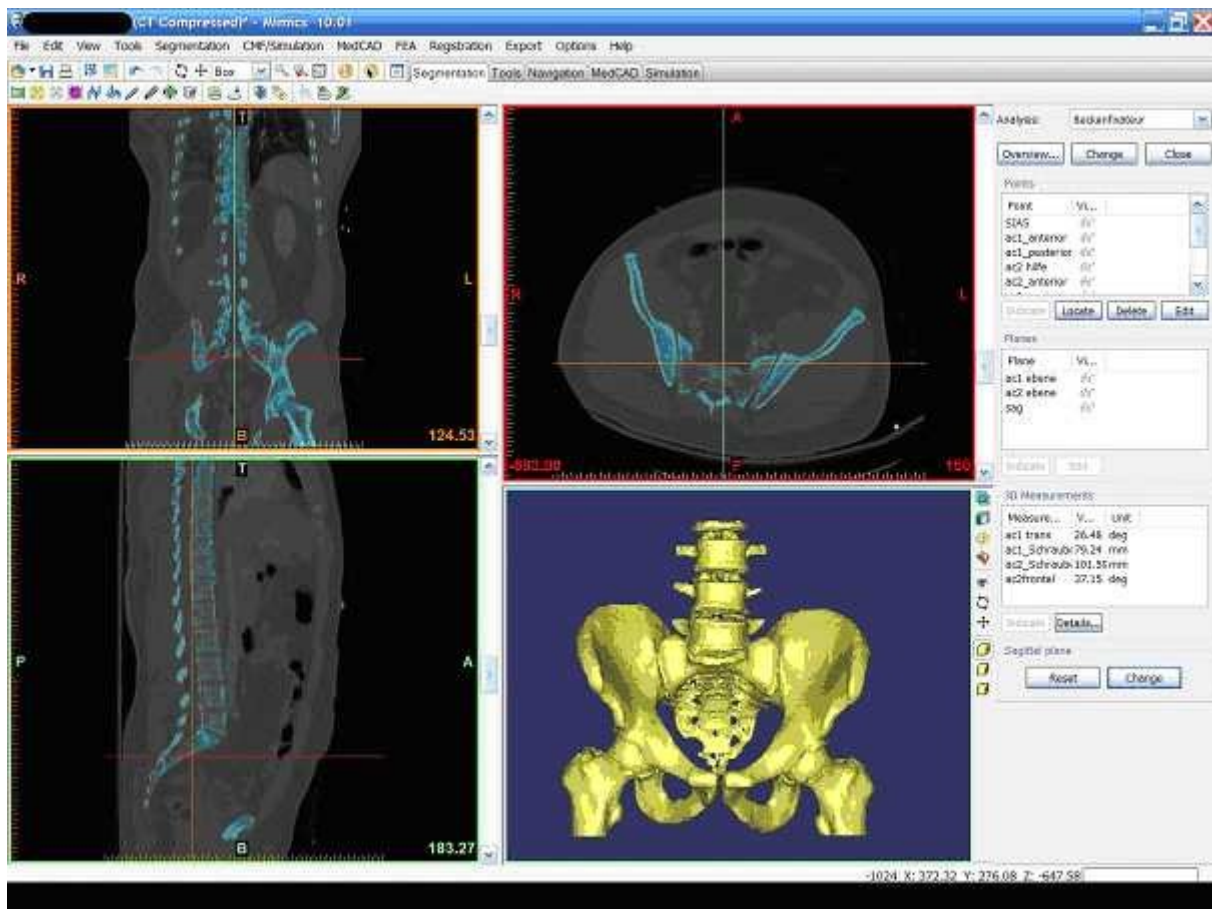
Die herangezogene Patientengruppe umfasste 49 Patienten im Alter von 15 bis 86 Jahren mit einem durchschnittlichen Alter von 40,6 Jahren. Darunter waren 13 (26,5%) weibliche sowie 36 (73,5%) männliche Patienten. Da es sich bei den Patienten um polytraumatisch Verletzte handelte, wurden Bilder von Patienten mit radiologischen Anzeichen auf eine Verletzung der Beckenregion nicht zur Abmessung herangezogen.



**Abbildung 22: Geschlechtsverteilung**

Für die Abmessungen verwendet wurde die Bildbearbeitungssoftware MIMICS® (Materialise, Leuven, Belgien). Diese ermöglicht die Darstellung der herkömmlichen sagittalen, transversalen und axialen Schnittbilder der Computertomographie, sowie die Erstellung von dreidimensionalen Modellen und ermöglicht so eine exakte Vermessung der Patientenbilddaten. Die Vermessungen wurden von zwei Untersuchern unabhängig voneinander durchgeführt.

Die Ergebnisse der Messungen wurden für die statistische Auswertung in das Datenverarbeitungsprogramm Microsoft Excel (© 2010 Microsoft Corporation) exportiert und Mittelwerte, Standardabweichung, Interobserver-Variabilität und Signifikanz ermittelt.



**Abbildung 23: Arbeitsoberfläche der Bildbearbeitungssoftware MIMICS® (Materialise, Leuven, Belgien).**

Zur Vermessung des Beckenknochens wurden in den einzelnen Patientenbildern standardisierte Punkte definiert und gesetzt. Deshalb wurde im ersten Schritt überlegt, welche Ergebnisse klinisch eine Rolle bei der Einbringung der Schrauben eines Fixateur externe spielen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde vor allem die supraacetabuläre Schraubeneinbringung an der SIAI behandelt und die Bezugspunkte dementsprechend definiert. Diese wurden mit Hauptaugenmerk auf Ermittlung der Länge und den Einbringungswinkel der Schraube gewählt.

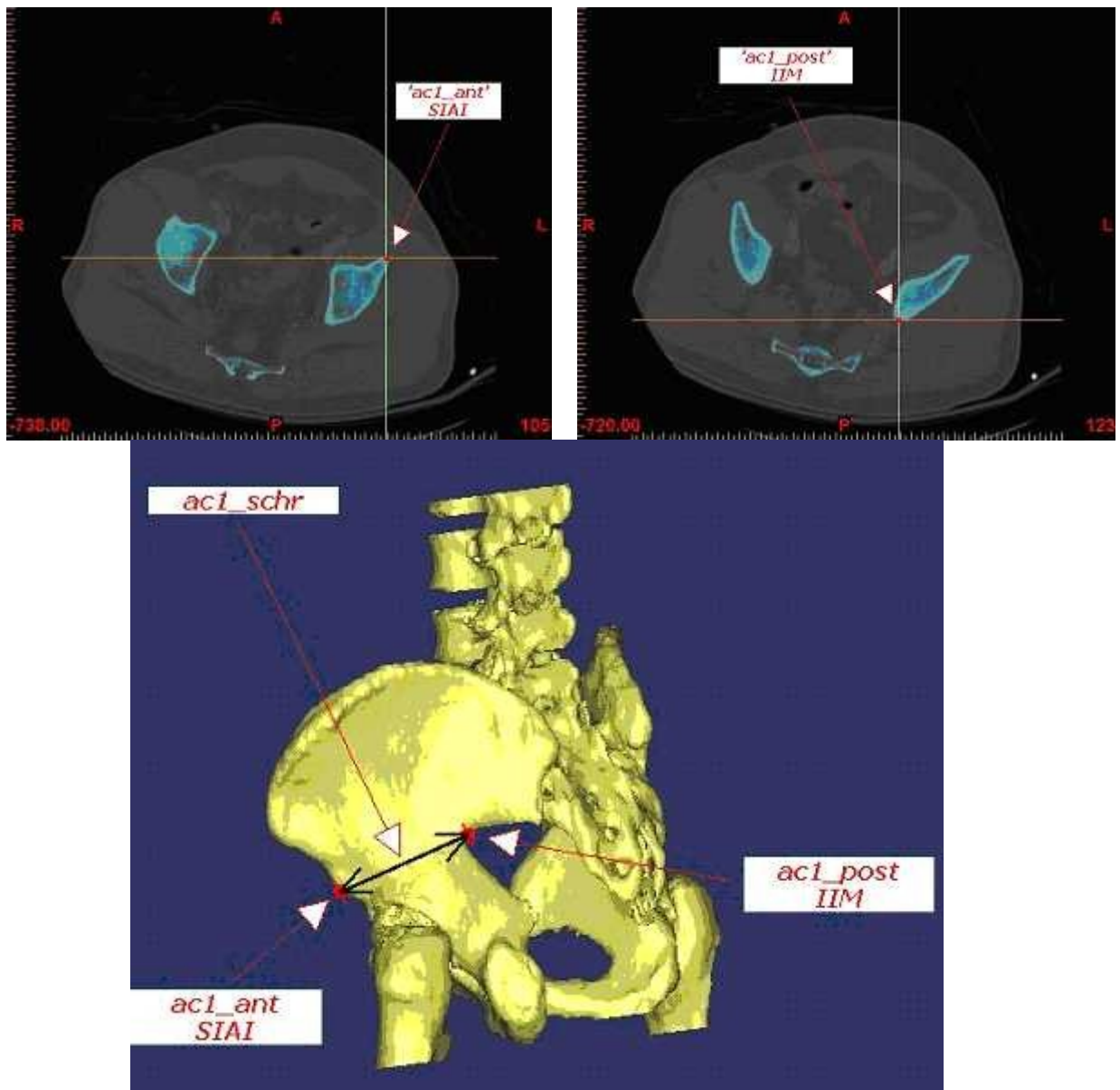
Bevor die jeweiligen Punkte gesetzt werden konnten, wurde die zu untersuchende Region durch Filtereinstellungen hervorgehoben und ein dreidimensionales Modell des Beckens erstellt. Es wurden zuerst Rahmen gesetzt um die angezeigten Bilddaten auf das Becken mit angrenzenden Bereichen der unteren Wirbelsäule und Hüftregion einzuschränken. Im nächsten Schritt wurde ein Gewebefilter entsprechend eingestellt, um ausschließlich das für die Messung erforderliche Knochengewebe anzuzeigen. Im letzten dieser vorbereitenden Schritte wurde mithilfe der Bildbearbeitungssoftware ein virtuelles 3D-Modell der definierten Region erstellt. An diesem Modell, sowie an den Standardschnitten der CT-Bilder, Coronarschnitt, Sagittalschnitt und Transversalschnitt, wurden dann die Punkte festgelegt, bzw. auf Exaktheit ihrer Lage überprüft.

Alle Messungen wurden von zwei Untersuchern unabhängig voneinander durchgeführt, um eine eventuelle Interobserver - Verzerrung ausschließen zu können.

### **3.1 Ermittlung der Schraubenlänge**

Zur Ermittlung der supraacetabulären Schraubenlänge wurden zwei Punkte im 3D-Modell benötigt. Dies war einerseits die Eintrittsstelle der Schraube, andererseits der gewünschte Lagepunkt der Schraubenspitze im Becken. Somit wurde mit „ac1\_ant“ jener Punkt an der SIAI benannt, an dem der Pin bei der supraacetabulären Fixationsmethode eingebracht wird. Für eine bestmögliche Verankerung der Schraube sollte die Schraubenspitze in der Kortikalis der Incisura ischiadica major zu liegen kommen. Dementsprechend wurde der zweite Punkt gesetzt und mit „ac1\_post“ benannt. Somit ergibt sich durch die Verbindung

beider Punkte eine Strecke die die Schraubenlänge definiert und mit ‚ac1\_schr‘ bezeichnet wurde.

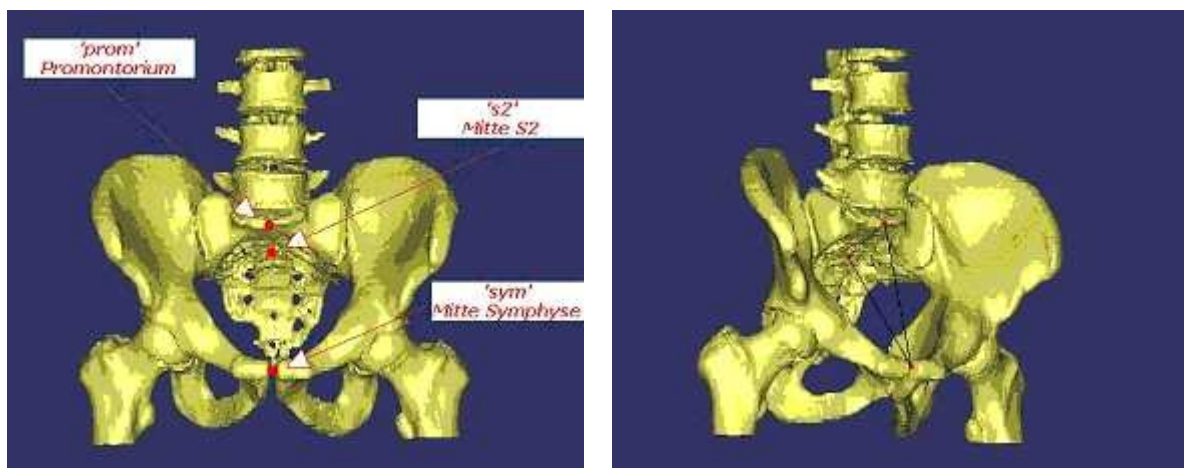


**Abbildung 24: Definition der Punkte "ac1\_ant" und "ac1\_post" zur Ermittlung der Länge der Schanz-Schrauben.**

### 3.2 Ermittlung des Einbringungswinkels

Als zweite Hauptinformation sollte die Einbringungsrichtung und somit der Winkel zwischen Schanz-Schraube und Median-Sagittal-Ebene ermittelt werden.

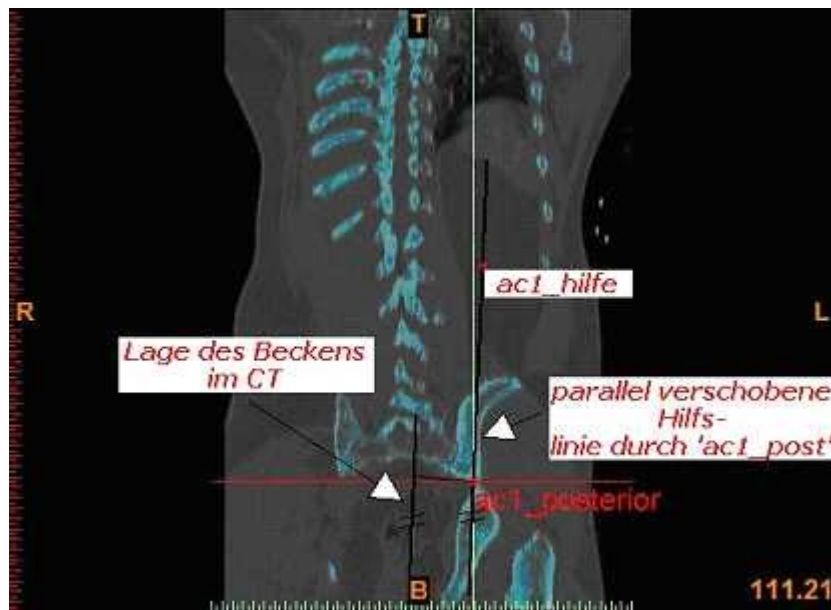
Im Bereich der Beckenmitte wurden mit den Punkten „prom“ am Promontorium, „s2“ in der Mitte des zweiten Sakralwirbels und „sym“ in der Mitte des Symphysenspaltes, drei Punkte gewählt, mit denen die Median-Sagittal-Ebene des Beckens definiert wurde.



**Abbildung 25: Wahl der Punkte "prom", "s2" und "sym" und Konstruktion der Median-Sagittal-Ebene.**

Da durch die dreidimensionalen Rekonstruktionen der Beckenaufnahmen die Möglichkeit bestand, eine für die Praxis relevante Winkelmessung im Raum durchzuführen, musste, um möglichst exakte Ergebnisse zu erzielen, eine zweite Ebene definiert werden. Diese Ebene wurde ausgehend von der Position der Schraube im Knochen, unter Berücksichtigung der nicht immer achsengerechten Lage des Patienten während der CT-Aufnahme, definiert. Die die zweite Ebene konstruierenden Punkte waren somit „ac1\_ant“, „ac1\_post“ und ein von der Beckenlage im CT beeinflusster Hilfspunkt „ac1\_hilfe“.

Um einen Punkt in dieser Ebene zu ermitteln, wurde im CT – Coronarschnitt, mit Hilfe einer Geraden bestimmt durch die Punkte „prom“, „s2“ und „sym“, die jeweilige Lage des Beckens während der CT-Aufnahme bestimmt. Diese Gerade wurde anschließend durch den Punkt ‚ac1\_post‘ parallel verschoben und entlang dieser Linie der Hilfspunkt „ac1\_hilfe“ gesetzt und somit eine „Schraubenebene“ konstruiert.



**Abbildung 26: Konstruktion des Punktes "ac1\_hilfe".**

## **4 Ergebnisse**

### **4.1 Schraubenlänge**

Der gemessene Abstand zwischen dem Einbringungspunkt an der SIAI und der Kortikalis an der Incisura ischiadica major bestimmt die maximale Länge der Schanzschraube.

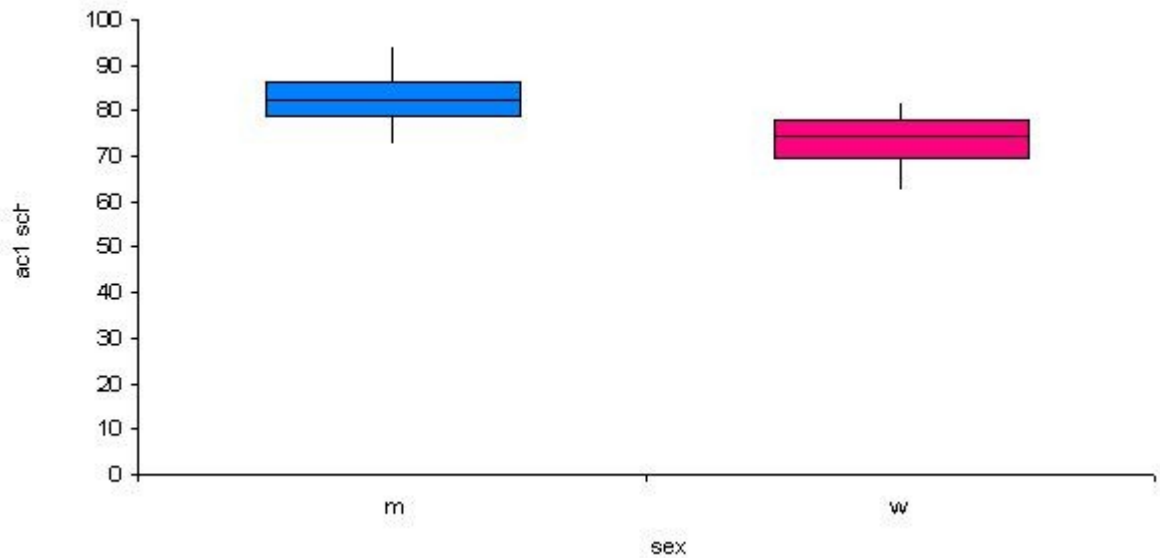
Die Messungen aller Patienten ergaben eine durchschnittliche Länge der Strecke „ac1\_schr“ von 80,39 mm mit einer Standardabweichung von 6,33 mm und somit einer relativen Standardabweichung von 7,87%. Der Medianwert der Schraubenlänge lag bei einer Länge von 80,24 mm, mit maximal gemessenen Werten von 94,28 mm und minimalen Werten von 63,11 mm.

#### **4.1.1 Geschlechtsspezifische Ergebnisse**

Bei der geschlechtsspezifischen Auswertung wurde für die Schraube „ac1\_schr“ bei Männern eine durchschnittliche Länge von 82,66 mm mit einer Standardabweichung von 5,11 mm ermittelt. Bei Werten im Bereich von mindestens 72,96 mm bis maximal 94,28 mm, ergab sich ein Medianwert von 82,5 mm.

Am weiblichen Becken wurde eine durchschnittliche Schraubenlänge von 74,1 mm mit einer Standardabweichung von 5,04 mm gemessen. Bei einem Medianwert von 74,59 mm reichten die gemessenen Streckenlängen von minimal 63,11 mm bis höchstens 81,91 mm.

Mithilfe dieser Ergebnisse konnte in Bezug auf die geschlechterspezifische Analyse eine hoch signifikante Korrelation (p-value: 0,00000000301) zwischen dem Geschlecht des Patienten und der ermittelten Schraubenlänge festgestellt werden.



**Abbildung 27: Boxplot geschlechtsspezifische Schraubenlänge "ac1\_schr"**

**Tabelle 1: Messergebnisse Schraubenlänge "ac1\_schr".**

„ac1_schr“	Mittelwert [mm]	$\sigma \pm$ [mm]	relative $\sigma \pm$ [%]	Median [mm]	Max. [mm]	Min. [mm]
Gesamt	80,39	6,33	7,87	80,24	94,28	63,11
Männer	82,66	5,11	6,18	82,50	94,28	72,96
Frauen	74,10	5,04	6,80	74,59	81,91	63,11

#### 4.1.2 Untersucherspezifische Ergebnisse

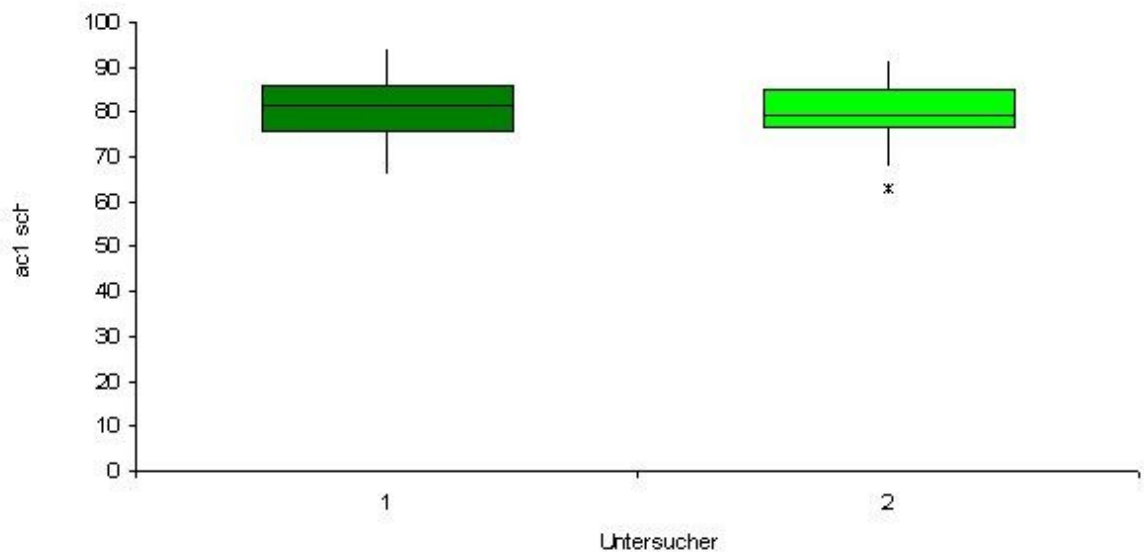
Um eine Aussage über die Interobserver-Variabilität und Signifikanz der Ergebnisse zu erlangen, wurden alle Abmessungen von zwei Untersuchern getrennt voneinander durchgeführt.

Die Messungen von Untersucher 1 ergaben eine durchschnittliche Schraubenlänge von 80,67 mm mit einer Standardabweichung von 6,48 mm. Die maximalen und minimalen Messungen der Strecke „ac1\_schr“

lagen bei 94,28 mm bzw. 66,36 mm und es zeigte sich ein Medianwert von 81,56 mm.

Bei Untersucher 2 zeigte sich eine Durchschnittslänge von 80,11 mm mit einer Standardabweichung von 6,23 mm. Bei maximalen Streckenlängen von 91,65 mm und minimalen Messungen von „ac1\_schr“ von 63,11 mm wurde hier ein Medianwert von 79,42 mm ermittelt.

Dies ergab im Bezug auf die untersucherspezifische Analyse keine signifikante Korrelation (p-value: 0.665) zwischen der gemessenen Schraubenlänge und dem durchführenden Untersucher und verleiht somit den gemessenen Werten eine Aussagekraft.



**Abbildung 28: Boxplot untersucherspezifische Schraubenlänge "ac1\_schr"**

**Tabelle 2: Interobserver-Variabilität der Messungen für "ac1\_schr".**

„ac1_schr“	Mittelwert [mm]	$\sigma\pm$ [mm]	relative $\sigma\pm$ [%]	Median [mm]	Max. [mm]	Min. [mm]
Gesamt	80,39	6,33	7,87	80,24	94,28	63,11
Untersucher 1	80,67	6,48	8,03	81,56	94,28	66,36
Untersucher 2	80,11	6,23	7,78	79,42	91,65	63,11

## 4.2 Einbringungswinkel

Als zweites Ergebnis wurde der Einbringungswinkel der Schraube im Bezug zur Sagittalebene des Beckens gesucht. Der dabei zwischen der Schraubenebene und der Medianebene eingeschlossene und in der Transversalebene liegende Winkel wurde mit „ac1\_trans“ bezeichnet.

Der bei allen Patienten durchschnittlich gemessene Winkel betrug  $21,83^\circ$ , bei einer Standardabweichung von  $4,15^\circ$  (relative Standardabweichung: 19,01%). Dies ergab bei Winkelgrößen im Bereich von mindestens  $11,73^\circ$  bis maximal  $31,78^\circ$ , für „ac1\_trans“ einen Medianwert von  $22,54^\circ$ .

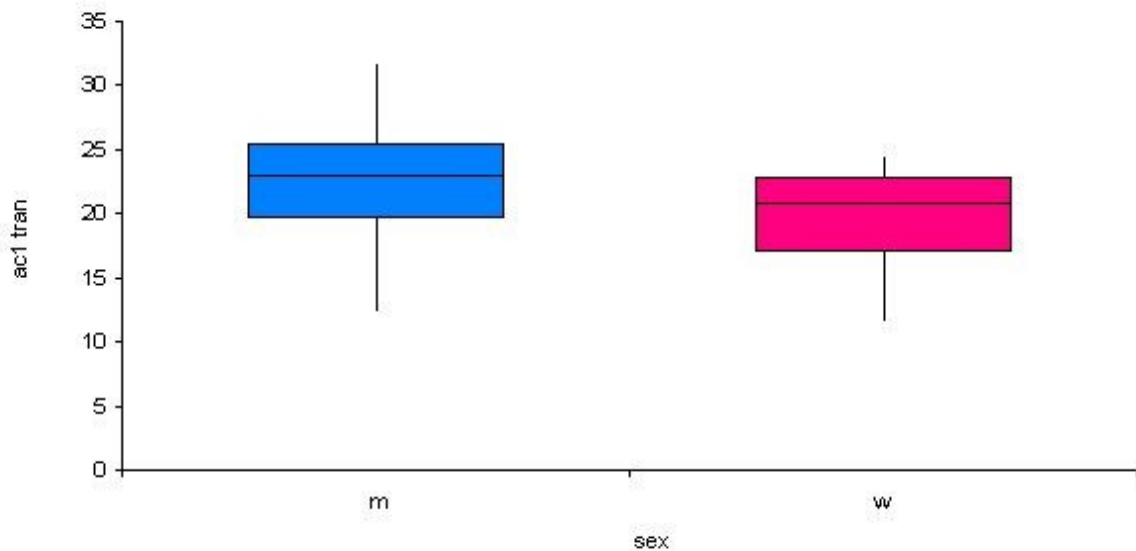
### 4.2.1 Geschlechtsspezifische Ergebnisse

Die Aufschlüsselung der Messergebnisse nach dem Geschlecht, ergab für die männliche Patientengruppe einen mittleren „ac1\_trans“-Winkel von  $22,59^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $3,96^\circ$ . Der Medianwert betrug  $23,04^\circ$ , wobei die Ergebnisse für den Winkel von minimal  $12,44^\circ$  bis maximal  $31,78^\circ$  variierten.

Bei Frauen wurde ein durchschnittlicher Winkel von  $19,74^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $4,0^\circ$  gemessen. Bei einem Medianwert von

20,89° reichten die Werte für „ac1\_trans“ bei weiblichen Patienten von mindestens 11,73° bis hin zu höchstens 24,51°.

Somit konnte auch hier eine hoch signifikante Korrelation zwischen dem Patientengeschlecht und dem Einbringungswinkel der Schanzschraube gezeigt werden (p-value: 0,0032).



**Abbildung 29: Boxplot geschlechtsspezifischer Einbringungswinkel "ac1\_trans"**

**Tabelle 3: Messergebnisse Einbringungswinkel "ac1\_trans".**

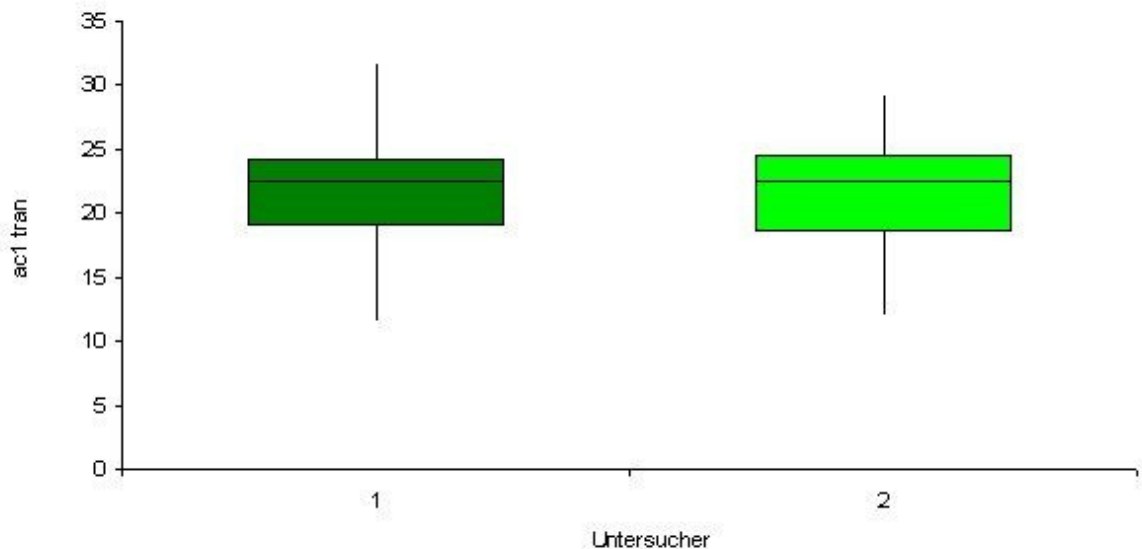
„ac1_trans“	Mittelwert [°]	$\sigma \pm$ [°]	relative $\sigma \pm$ [%]	Median [°]	Max. [°]	Min. [°]
Gesamt	21,83	4,15	19,01	22,54	31,78	11,73
Männer	22,59	3,96	17,53	23,04	31,78	12,44
Frauen	19,74	4,00	22,26	20,89	24,51	11,73

## 4.2.2 Untersucherspezifische Ergebnisse

Der durchschnittliche Winkel „ac1\_trans“ lag bei Untersucher 1 bei 22,05° mit einer Standardabweichung von 4,21°. Der kleinste gemessene Winkel lag bei 11,73°, der Maximalwert bei 31,78° und der Medianwert betrug bei Untersucher 1 22,56°.

Bei den Messungen von Untersucher 2 zeigte sich ein Durchschnittswinkel von 21,62° mit einer Standardabweichung von 4,12°. Bei einem Medianwert von 22,5° reichten die gemessenen Werte für den Winkel „ac1\_trans“ von minimal 12,13° bis maximal 29,29°.

Die untersucherspezifische Analyse ergab hiermit keine signifikante Korrelation (p-value: 0.609) zwischen dem gemessenen Winkel „ac1\_trans“ und dem abmessenden Untersucher und bestätigte auch in diesem Fall die gewählte Methodik mit aussagekräftigen Ergebnissen.



**Abbildung 30: Boxplot untersucherspezifischer Einbringungswinkel "ac1\_trans"**

**Tabelle 4: Interobserver-Variabilität der Messungen für "ac1\_trans".**

„ac1_trans“	Mittelwert [°]	$\sigma\pm$ [°]	relative $\sigma\pm$ [%]	Median [°]	Max. [°]	Min. [°]
Gesamt	21,83	4,15	19,01	22,54	31,78	11,73
Untersucher 1	22,05	4,21	19,10	22,56	31,78	11,73
Untersucher 2	21,62	4,12	19,06	22,50	29,29	12,13

## 5 Diskussion

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden die morphologischen Verhältnisse des Beckenknochens an 49 CT-Datensätzen polytraumatisierter Patienten untersucht. Dabei wurden mithilfe des Programms Mimics® (Materialise, Leuven, Belgien) Abmessungen an CT-Schnittbildern und dreidimensionalen Beckenmodellen durchgeführt. Im Zentrum dieser Arbeit stand die Ermittlung der knöchernen Beckenverhältnisse als Orientierungshilfe für ihre klinische Anwendung, mit dem Hauptaugenmerk auf eine supraacetabuläre externe Fixation mit Einbringung über die SIAI.

Der Vorteil externer Fixationssysteme ist die schnelle und relativ einfache Montage, wobei der Zeitfaktor speziell bei polytraumatisch Verletzten, mit zusätzlichen lebensbedrohlichen Begleitverletzungen, die wichtigste Rolle spielt. Die schnelle Stabilisierung, einhergehend mit venöser Tamponade und Kompression von möglichen Beckenblutungen durch eine Reduktion des Beckenvolumens und die frühzeitige Mobilisation sind einige wichtige Punkte externer Fixationsmethoden, die zur Reduktion der Mortalität bei Polytraumatisierten mit Beckenfrakturen führen und somit aus der primären Versorgung von Beckenfrakturen nicht wegzudenken sind. [55-63]

Der Fixateur externe ist die in der Literatur als am häufigsten genannte Methode zur Notfallstabilisierung des Beckens, gefolgt von der Beckenzwinge, die im Gegensatz zu den vorderen externen Fixateuren eine bessere Stabilisierung des hinteren Beckenrings gewährleistet.

Die DGU/AO MZ-Studie Becken III zeigte, dass Beckenfrakturen vom Typ A (43,1%) und Typ B (34,3%) nach AO, mit hauptsächlich vorderen Instabilitäten des Beckenrings, den Großteil gegenüber Frakturtypen vom Typ C (22,4%) nach AO, mit Stabilitätsverlust hinterer Beckenringanteile, darstellen. Somit ist in der primären Versorgung von

Beckenringverletzungen eine Stabilisierung der häufiger betroffenen anterioren Beckenringstrukturen durch eine Anlage eines vorderen externen Fixateurs indiziert.

Es werden generell drei Standardkonfigurationen von externen Beckenfixateuren verwendet, die anterosuperiore (Slätis Typ), die anteroinferiore (supraacetabulär) und die subcristale, wobei, wie bereits erwähnt, in dieser Diplomarbeit ausschließlich die Gegebenheiten für die am häufigsten angewandte supraacetabuläre Fixierung untersucht wurden. Dies ist von besonderem Interesse, da die externe Beckenfixation eine hohe Komplikationsrate mit sich bringt, die meisten die Pin-Platzierung betreffend.

In der Literatur finden sich zahlreiche Arbeiten, die verschiedenen Möglichkeiten der externen Fixation bei Beckenringverletzungen vergleichen. Dabei wurde vor allem die Probleme bei der Anlage, die Stabilität des Gerüsts und die Häufigkeit des Auftretens von Komplikationen wie Lockerung, Infektionen oder Verletzung umliegender Strukturen während der Anbringung, untersucht. Viele dieser Informationen wurden retrospektiv ermittelt sowie durch Testung biomechanischer Gegebenheiten an menschlichen Beckenknochenpräparaten erforscht.

Eine genauere Untersuchung der anatomischen Gegebenheiten im Becken und damit verbundenen Vor- und Nachteile der jeweiligen Fixationskonfiguration, wurde von Solomon, Pohl, Chehade, Malcolm, Howie & Henneberg (2008) durchgeführt und die Ergebnisse in ihrer Arbeit „Surgical Anatomy for Pelvic External Fixation“ behandelt. Hier wurden die drei weiter oben erwähnten Standardkonfigurationen, hinsichtlich anatomischer Gegebenheiten und Pineinbringung, sowohl an 30 menschlichen Kadavern als auch an 30 CT-Bildern normaler Becken,

untersucht. Dabei wurden an den Körpern sowohl Messungen der Knochenverhältnisse, als auch eine Betrachtung, der die jeweiligen Pineinbringungspunkte umgebenden Weichteilstrukturen, durchgeführt. An den CT-Bildern wurden, ähnlich dieser Diplomarbeit, Abmessungen der für die Schraubenplatzierung relevanten Knochenregionen durchgeführt.

Die die supraacetabuläre Pineinbringung betreffenden Ergebnisse dieser Arbeit, können mit den Messergebnissen dieser Diplomarbeit verglichen werden.

Bei Solomon et al. wurden mithilfe eines anthropometrischen Calipers die 60 Ossa iliaca der 30 Kadaver untersucht. Bezüglich des anteroinferioren Pins wurde in der Transversalebene der Abstand zwischen der SIAI und der IIM gemessen und als „lange supraacetabuläre Achse“ des Os ilium bezeichnet. Zusätzlich wurde als „kurze supraacetabuläre Achse“ die maximale Breite des Knochens in dieser Region vermessen. Nach denselben Kriterien wurde auch an den CT-Bildern die „lange und kurze Achse“ gemessen. Weiters wurde der Abstand zwischen der Haut und der SIAI gemessen um die zu durchdringende Weichteilmasse zu ermitteln. Zudem wurde auch der Winkel zwischen der „langen supraacetabulären Achse“ und der sagittalen Ebene des Beckens vermessen, um Aussagen zur Einbringungsrichtung treffen zu können. [64]

**Tabelle 5: CT-Messungen bei Solomon et al. [64]**

CT-Bild Messung	Durchschnitt [mm]	Min [mm]	Max [mm]
Lange supraacetabuläre Achse	78,06	62,00	96,00
Kurze supraacetabuläre Achse	39,16	26,00	50,00
Winkel Achse – Sagittalebene	23,85°	15,40°	40,70°
Haut - SIAI	35,56	22,00	57,00

**Tabelle 6: Calipermessungen bei Solomon et al. [64]**

Calipermessung	Durchschnitt [mm]	Min [mm]	Max [mm]
Lange supraacetabuläre Achse	69,66	62,00	88,00
Kurze supraacetabuläre Achse	18,93	13,00	22,00

Die in den Tabellen 4 und 5 aufgelisteten Ergebnisse, insbesondere die „lange supraacetabuläre Achse“, sowie die Winkelmessung zwischen der langen Achse und der sagittalen Ebene, sind mit den Messwerten dieser Diplomarbeit vergleichbar. Jedoch fehlt bei Solomon et al. eine geschlechterspezifische Aufschlüsselung der gemessenen Ergebnisse und somit eventuell hilfreiche signifikante Unterschiede der der Pineinbringungsparameter zwischen männlichen und weiblichen Becken.

In dieser Diplomarbeit stand eine Ermittlung der Schraubenlänge, der Einbringungswinkel des Pins bezogen auf die sagittale Ebene, sowie die geschlechterspezifische Auswertung in Hinsicht auf aussagekräftige Unterschiede der Beckenanatomie zwischen Männern und Frauen, die supraacetabuläre Pineinbringung betreffend, im Zentrum.

Für die Schraubenlänge „ac1\_schr“ ergaben sich Messwerte von durchschnittlich 80,39 mm, wobei der maximal gemessene Wert 94,28 mm und die kleinste Länge 63,11 mm betrug. Als anatomische Strukturen wurden wie bei Solomon et al. die SIAI als Eintrittspunkt und die Kortikalis im Bereich der IIM als Lagepunkt der Spitze gewählt. Die Punkte bei den Messungen dieser Diplomarbeit wurden jedoch nicht im transversalen CT-Schnittbild, sondern im erstellten dreidimensionalen Beckenmodell, gesetzt und zusätzlich in den transversalen CT-Schnitten die Exaktheit ihrer Lage kontrolliert. Wie aus den Ergebnistabellen ersichtlich, ergaben die Messungen ähnliche Ergebnisse wie die bei Solomon et al. in den Computertomographien bestimmten Werte. Dies verleiht den Werten beider Arbeiten, aufgrund der ähnlich angewandten Methodik, eine relevante Aussagekraft.

Die durchschnittliche Länge der Schraube bei den CT-Abmessungen bei Solomon et al. lagen jedoch im Mittel 10 mm über den an Beckenpräparaten durchgeführten Messungen. [64] Für diese Unterschiede könnte die Ursache darin liegen, dass bei Solomon et al. nicht dieselben Becken für die Calipermessungen und die CT-Abmessungen verwendet wurden.

In dieser Diplomarbeit wurde bezüglich der Schraubenlänge auch eine geschlechterspezifische Aufschlüsselung durchgeführt. Diese ergab für Männer eine durchschnittliche Länge von 82,66 mm, im Gegensatz zu 74,10 mm bei weiblichen Becken. Die Werte bei den Männern variierten

von minimal 72,96 mm bis maximal 94,28 mm. Bei den Frauen betragen die kleinsten und größten gemessenen Strecken 63,11 beziehungsweise 81,91 mm. Damit konnte eine hoch signifikante Korrelation (p-value: 0,00000000301) zwischen der benötigten Schraubenlänge und dem Geschlecht des Patienten festgestellt werden.

Das zweite Hauptaugenmerk dieser Arbeit betraf die Messung des Winkels „ac1\_trans“, eingeschlossen von einer konstruierten Ebene in der die Schanz-Schraube liegen würde und der Median-Sagittal-Ebene. Um die dafür notwendige Schraubenebene zu definieren, wurden zu den beiden Punkten der Schraubenlänge „ac1\_ant“ und „ac1\_post“, ein dritter Punkt definiert. Dabei konnte die Lage des jeweiligen Beckens im CT berücksichtigt werden.

Der bei allen Patienten durchschnittlich gemessene Winkel betrug 21,83°. Dabei variierten die Werte von minimal 11,73° bis maximal 31,78°.

Bei Solomon et al. wurde ein Winkel zwischen der Sagittalebene und dem Os ilium auf Höhe der zuvor bestimmten „langen supraacetabulären Achse“ gemessen. Die dabei erhaltenen Ergebnisse liegen bei einem Durchschnitt von 23,85° und Werten zwischen minimal 15,4° und maximal 40,7°. Die sowohl im Durchschnitt als auch bei den Grenzwerten durchgehend höheren Werte bei Solomon et al., verglichen mit den Ergebnissen dieser Arbeit, könnten auf die unterschiedliche Messmethodik zurückzuführen sein. So wurde bei dieser Diplomarbeit mit der Erstellung der Schraubenebene unter Berücksichtigung der Lage des Beckens bei der CT Aufnahme versucht, eine möglichst genaue Winkelmessung zu erreichen.

Auch von Egbers und Draijer wurden biomechanische Untersuchungen bezüglich der Winkelverhältnisse durchgeführt und in ihrer Arbeit „Die äußere Stabilisierung der Beckenfraktur von der Beckenschwebe zum

Beckenfixateur“ dokumentiert. Sie beschreiben einen Winkel zur Medianebene in a.p.-Ansicht von  $30^\circ \pm 5^\circ$ . Weiters wurde ein Einbringungswinkel zur Frontalebene von  $70^\circ \pm 5^\circ$  (in Seitenansicht), in Richtung auf das ISG angegeben. [65]

Die Auswertung der Messungen dieser Diplomarbeit hinsichtlich des Patientengeschlechtes ergab für männliche Becken einen durchschnittlichen Winkel „ac1\_trans“ von  $22,59^\circ$ , wobei der Maximalwert bei  $31,78^\circ$  lag und der kleinste gemessene Wert  $12,44^\circ$  betrug. Bei weiblichen Becken zeigte sich ein Durchschnittswert von  $21,83^\circ$  mit Grenzwerten von maximal  $24,51^\circ$  und minimal  $11,73^\circ$ .

Die statistische Auswertung konnte bei diesen Messungen auch im Falle des Einbringungswinkels der supraacetabulären Schraube eine hoch signifikante Korrelation (p-value: 0,0032) zwischen Winkel und Patientengeschlecht zeigen.

Zusätzlich zu den in beiden Arbeiten betrachteten Kriterien Schraubenlänge und Einbringungswinkel, wurde von Solomon et al. die Problematik der über dem Pineinbringungspunkt liegenden Weichteilstrukturen behandelt. Dies ist vor allem bei der Anlage eines Fixateur externe mit supraacetabulärer Schraubenplatzierung von großer Bedeutung, da der Eintrittspunkt, die SIAI, sehr tief liegt und von zahlreichen Weichteilstrukturen bedeckt ist. So sind abgesehen von Haut und subkutanem Gewebe, der M. sartorius, der M. iliacus, der M. tensor fasciae latae, M. gluteus minimus, der Ursprung des M. rectus femoris und die diese Muskeln überziehenden kräftigen Faszien zu überwindende Strukturen, die nicht selten im Zuge einer Fixateuranlage verletzt werden und Probleme bereiten. Ein weiterer von Solomon et al. aufgegriffener anatomischer Negativaspekt einer anteroinferioren Schraubenplatzierung ist die Nähe zum vorderen Teil der

Hüftgelenkscapsel, wobei hier der Gefahr einer fehlerhaften Einbringung und dadurch verursachten Perforation des Hüftgelenks besteht. [64]

Neben den Gegebenheiten der Einbringung muss bei externen Fixationsystemen des Beckens auch über die resultierende Stabilität der gewählten Konstruktion gesprochen werden.

Wie bereits erwähnt hat der Fixateur externe am Becken, insbesondere der supraacetabuläre, seine Schwächen bei der Stabilisierung des hinteren Beckenrings.

Kim, Hearn und Seleem zeigten zwar anhand von Untersuchungen an osteoporotischen Beckenpräparaten im Rahmen ihrer Arbeit „Effect of pin location on stability of pelvic external fixation“, dass der supraacetabuläre Fixateur externe sowohl bei Verletzungen vom Typ B, als auch vom Typ C nach AO, eine stabilere Konstruktion darstellten, als vergleichbare über die Crista iliaca eingebrachte Schraubenkonstruktionen vom Slätis Typ. Zumal wird erwähnt dass dieser Unterschied, abhängig vom Alter des Patienten, noch ausgeprägter in gesunden Knochen jüngerer Menschen sein könnte. [66]

Weiters zeigten auch biomechanische Test von Egbers, Draijer, Havemann und Zenker in „Stabilizing the pelvic ring with the external fixator: biomechanical studies and clinical experiences“, dass die supraacetabuläre Montage am Becken gegenüber den anderen Standardkonfigurationen eine wesentlich stabilere Fixation darstellt. [45]

## 5.1 Resumé

Abschließend kann gesagt werden, dass es sehr schwierig ist, generalisierte, klinisch hilfreiche Aussagen bezüglich der Einbringung der supraacetabulären Schrauben bei der Montage eines Fixateur externe am Becken, zu treffen. Von zu vielen Faktoren ist ein wünschenswerter prä-, peri- und postoperativer Verlauf abhängig. Ein großer Faktor ist dabei in jedem Fall die morphologische Vielfalt des menschlichen Beckens. Umso mehr an Gewicht gewinnt die präoperative Planung im Sinne einer exakten Vermessung der individuellen Beckenanatomie mithilfe moderner Vermessungsprogramme. So könnten Parameter, wie die in dieser Diplomarbeit behandelten, Schraubenlänge und Einbringungswinkel, vor dem Eingriff genauer beurteilt werden und so die zahlreichen Komplikationen während und nach dem Eingriff erheblich reduziert werden.

Keine der bisher bekannten Arbeiten, die supraacetabuläre Pin-Platzierung betreffend, zeigten vergleichbare, auf Bildgebung basierende, Messmethoden, wie sie in dieser Diplomarbeit mit Hilfe des Bildbearbeitungsprogramms MIMICS® durchgeführt wurden.

So konnten die Ergebnisse dieser Diplomarbeit zeigen, dass bei den Voraussetzungen für die Anlage eines supraacetabulären Beckenfixateurs, das Geschlecht des Patienten einen wesentlichen Faktor darstellt. Die in dieser Arbeit ermittelten Parameter zeigen signifikante Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Becken und sind relevant für die klinische Anwendung eines Fixateur externe mit supraacetabulärer Pineinbringung.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Aumüller G, Aust G, Doll A. Anatomie. Duale Reihe. p. 307-314; 324-325; Stuttgart, New York: Thieme; 2007
2. Tortora G J, Derrickson B H. Anatomie und Physiologie. 11. Aufl. p. 287-290; Weinheim: WILEY-VCH; 2006
3. Platzer W. Taschenatlas der Anatomie. Band 1. Bewegungsapparat. 8. Aufl. p. 186-191; Stuttgart, New York: Thieme; 2003
4. Scharf H P, Rüter A, Pohlemann T, Marzi I, Kohn D, Günther K P. Orthopädie und Unfallchirurgie. 1. Aufl. p. 745-758; München: Elsevier; 2009
5. Wirth C J, Mutschler W. Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. 2. Aufl. p. 499-517; Stuttgart, New York: Thieme; 2008
6. Schiebler T H, Schmidt W. Anatomie. 8. Auflage. Berlin: Springer; 2003
7. Stöckle U. Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung. Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Medizinische Fakultät der Humboldt- Universität zu Berlin; 2001
8. Kahle W, Frotscher M. Taschenatlas der Anatomie. Band 3. Nervensystem und Sinnesorgane. 9. Aufl. p. 86-97; Stuttgart, New York: Thieme; 2003

9. Pennal G, Tile M, Waddel J, Garside H. Pelvic disruption. Clin Orthop 151:12-21;1980
10. Kapandji I A, Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 1: Obere Extremität. 5. Aufl. p. 48-49; Stuttgart, New York: Thieme; 2009
11. Rüedi T P, Murphy W M. AO Prinzipien des Frakturmanagements. Stuttgart, New York: Thieme; 2003
12. Rüedi T P, Buckley R E, Moran C G. AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 – Spezifische Frakturen. 2. Auflage. Stuttgart, New York: Thieme; 2008
13. Culemann U. Beckenringverletzungen. Trauma und Berufskrankheit 2007 · 9 [Suppl 2]:S154–S157, Online publiziert: 23. September 2006 © Springer Medizin Verlag 2006
14. Stöckle U, Hoffmann R, König B, Südkamp N, Haas N. Differenziertes Therapiekonzept für den posterioren Beckenring bei Becken-C-Verletzungen., Hefte zu der Unfallchirurg 268:283-87; 1997
15. Denis F, Steven D, Comfort T. Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases. Clin Orthop 227:67-81; 1988
16. Bosch U, Pohlemann T, Haas N, Tscherner H. Klassifikation und Management des komplexen Beckentraumas. Unfallchirurg 95: 189-196; 1992

17. Matta J, Saucedo T. Internal Fixation of Pelvic Ring Fractures. Clin Orthop 242:83-97; 1989
18. Matta J M. Indications for Anterior Fixation of Pelvic Fractures. Clin Orthop 329:88-96; 1996
19. Tile M, Pennal G, Pelvic Disruptions Principles of Management. Clin Orthop 151:56-64; 1980
20. Tile M. Fractures of the pelvis and acetabulum. Williams and Wilkins, Baltimore; 1984
21. Siegmeth A, Müllner T, Kukla C, Vécsei V. [Associated injuries in severe pelvic trauma]. Unfallchirurg 103(7):572-81; 2000
22. Failing M S, McGanity P L. Current concepts review. Unstable fractures of the pelvic ring. J Bone Joint Surg 74-A: 781-791; 1992
23. Müller-Färber J, Decker S. Das stumpfe Bauchtrauma als Komplikation von Beckenfrakturen. Unfallheilkunde 82:89-100; 1979
24. Bäumer F, Gay B, Markert U, Imhof M. Problematik und Häufigkeit abdominoperinealer Pfählungsverletzungen. Unfallchirurg 93:212-215; 1990
25. Henning F, Kirsch N, Klein P. Erektile Dysfunktion nach Beckenfrakturen und Beckentraumen. Langenbecks Arch Surg 374:329-333; 1989

26. Mears D C, Rubasch H E. Pelvic and acetabular fractures. Slack, Thorofare, New Jersey; 1986
27. Pohlemann T, Tscherne H, Baumgärtel F, Egbers H J, Schlickewei W, Weinberg A. Beckenverletzungen: Epidemiologie, Therapie und Langzeitverlauf. Unfallchirurg 99:160-167; 1996
28. Böhler L. Die Technik der Knochenbruchbehandlung. Wilhelm Maudrich, Wien, München, Bern; 513-527; 1954
29. Gasche T. Zur Problematik von Beckenringverletzungen mit kritischer Analyse externer Fixationssysteme. Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München; 2006
30. Hoffmann R. Ostéotaxis, ostéosynthèse extreme par fiches et rotules. Acta Chir Scand 107:72-88; 1954
31. Rieger H. Das instabile Becken. Zuckschwerdt, München, Bern, Wien, New York; 1996
32. Slätis P, Karaharju E O. External fixation of the pelvic girdle with a trapezoid compression frame. Injury 7:53-56 (1981)
33. Ganz R, Krushell R, Jakob R, Küffer J. The antishock pelvic clamp. Clin Orthop 267:71-78; 1991
34. Manner G, Knapp U. Die Behandlung von Beckenfrakturen mit dem Beckenkompressionsbügel. Hft Unfallheilk 124:288-289; 1975

35. Mears D C, Fu F H. Modern concepts of external fixation of the pelvis. Clin Orthop 151:65-72; 1980
36. Probst C, Probst T, Gänsslen A, Krettek C, Pape H C. Timing and duration of the initial pelvic stabilization after multiple trauma in patients from the German trauma registry: ist there an influence on outcome? J Trauma 62:370-377; 2007
37. Burgess A R, Eastridge B J, Young J W, Ellison T S, Ellison P S, Poka A, Bathon G H, Brumback R J. Pelvic ring disruptions: effective classification system and treatment protocols. J Trauma 30:848-856; 1990
38. Gylling S F, Ward R E, Holcroft J W, Bray T J, Chapman M W. Immediate external fixation of unstable pelvic fractures. Am J Surg 150:721-724; 1985
39. Kellam J F. The role of external fixation in pelvic disruptions. Clin Orthop Relat Res:66-82; 1989
40. Krettek C, Simon R G, Tscherne H. Management priorities in patients with polytrauma. Langenbecks Arch Surg 383:220-227; 1998
41. Kim W Y, Hearn T C, Seleem O, Mahalingam E, Stephen D, Tile M,. Effect of pin location on stability of pelvic external fixation. Clin Orthop Res:237-244; 1999

42. Teubner E, Gerstenberger F. Aktuelle Probleme in der Chirurgie und Orthopädie. Das Becken: Form und Funktion, Biomechanik und Trauma. Bd 42; 1993
43. Höntzsch D, Weise K. Trauma und Berufskrankheit – Standards in der Unfallchirurgie – Indikation und Technik der externen Stabilisierung instabiler Beckenringfrakturen. Volume 5, Number 1, 79-82, DOI: 10.1007/s10039-003-0709-0; Online publiziert: 4. Februar 2003 @ Springer-Verlag 2003
44. Erwerbeck V, Wentzensen A, Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie. 3. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme; 2006
45. Egbers H J, Draijer F, Havemann D, Zenker W. Stabilizing the pelvic ring with the external fixator: biomechanical studies and clinical experiences. Orthopade. 21:363-372; 1992
46. Wirbel R, Mutschler W. Verletzungen des Beckens. Thieme, Stuttgart, New York. p. 352-383; 2004
47. Gänsslen A, Pohlemann T, Krettek C. Der einfache supraacetabuläre Fixateur externe für die Behandlung von Beckenfrakturen. Oper Orthop Traumatol 17:296-312; 2005
48. Schilf S. Notfallmaßnahmen bei Beckenfrakturen. Analyse der Versorgungsstrukturen am Universitätsklinikum Ulm anhand der vorläufigen Daten der Multizenter-Studie der DGU/AO-Arbeitsgruppe Becken III. Medizinische Fakultät der Universität Ulm. p. 57; 2007

49. Vécsei V, Kuderna H. Therapie und Ergebnisse bei Beckenfrakturen unter Verwendung des Fixateur externe. Hefte Unfallheilkd 129-142; 1979
  
50. Vécsei V, Kuderna H. Komplikationen bei und nach Anwendung des Fixateur externe. Langenbeck's Archives of Surgery 358:141-147; 1982
  
51. Draijer F, Egbers H-J, Havemann D, Zimmermann M. Nachuntersuchungsergebnisse konservativ und operativ behandelter Beckenringverletzungen im Rahmen einer prospektiven Studie. Unfallchirurg 98:355-360; 1995
  
52. Bartlett C, Asprinio D, Louis S, Helfet D. Intrapelvic dislocation of the left hemipelvis as a complication of the pelvic C-clamp: a case report and review. J Trauma 11:540-542; 1997
  
53. Matta J M. Fractures of the acetabulum: accuracy of reduction clinical results in patients managed operatively within three weeks after the injury. J Bone Joint Surg Am; 78(11):1632-1645; 1996
  
54. Kopenhagen K, Hartel W. Expertengespräch der deutsche Gesellschaft für Chirurgie: Empfehlung zur stationären und ambulanten Thromboembolie. Prophylaxe in der Chirurgie; 1996
  
55. Flint L, Babikian G, Anders M, et al. Definitive control of mortality from severe pelvic fracture. Ann Surg. 211:703-706, discussion 706-707; 1990

56. Pohlemann T, Bosch U, Gansslen A, et al. The Hannover experience in management of pelvic fractures. *Clin. Orthop.* 69-80; 1994
57. Riemer B L, Butterfield S L, Diamond D L, et al. Acute mortality associated with injuries to the pelvic ring: the role of early patient mobilization and external fixation. *J Trauma.* 35:671-675; discussion 676-677; 1993
58. Biffl W L, Smitch W R, Moore E E, et al. Evolution of a multidisciplinary clinical pathway for the management of unstable patients with pelvic fractures. *Ann Surg.* 233:843-850; 2001
59. Ghanayem A J, Wilber J H, Lieberman J M, et al. The effect of laparotomy and external fixator stabilization on pelvic volume in an unstable pelvic injury. *J Trauma.* 38:396-400; discussion 400-401; 1995
60. Grimm M R, Vrahas M S, Thomas K A. Pressure-volume characteristics of the intact and disrupted pelvic tetrapelvis. *J Trauma.* 44:454-459; 1998
61. Ganz R, Krushell R J, Jakob R P, et al. The antishock pelvic clamp. *Clin Orthop.* 71-78; 1991
62. Failing M S, McGanities P L. Unstable fractures of the pelvic ring. *J Bone Joint Surg Br.* 70:1-12; 1992

63. Wild J J, Hanson G W, Tullos H S. Unstable fractures of the pelvis treated by external fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 64:1010-1020; 1982
64. Solomon L B, Pohl A P, Chehade M J, Malcolm A M, Howie D W, Henneberg M. Surgical Anatomy for Pelvic External Fixation. *Clinical Anatomy* 21:674-682; 2008
65. Egbers H-J, Draijer F. Die äußere Stabilisierung der Beckenfraktur von der Beckenschwebe zum Beckenfixateur. In: Egbers H-J, Rieger H. Die äußere Stabilisierung des Beckens. p. 53-62. Hans Marseille GmbH München; 1997
66. Kim W Y, Hearn T C, Seleem O, et al. Effect of pin location on stability of pelvic external fixation. *Clin Orthop Telat Res.* 361:237-244; 1999