

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl. Ing. Volkmar Jansson

**Zur Problematik von Beckenringverletzungen mit kritischer
Analyse externer Fixationssysteme**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Tino Gasche

aus

München

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. K.- G. Kunze
Prof. Dr. med. W. Mutschler

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. T. Demhartner

Dekan: Herr Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 30.11.2006

Meinen Eltern gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung.....	1
1.1	Allgemeines.....	1
1.2	Ziel der Arbeit.....	2
2	Geschichtlicher Rückblick.....	3
3	Beckenringverletzungen	6
3.1	Ätiologie von Beckenringverletzungen	6
3.2	Anatomische Aspekte und funktionelle Betrachtung des Beckens	8
3.3	Klassifikationen	13
3.4	Klinische Problematik	24
3.4.1	Begleitverletzungen	25
3.4.2	Die pelvine Massenblutung.....	29
3.4.2.1	Arterielle Blutungen	28
3.4.2.2	Blutungen aus den spongiösen Frakturflächen.....	29
3.4.2.3	Blutungen aus dem sakralen und/oder paravesikalen Plexus.....	30
3.4.3	Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS) Multiorganversagen (MOV) und Sepsis.....	36
3.4.4	Langzeitfolgen.....	38
4	Therapie mit Fixateur externe Systemen	42
4.1	Konstruktionsmerkmale und Montageformen verschiedener Fixateur externe Systeme	42
4.1.1	Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991).....	55
4.1.2	Die Beckenzwinge nach Browner und Buckle (1992).....	58
4.2	Biomechanische Betrachtungen zur externen Stabilisierung am Becken	59
4.2.1	Die Verankerung der Schrauben im Knochen	62
4.2.2	Die Belastbarkeit verschiedener Fixateur externe- Systeme ...	69
4.3	Klinische Anwendung von Fixateur externe und Beckenzwinge	76
5	Komplikationen nach äußerer Fixation	80
5.1	Ungenügende anatomische Reposition	80

5.2	Lockerung und Infektion der Schanz-Schrauben	83
5.3	Gefäß-Nervenschädigungen, Fehlplatzierung der Pins.....	85
6	Empfehlungen und Alternativen bei der äußeren Stabilisierung	
	am Becken	87
6.1	Verbesserung der Stabilität externer Fixationssysteme.....	87
6.2	Modifikation der Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991).....	95
7	Diskussion	98
8	Zusammenfassung.....	105
9	Abkürzungen und Bezeichnungen.....	107
10	Literaturverzeichnis.....	108
11	Danksagung	136
12	Lebenslauf.....	137

Einleitung

1.1 Allgemeines

Die Zunahme von Rasanztraumen im Straßenverkehr haben zu einer ansteigenden Häufigkeit von schweren Beckenverletzungen geführt. 3-10% der gesamten Verkehrsoffer weisen knöcherne Beckenverletzungen auf (Pohlemann et al., 1994a; Tscherne et al., 2000).

Die multizentrische Studie der Arbeitsgruppe Becken der DGU und AO haben nach Pohlemann et al. (1996a) bei der prospektiven Untersuchung von 1722 Patienten mit Beckenverletzungen eine spezifische Geschlechts- und Altersverteilung gezeigt. 45% der Patienten waren Frauen und 55% Männer. Die Altersverteilung zeigte eine Häufung zwischen 20 und 35 Jahren sowie im 80. Lebensjahr. Dabei ist der 1. Häufigkeitsgipfel sowohl für Männer als auch für Frauen gleich verteilt. Der 2. Häufigkeitsgipfel betraf Männer um das 50. Lebensjahr, indessen Frauen einen deutlichen Altersgipfel um das 80. Lebensjahr aufwiesen.

Beckenringverletzungen sind in der Regel Folge einer erheblichen Gewalteinwirkung und deshalb oftmals mit anderen Verletzungen kombiniert. Die Letalität wird in der Literatur mit 8-20% angegeben, bei offenen Verletzungen bis zu 50%.

Die primäre Todesursache bei Beckenverletzungen ist die schwer beherrschbare pelvine Massenblutung. Häufige Blutungsquellen sind die Frakturflächen, der pelvine Venenplexus und bis zu 20% arterielle Blutungen. Die vitale Bedrohung durch hämorrhagischen Schock korreliert mit dem Ausmaß der dorsalen Beckenringverletzung. Bei polytraumatisierten Patienten mit Verletzung des dorsalen osteoligamentären Beckenringes steht deshalb die hämodynamische Stabilisierung im Vordergrund. Neben dem primären Ziel das Überleben der Patienten zu sichern, muß bereits in der Frühphase eine möglichst optimale Behandlung mit anatomischer Rekonstruktion für die vollständige Wiederherstellung angestrebt werden.

Konservative Behandlungsverfahren, wie beispielsweise die Beckenschwebe, werden diesem Anspruch nicht gerecht und erfordern zudem eine lange Immobilisation.

Externe und interne Stabilisierungstechniken sind die Methode der Wahl zur Versorgung von instabilen Beckenringfrakturen.

Eine große Anzahl von experimentellen und klinischen Studien hat unterschiedliche operative Verfahren zur Stabilisierung des Beckens untersucht und weiterentwickelt. Die Frage, welche Methode zur anatomische Reposition und Retention am besten geeignet ist, bleibt unbeantwortet.

Unbestritten ist jedoch, daß eine möglichst frühzeitige Reposition und Stabilisierung des Beckens zu einer Verminderung des Blutverlustes aus den Frakturflächen und dem pelvinen Venenplexus im Retroperitoneum beiträgt und somit die Letalität senkt. Die Frühstabilisierung des Beckens mit externen Fixationssystemen stellt deshalb eine entscheidende Maßnahme im Rahmen der Notfallbehandlung dar.

Schwierigkeiten, bei der Anwendung von ventral applizierten Fixateur Externe-Systemen, bereiten vor allem Beckenringfrakturen mit dorsaler Instabilität. Die gegenwärtigen Konstruktionen reichen für eine genügende dorsale Stabilisierung nicht aus. Darüber hinaus kann es zur Lockerung der Schanz'schen Schrauben kommen und in Folge zu Instabilitäten und Pininfektionen.

Neben dem Fixateur Externe kommen sogenannte Beckenzwingen zur Anwendung.

Die Zwingen gilt jedoch als reine Notfallstabilisierung, eine frühsekundär operative Versorgung ist erforderlich.

Trotz vieler Bemühungen, äußere Fixationssysteme ständig zu verbessern, existiert bis heute kein System, das klinisch Belastungsstabilität gewährleistet. Zudem sind die Verfahren häufig komplikationsträchtig.

1.2 Ziel der Arbeit

Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, anhand der verfügbaren Literatur, sowie eigenen biomechanischen Überlegungen, die Anwendung des Fixateur externe und der Beckenzwingen bei Beckenringverletzungen kritisch zu analysieren und mögliche Verbesserungen aufzuzeigen.

2 Geschichtlicher Rückblick

Aus dem 18. und 19. Jahrhundert gibt es kasuistische Beschreibungen von Beckenringverletzungen, die vor allem auf klinischen Erkenntnissen und der Untersuchung von Mazerationspräparaten beruhen (Isler und Ganz, 1990).

Malgaigne (1847) beschrieb die Frakturen der einzelnen Beckenknochen und der Hüftpfanne und wies besonders auf die doppelte Vertikalfraktur hin. Diese Läsion des oberen und unteren Sitzbeinastes sowie des Darmbeines, ein- oder beidseitig ist als sogenannte MALGAIGNE- Fraktur in die Geschichte eingegangen. Rose (1865) teilte die Beckenfrakturen nach Beckenrand- und Beckenringbrüchen ein.

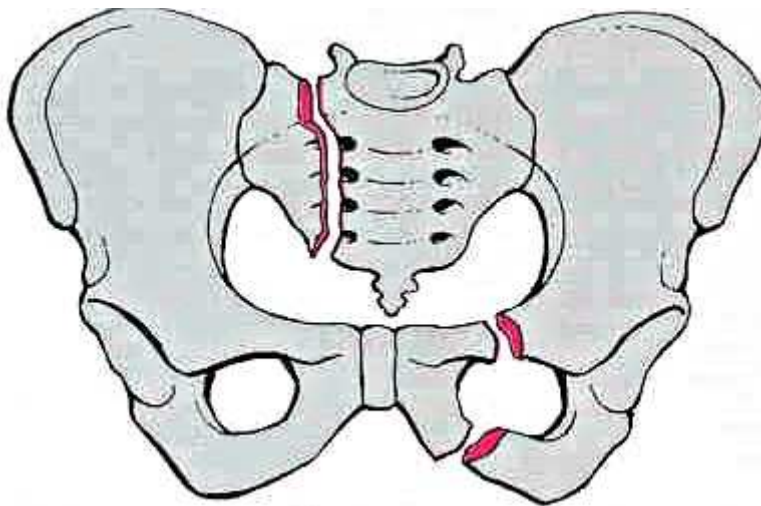


Abbildung 1: Doppelte Vertikalfraktur, modifiziert nach (Malgaigne, 1847)

Zunächst wurden instabile Beckenfrakturen fast ausschließlich konservativ mit Hilfe der Beckenschwebe oder einer Extension und Schienenlagerung behandelt (Böhler, 1954; Manner und Knapp, 1975). Block (1921) stellte die Extension mit Drahtum-schlingungen unterhalb des Darmbeinkammes als Möglichkeit der Behandlung vor.

Meyer-Burgdorff berichtete 1936 über operative Stabilisierungen am Becken und nennt Beispiele der Verschraubung von Symphysenrupturen und der Iliosakralgelenke.

Im deutschsprachigen Raum gehört der Schweizer Arzt Raoul Hoffmann (1881-1972), zu den wichtigsten Entwicklern der externen Fixation. Er stellte 1938 seinen ersten Fixateur vor, der eine Weiterentwicklung von Lambotte (1913) war. Für seine Methode

prägte Hoffmann (1954) den Begriff Osteotaxis. Mit diesem Begriff versuchte er zu verdeutlichen, daß auch nach der Montage mit dem Fixateur externe ein Repositionsmanöver des frakturierten Beckens möglich ist.

Im zweiten Weltkrieg wurde der Hoffmann-Fixateur vielfach eingesetzt. Hoffmann erweiterte die Anwendungsmöglichkeiten seines Fixateurs ständig und empfahl 1954 die externe Beckenstabilisierung. Dadurch sollte die bei Beckenringverletzungen bisher angewendete konservative Therapie ergänzt und eine lang andauernde Immobilisierung verhindert werden (Hoffmann, 1954; Asche, 1989; Rieger, 1996a).

Im Jahr 1958 berichtete Pennal über seine Erfahrungen mit der externen Fixation bei Beckenringfrakturen. Richter stellte für die Behandlung von transazetabulären Frakturen einen Beckenkompressionsbügel vor (Richter, 1964).

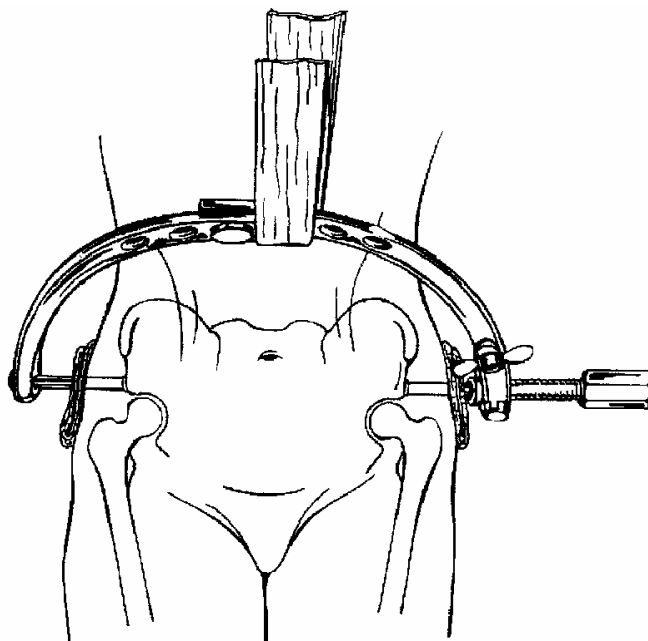


Abbildung 2: Beckenkompressionsbügel nach (Richter, 1964)

Die oben genannten Konstruktionen waren jedoch zur damaligen Zeit die Ausnahme bei der Behandlung von Beckenbrüchen. Vorwiegend wurden die Verletzungen konservativ mit Extensionsverfahren oder mit Hilfe der Beckenschwebe behandelt.

Die tatsächliche Trendwende von der konservativen Therapie zur externen Fixation begann 1975 durch die Publikation von Slätis und Karaharju (Rieger 1996a).

Slätis und Karaharju (1975) konstruierten aus dem Hoffmann-Fixateur eine trapezoidförmige Rahmenmontage mit einem körpernahen und körperfernen Querrohr. Mit dieser Bauart konnte eine größere dorsale Stabilität im Vergleich zu den anderen Konstruktionen erreicht werden. Die Montageform nach Slätis fand in den folgenden Jahren weite Verbreitung.

Weller (1974) veränderte die o.g. Konstruktion von Richter (1964) und entwarf einen „Beckenkompressionsbügel“ (Manner und Knapp, 1975). Ähnlich der Konstruktionen von Richter und Weller ist die Beckenzwinge nach Ganz, die 1989 erstmals vorgestellt wurde. Eine weitere Beckenzwinge, die „ACE-CLAMP“, wurde von Browner entwickelt (Buckle et al., 1992). Die Beckenzwingen sollten vor allem schnell zu montieren sein und eine genügende dorsale Stabilität erreichen (Manner und Knapp, 1975; Ganz et al., 1991).

3 Beckenringverletzungen

3.1 Ätiologie von Beckenringverletzungen

Die Verletzungsursachen der Beckenringfraktur haben sich im Laufe der Zeit gewandelt. Malgaigne zählte 1859, den Sturz aus großer Höhe, Einklemmung zwischen zwei Fahrzeugen, Überrolltraumen und die Beckenverletzung durch Pferdetritt zu den typischen Verletzungsursachen. Magnus berichtet 1931 von 1210 Fällen mit Beckenringverletzungen und führt als Ursache, den Sturz aus großer Höhe sowie die Kompression zwischen zwei Wagen und Einklemmungen vor allem beim Bergbau an (Malgaigne, 1859; Magnus, 1931; Ertel et al., 2001).

Die Beckenfraktur gehört heutzutage mit einer Inzidenz von 3-8% aller Frakturen zu den seltenen Verletzungen. Die starke Zunahme der Motorisierung im Straßenverkehr mit der Folge von Rasantraumen hat jedoch in den letzten Jahren zu einer stetigen Zunahme geführt. Verkehrsunfälle stehen deshalb auch an erster Stelle der Verletzungsursachen (Richter et al., 2001). Dabei sind es vor allem Unfälle mit Seitenaufprall, die zu schweren Beckenverletzungen führen (Beason et al., 2003). Die verbesserten Sicherheitsstandards in den Kraftfahrzeugen, wie Gurtsysteme und Airbags, bieten nach Rowe et al., (2004) noch keinen wesentlichen Schutz vor Beckenringverletzungen, insbesondere bei Seitenaufprall. An zweiter Stelle der Verletzungsursachen folgen Stürze aus großer Höhe, oft in suizidaler Absicht und diverse andere Ursachen. Die Beckenfraktur tritt meist in Verbindung mit weiteren Verletzungen auf und gilt deshalb als ein Kennzeichen des schweren allgemeinen Traumas oder Polytraumas (Zwank und Schweiberer, 1979; Euler, 1996; Pohlemann et al., 1996; John und Ertel, 2005).

Bei der Entstehung von Beckenringfrakturen wird die Krafteinwirkung von verschiedenen Seiten unterschieden. Die Kraft kann direkt, beispielsweise durch seitlichen Anprall, oder indirekt durch Hebelwirkung des Femurs wirken (Gokcen et al., 1994). Zur Charakterisierung werden Kraftvektoren in antero-posteriorer, lateraler und vertikaler Richtung angegeben. Die einwirkenden Energien können jedoch nur unzureichend mit Vektoren beschrieben werden, da sich Richtung und Ausmaß der

Kräfte während des Unfalles ändern. Untersuchungen konnten zeigen, daß auf jeden Fall erhebliche Kräfte > 2500 N in der Regel zur Frakturierung des Beckens notwendig sind (Siegel et al., 1993; Fleischer et al., 1995). Die Energie, die letztendlich zur Beckenfraktur führt, zeigt große individuelle Unterschiede (Fleischer et al., 1995). Neben unterschiedlicher Ausprägung des Weichteilmantels ist auch die Knochendichte ein bedeutender Faktor bei der Entstehung von Beckenringverletzungen. Beason et al. (2003) haben in ihrer Untersuchung eine lineare Korrelation zwischen Bruchlast und Knochendichte am Becken festgestellt.

Autor	n	PKW/LKW (%)	Zweirad (%)	Fußgänger (%)	Sturz (%)	Sonstige (%)
Slätis (1972)	163	28,2	7,4	42,3	7,4	14,7
Semba (1983)	52	48	14	32	4	2
Mucha (1984)	190	56,3	10	9	6,3	18,4
Moreno (1986)	538	40	9	17	28	6
Cryer (1988)	242	57,9	5,8	16,1	11,1	9,1
Evers (1989)	245	58,4	6,5	15,9	11	8,2
Burgess (1990)	162	56,8	11,1	14,8	11,1	6,2
Bosch (1992)	111	43,2	21,6	9,9	1,8	23,5
Pohlemann (1992)	1254	40,3	13,4	17,1	22,1	7,1
Gruen (1994)	36	55	8	25	6	6
Gruen (1995)	48	54,2	10,4	14,6	8,3	12,5
Shuler (1995)	20	55	0	15	15	15
Rittmeister (2001)	74	44,5	0	51	4,5	0
Insgesamt	3135	49,1	9,0	21,5	10,5	9,9

PKW/LKW: Fahrer und Insassen

Zweirad: Fahrrad und Motorradfahrer

Fußgänger: Kollision mit einem Fahrzeug

Sturz: Sturz aus großer Höhe

Sonstige: Sonstige- oder unbekannte Ursache der Beckenringverletzungen

Tabelle 1: Unfallursachen bei Beckenringverletzungen, modifiziert nach (Rieger, 1996a)

3.2 Anatomische Aspekte und funktionelle Betrachtung des Beckens

Die funktionelle Anatomie und biomechanische Betrachtung des Beckens ist Voraussetzung für die Diagnostik und eine adäquate Therapie der Beckenringverletzungen.

Die Aufgabe des Beckens besteht darin, die Last des Rumpfes auf die Beine zu übertragen, eine Lagerung der Femora zu gewährleisten und Gleichgewichtsaufgaben zu übernehmen. Außerdem dienen die Beckenknochen als Ansatz verschiedener Muskeln und Bänder. Die Beanspruchung, bedingt durch die Fortbewegungsart des Menschen, ist vor allem eine dynamische. Trotzdem ist es zunächst verständlicher, das Becken unter statischen Gesichtspunkten zu betrachten.

Das Becken besteht aus dem Kreuzbein, Os sakrum, und den beiden Darm- oder Hüftbeinen, Ossa coxae. Diese drei knöchernen Komponenten bilden den Beckenring, der durch ein kräftiges Bandsystem verstärkt wird. Die Beckenknochen sind nicht starr, sondern gelenkig verbunden. So entstehen dorsal zwischen dem Kreuzbein und den beiden Hüftbeinen die zwei Iliosakralgelenke und am vorderen Zusammenschluß der Schambeine, Ossa pubis, die Symphysis pubica. Die Gelenke sind durch kräftige Bandzüge in ihrer Beweglichkeit stark eingeschränkt und bilden sogenannte straffe Gelenke, Amphiarthrosen oder Synchronrosen (Benninghoff, 1994).

Der Beckenring ist häufig mit der Gewölbekonstruktion eines romanischen Bogens verglichen worden. Dabei ist das Kreuzbein zwischen den Hüftbeinen keilförmig, ähnlich dem Schlußstein in einem gemauerten Bogen, angeordnet.

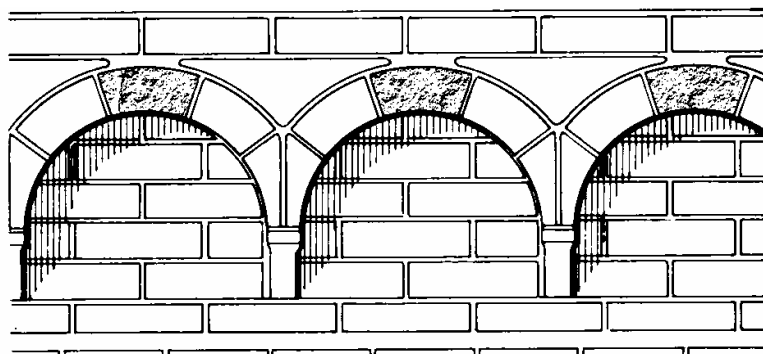


Abbildung 3: Der Vergleich des Os sakrum mit dem Schlußstein eines romanischen Gewölbebogens in der Ansicht von vorne (aus Brockhaus)

Diese Betrachtung entspricht der horizontalen Ansicht von vorne und vernachlässigt die dreidimensionale Struktur des Beckenringes. Die Aufsicht von oben auf einen Transversalschnitt des Beckens zeigt ebenfalls eine keilförmige Anordnung des Kreuzbeins. Die beiden Gelenkflächen, *Facies auricularis*, verjüngen sich allerdings von ventral nach dorsal und bilden einen nach ventral offenen Winkel von etwa 15° . Dadurch tendiert das Kreuzbein nach ventro-kaudal und würde ohne die dorsalen Bandstrukturen dislozieren (Rieger, 1996a; Teubner und Gerstenberger, 1993).

Die vier Gelenke des Beckenringes, zwei Iliosakralgelenke und die Symphyse, die als Doppelgelenk aufgefaßt werden kann, ermöglichen geringe Bewegungen der knöchernen Elemente zueinander. Über die Gelenke erfolgt die Kraftübertragung und eine gleichzeitige Abfederung. Diese Elastizität kommt besonders der dynamischen Beanspruchung des Beckens zu Gute.

Vor allem die von Pauwels (1965) „gesammelten Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates“ haben zum Verständnis der funktionellen Anatomie des Beckens beigetragen.

Unter statischen Bedingungen verläuft der Kraftfluß vom Stamm über das Kreuzbein und den Iliosakralgelenken zu den Hüftbeinen und wird über die Lagerschalen der Azetabula zu den Femora weitergeleitet.

Beim Stand auf beiden Beinen wirkt die Kraft senkrecht auf das Kreuzbein und führt zu einem „verkanteten“ des Kreuzbeins zwischen den Hüftbeinen. Durch die Keilform kommt es kranial zu einer Annäherung und kaudal zu einem Auseinanderweichen der Hüftbeine. Daraus resultieren Druckkräfte an den Iliosakralgelenken im Zweibeinstand. Gleichzeitig werden auf die Symphyse Zugkräfte ausgeübt.

Beim Stand auf einem Bein, wird die Körperschwerlinie auf die Seite des Spielbeins verlagert. Die senkrecht auf das Kreuzbein wirkende Kraft verteilt sich jetzt nicht mehr gleichmäßig auf beide Iliosakralfugen. Es entsteht ein Drehmoment. Dabei bleibt die Beckenhälfte der Standbeinseite in seiner Lage, während die Beckenhälfte der Spielbeinseite, durch das Gewicht des Spielbeines, nach kaudal abkippt. Daher kommt es jetzt in den Iliosakralgelenken zu Zugkräften und an der Symphyse zu Druckkräften. Durch die Kippbewegung der Hüftbeine in einer vertikalen Ebene, resultieren neben den

Druck- und Zugkräften auch noch Schub- oder Scherbelastungen an Symphyse und Iliosakralgelenken.

Die Beschreibung der Druck- und Zugkräfte an Iliosakralgelenken und Symphyse muß als vereinfachte Darstellungsweise aufgefasst werden. Es treten zusätzlich noch Biegemomente auf, die beispielsweise beim Zweibeinstand im oberen Abschnitt der Symphyse zu Druck und im unteren Abschnitt zu Zugbelastungen führen können.

Die Bewegung beim Gehen oder Laufen, Einbein- oder Zweibeinstand erzeugen Überlagerungen der unterschiedlich wirkenden Kräfte am Becken und somit abwechselnde Druck- Zug- Biege- und Schubbelastungen an den Gelenken (Pauwels, 1965; Putz und Müller-Gerbl, 1992; Meißner et al., 1996).

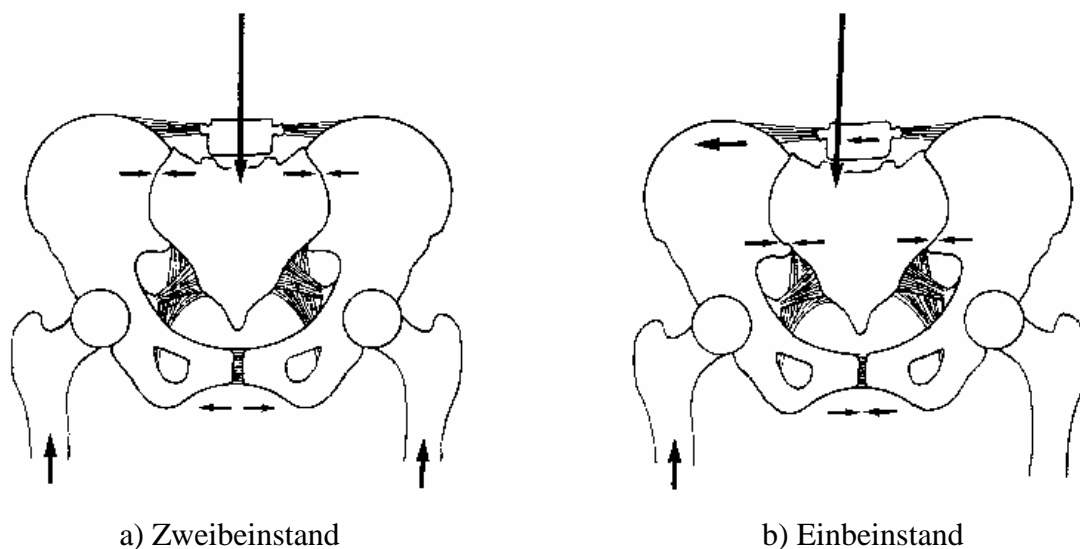


Abbildung 4: Die verschiedenen Belastungen am Becken nach (Pauwels, 1965)

Diese wechselnden Kräfte werden durch die Gelenke und die dazugehörigen Bandstrukturen übertragen. Anatomisch-morphologische Untersuchungen haben gezeigt, daß es durch die verschiedenen Beanspruchungen zu einer charakteristischen Anordnung von Knorpel, Knochengewebe und kollagenen Fasern am Becken kommt (Putz und Müller-Gerbl, 1992).

Das Kreuzbein kann aufgrund der kompakten Knochendichte und seiner Keilform große Kräfte übertragen. Die Gelenkflächen der Iliosakralgelenke, Facies auriculares, sind

unregelmäßig geformt und bilden an den Rändern eine wulstartige Erhebung. Das unregelmäßige Relief der Gelenkflächen erhöht über eine Oberflächenvergrößerung die Reibung und somit die Stabilität. Die Ränder der Facies auriculares sind mit hyalinem Knorpel überzogen. Die subchondrale Knochendichte weist an diesen Rändern die höchsten Dichtezonen auf. Im zentralen Bereich werden die geringsten Dichtezonen gemessen. Diese Befunde deuten darauf hin, daß die Druckkräfte an den Iliosakralgelenken vor allem an den Rändern übertragen werden. Die Zugkräfte, die auf das Gelenk wirken, werden von den umliegenden Bändern aufgenommen. Die dorsalen Bandstrukturen spielen bei der Verspannung des Kreuzbeins eine herausragende Rolle. Die Ligg. sacroiliaca posteriora und interossea zählen zu den stärksten Bändern des Körpers.

Im Bereich der Ligg. sacroiliaca interossea bildet sich aufgrund der wechselnden Zugbeanspruchung häufig eine Bursa oder gelenkähnliche Zone. Das Lig. ileolumbale verhindert bei Einbeinstand das Auseinanderweichen der Hüftbeine. Die nach ventral verlaufenden, in der Horizontalebene angeordneten Bänder, Lig. sacrospinale und Lig. sacrotuberale wirken einer Außenrotation der Beckenschaufeln sowie einer dorsalen Kippbewegung des Kreuzbeins um eine transversale Achse entgegen und schützen vor einer vertikalen Verschiebung der Beckenhälften.

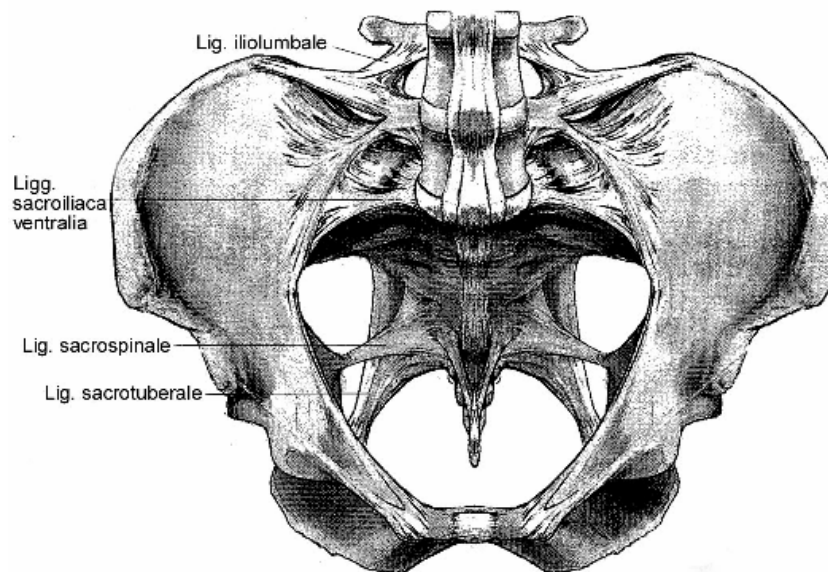


Abbildung 5: Bänder des Beckengürtels nach (Tscherne und Pohlemann, 1998)

Trotz dieser starken Bandstrukturen bleibt eine gewisse Beweglichkeit des Kreuzbeines um die transversale z-Achse von ca. 2° und eine Verschieblichkeit in der Sagittalebene x-y-Achse nach ventrokaudal um etwa 2mm (Benninghoff, 1994; Putz und Müller-Gerbl, 1992; Rieger, 1996a; Teubner und Gerstenberger, 1993).

Die Symphyse verbindet ventral die beiden Schambeine, Ossa pubica. Zwischen den Facies symphysiales liegt der Discus interpubicus. Die Form des Discus ist nicht planparallel sondern keilförmig nach dorsal konvergierend. Der Discus ist an den Grenzflächen zu den Schambeinen aus hyalinem Knorpel aufgebaut.

Zur Mitte hin überwiegen kollagene Faserbündel, die am Ober- und Unterrand transversal verlaufen. Diese Fasern sind nicht horizontal angeordnet, sondern überkreuzen sich schräg verlaufend und können so neben Zugkräften auch vertikale Scherkräfte aufnehmen. Die subchondrale Knochendichte ist geschlechtsspezifisch unterschiedlich. Bei der Frau liegen die Zonen höherer Dichte eher dorsal, während beim Mann die Zonen höherer Dichte vor allem an den ventralen Rändern der Symphyse gemessen wurden.

Diese Unterschiede lassen Rückschlüsse auf die geschlechtsspezifische Beckenform zu und weisen auf die wichtige Aufgabe des Beckens beim Geburtsvorgang hin. Die Symphyse liegt nicht im Bereich des Hauptkraftflusses und spielt deshalb im Vergleich zum Iliosakralgelenk eine untergeordnete Rolle (Euler, 1996; Putz und Müller-Gerbl, 1992).

3.3 Klassifikationen

Sinn einer Klassifikation ist eine möglichst einfache, schnelle und für jedermann reproduzierbare Einteilung von Frakturen. Resultat sollte ein einheitliches Konzept zur Frakturversorgung sein (Schlickewei, 1996a).

Eine Gliederung der Beckenringverletzungen muß neben dem Verständnis des Verletzungsmechanismus therapieorientiert sein und idealerweise eine Entscheidungshilfe für eine adäquate Therapie bieten (Isler und Ganz, 1990; Bosch et al., 1992b).

Die unterschiedlichen Indikationen zur Beckenzwinge, äußere Fixation, innere Fixation oder konservativer Behandlung sollten nach einer standardisierten Einstufung gestellt werden können (Trunkey et al., 1974; Isler und Ganz, 1990; Ganz et al., 1991).

Die Klassifikationen stützen sich auf klinisch- und radiologischen, aber auch pathologisch- anatomischen Untersuchungen. Es wurden Verletzungsmechanismen (Voigt, 1975; Tile, 1984), Pathomechanismen (Voigt, 1965; Poigenfürst, 1979), Therapien (Watson-Jones, 1938) und Prognosen (Trunkey et al., 1974) unterschiedlich stark berücksichtigt.

Neben der Fraktуреinteilung des Beckens wurde immer wieder die Forderung gestellt, Begleitverletzungen, die die Prognose erheblich beeinflussen, mit zu berücksichtigen (Looser und Crombie, 1976; Cryer et al., 1988; Burgess et al., 1990).

Dazu gehören vor allem Blutungen, Nervenläsionen, urogenitale Verletzungen und zusätzliche Frakturen. Cryer et al., (1988) sind diesen Forderungen teilweise nachgekommen und haben in ihrer Arbeit eine Korrelation zwischen Frakturklassifikation und Blutungsschwere hergestellt.

1980 veröffentlichten Pennal et al. und Tile eine Klassifikation mit der Unterscheidung von drei verschiedenen Kraftvektoren und den daraus resultierenden Verletzungen.

Die drei Hauptvektoren stellen Krafteinwirkung in folgende Richtungen dar:

- 1) Krafteinwirkung in antero-posteriorer Richtung
- 2) Krafteinwirkung in lateraler Richtung
- 3) Krafteinwirkung in vertikaler Richtung

Antero-posteriore und laterale Krafteinwirkung wurden durch sogenannte Kompressionsverletzungen beispielsweise bei Verkehrsunfällen verursacht. Die Gewalteinwirkung in vertikaler Richtung erzeugt eine Scherkraft, die eine Verschiebung der Beckenhälften gegeneinander bedingt. Die Verschiebung einer Beckenhälfte ist meist nach kranial und dorsal, seltener nach kaudal wie die sogenannte „Larrey-Variante“ (Griggs et al., 1991). Der Sprung aus großer Höhe ist typisch für diese Form der Beckenfraktur.

Die Einteilung nach Pennal und Tile betrachtet das Becken als Ringstruktur und geht davon aus, daß eine Gewalteinwirkung auf einer Seite des Beckenringes immer zu einer Schädigung an mindestens zwei Orten führt. Demzufolge gibt es keine isolierte Beckenringfraktur, auch wenn auf konventionellen Beckenübersichtsaufnahmen nur eine Läsion erkennbar ist. Unterstützt wird diese Annahme durch knochenszintigraphische Untersuchungen von Gertzbein und Chenoweth (1977).

Pennal und Tile erkannten, daß die Verletzungsschwere des posterioren osteoligamentären Komplexes mit dem Stabilitätsverlust des Beckens korreliert. Deshalb berücksichtigten sie in ihrer Darstellung die Art und das Ausmaß der Läsion des dorsalen Beckenringsegmentes (Tile et al., 1991).

Klassifikation von Pennal und Tile

Die Einteilung erfolgt in vier Kategorien A-D.

Die Kategorien A-C entsprechen Frakturen, die entweder durch antero-posteriore-, oder laterale Kompression verursacht werden. Die vierte Kategorie D beschreibt Läsionen, die durch vertikale Krafteinwirkung zustande kommen und weitere Mischformen.

Typ	Läsion
A	Ipsilaterale anteriore und posteriore Läsionen
B	Kontralaterale anteriore und posteriore Läsionen z.B.: Eimerhenkelläsion („bucket handle“ lesion)
C	Läsion der vier Schambeinäste mit posteriorer Ruptur z.B.: Schmetterlingsfraktur („straddle fracture“)
D	Durch vertikale Krafteinwirkung verursachte Läsionen z.B.: doppelte Vertikalfraktur („Malgaigne- Fraktur“) sowie Mischtypen von lateralen Kompressionsfrakturen z.B.: Verhaken der Schambeinäste bei Innenrotation einer Beckenhälfte („locked symphyses“), oder ein und beidseitige Frakturen der vorderen Schambeinäste

Die Einteilung von Pennal et al. und Tile (1980) wurde 1988 von Tile modifiziert. Tile hat die Typen A-C bereits in Untergruppen eingeteilt und die C3-Läsion als Beckenringfraktur mit Azetabulumfraktur beschrieben. Er hat dabei den Vorschlag gemacht, die Verletzungen, kombiniert mit Azetabulumfrakturen gesondert zu betrachten, da die Prognose mehr von der Behandlung des Hüftgelenkes, als von der Beckenringversorgung abhängt (Tile 1988). 1991 wurde die Klassifikation durch Tile et al. dem AO-Einteilungsprinzip der langen Röhrenknochen angepasst.

Klassifikation der AO

Die AO-Klassifikation der Beckenringverletzungen besteht aus den drei Hauptgruppen A, B und C

Bei den Typ A Verletzungen (A1-A3) ist das Becken stabil.

- A1 Frakturen ohne Beteiligung des Beckenringes (Abrißfrakturen)
- A2 Frakturen der Beckenschaufel ohne Ringbeteiligung und Beckenfrakturen ohne (wesentliche) Dislokation
- A3 Querfrakturen von Kreuz oder- Steißbein ohne Ringbeteiligung

Typ B Verletzungen sind rotationsinstabil mit erhaltener vertikaler Stabilität.

Das bedeutet, daß der posteriore osteoligamentäre Komplex stabil ist.

- B1 Außenrotationsverletzungen („Open book“) = Symphysensprengung
- B2 Laterale Kompressionsverletzung mit Innenrotationsfehlstellung eines Hemipelvis
- B 2.1 Ipsilateraler Typ
- B2.2 Kontralateraler Typ („bucket Handle“)
- B3 Bilaterale Typ-B-Verletzungen

Die Gruppe C umfaßt rotatorisch als auch vertikal instabile Frakturen.

(„vertical shear“), mit Zerreißung der posterioren osteoligamentären Strukturen.

- C Rotatorisch und vertikal instabil („vertikal shear“)
- C1 Unilateral
 - C1.1 Fraktur des Os ileum
 - C1.2 Sprengung oder Luxationsfraktur des Iliosakralgelenkes
 - C1.3 Fraktur des Os sakrum
- C2 Bilateral inkomplett
- C3 Bilateral komplett
 - C-Läsion mit zusätzlicher Azetabulumfraktur

Unsicherheit besteht bei dieser Klassifikation bezüglich der C2 und C3 Frakturen.

Die Interpretationen von Meißner (1993) und Euler (1996) unterscheiden sich in der Einteilung der bilateralen inkompletten und kompletten Frakturen. Euler bezeichnet als C2 eine komplette bilaterale Verletzung. Als C3 wird bei Euler eine C- Verletzung mit zusätzlicher Azetabulumfraktur genannt, bei Meißner werden Azetabulumfrakturen nicht berücksichtigt.

Isler und Ganz (1990) kritisieren die AO- Einteilung, weil dem Prinzip des zunehmenden Schweregrades der Verletzung vor allem in der Hauptgruppe B wenig Rechnung getragen wird. Beispielsweise nennt die Klassifikation die im allgemeinen schwerwiegende Außenrotationsverletzung („Open book“) vor den meist stabileren einfachen Innenrotationsverletzungen.

Ergänzend zu der Frakturklassifikation hat die Arbeitsgruppe Becken der AO und der DGU die Beckenverletzungen hinsichtlich der Begleitleionen kategorisiert.

Damit läßt sich nicht nur das Ausmaß der Beckeninstabilität abschätzen, sondern auch der Schweregrad der unmittelbaren Begleitleionen.

		Häufigkeit	Letalität
Beckenfraktur, Beckenluxation	Stabile oder instabile Beckenverletzung Typ Tile A, B oder C ohne wesentlichen Weichteilschaden.	90,7%	7,1%
Komplexe Beckenfraktur	Beckenfraktur mit komplizierendem pelvinem Weichteilschaden (Urogenital, Darm, Nerven, Hautmantel, Muskulatur).	9,3%	21,3%
Offene Beckenfraktur	Komplexe Fraktur mit externer oder interner Durchtrennung der Körpergrenze (Haut, Rektum, Vagina).	4,3%	17,7%
Traumatische Hemipelvektomie	Traumatischer Abriß einer Beckenhälfte mit weiter posteriorer Diastase (ca. 3cm) und kompletter Unterbrechung der vaskulären und neurogenen Strukturen.	0,6%	60%

Tabelle 2: Definition der Verletzungsbilder am Becken nach (Pohlemann und Tscherne, 1996)

Klassifikation nach Young und Burgess et al., (1990)

Das Einteilungsprinzip folgt dem von Pennal et al. und Tile (1980).

Zusätzlich zu den vertikalen Scherverletzungen werden als letzte Hauptgruppe die komplexen Verletzungen genannt, die durch kombinierte Gewalteinwirkung entstehen.

Burgess et al., (1990) haben versucht, den verschiedenen Gruppen jeweils typische viszerale und vaskuläre Begleitverletzungen zuzuordnen.

Hannover- Klassifikation

Die Klassifikation kombiniert die neue, an die AO-Richtlinien angepaßte Systematik nach Tile, mit einer Ordnung der Frakturlinien nach Judet et al., (1964). Damit wird der anatomische Verlauf der Läsionen berücksichtigt.

Zusätzlich sind den anatomischen Verletzungslökalisationen die daraus resultierenden Instabilitäten zugeordnet, wobei die Sakrumfrakturen in Anlehnung an Denis et al., (1988) differenziert werden (Tile, 1980; Pohlemann et al., 1992a).

Instabilitätsrichtungen bei der Hannover-Klassifikation (Bosch et al., 1992b).

Instabilität	Läsion
transsymphysär	Symphysensprengung
transpubisch	vordere Beckenringfraktur
transazetabulär	Beckenringverletzung mit Fraktur durch das Azetabulum
transiliakal	Beckenringfraktur im Bereich des Os ileum
transiliosakral	reine iliosakrale Luxation oder transsakrale Luxationsfraktur oder transiliakale Sakrumfraktur
transsakral	Sakrumfraktur: transalar („Zone 1“) transforaminal („Zone 2“) zentral („Zone 3“)

Die Hannover Fracture Scale- Becken

Ergänzend zur Hannover-Klassifikation gibt es die Hannover Fracture Scale-Becken zur Einteilung des komplexen Beckentraumas.

Als komplexes Beckentrauma wird dabei eine Beckenringverletzung mit lokalen pelvinen Begleitverletzungen (Gefäße, Nerven, Weichteile und innere pelvine Organe) bezeichnet (Bosch et al., 1992b).

Für die Systematisierung des komplexen Beckentraumas erfasst die Fracture Scale-Becken, mit Hilfe eines Punktesystems, die Frakturklassifikation nach Tile (1988), den Weichteilschaden, die pelvinen Begleitverletzungen und den Gesamtverletzungsschwergrad nach dem Polytraumaschlüssel (PTS) (Oestern et al., 1985; Tscherne et al., 1987; Bosch et al., 1992b).

Damit kommt diese Einteilung der Forderung nach, die oftmals prognostisch entscheidenden pelvinen und extrapelvinen Begleitverletzungen mit zu berücksichtigen (Oestern et al., 1985; Cryer et al., 1988; Burgess et al., 1990; Rieger, 1996b).

Klassifikation nach Isler und Ganz (1990)

- A Stabilität im dorsalen iliosakralen Komplex erhalten, keine Dislokation des involvierten Hemipelvis, keine Asymmetrie des Beckenringes
 - A1 Randfrakturen
 - A1.1 Avulsionen bei indirekter Krafteinwirkung (Spina, Crista, Tuber)
 - A1.2 Stückfrakturen bei direkter Krafteinwirkung (Beckenschaufel, Schambein)
 - A1.3 Frakturen des extrapelvinen Sakrum, Frakturen des Coccyx
 - A2 „Isolierte“ vordere Beckenringverletzungen*
 - A2.1, A2.2, A2.3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
 - A3 Minimale Verletzung des dorsalen iliosakralen Komplexes
 - A3.1 Minimale Sakrumkompression einseitig/beidseitig
 - .1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
 - A3.2 Minimale Verletzung des Iliosakralgelenks einseitig/beidseitig**
 - .1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
 - A3.3 Minimale Sakrumkompression auf der einen Seite, minimale Verletzung des Iliosakralgelenks auf der anderen Seite
 - .1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment

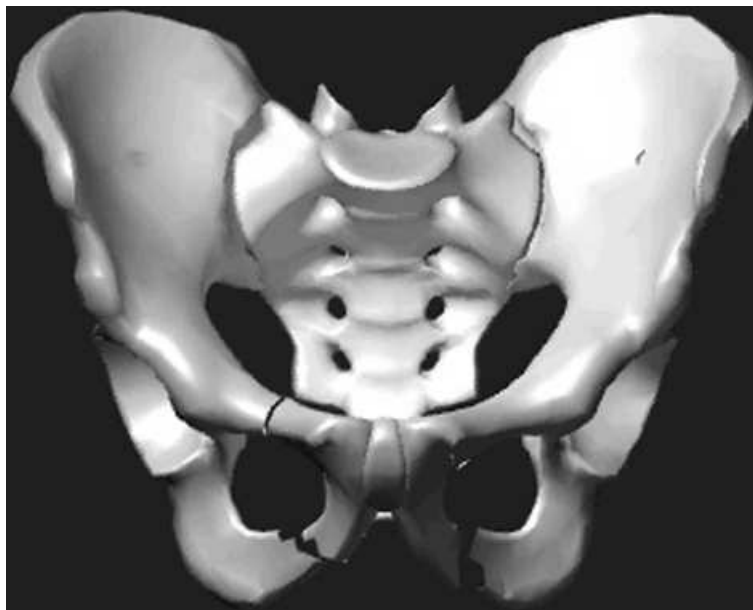


Abbildung 6: Beispiel einer **A2.2 Fraktur**: doppelte Unterbrechung des vorderen Beckenringes bei dorsaler Stabilität nach (The Comprehensive Classification of Fractures Part II, Müller Foundation, 1996 CD-ROM)

* Echte isolierte vordere Beckenringverletzungen existieren kaum, es liegt praktisch immer auch eine dorsale Läsion vor. Diese kann so subtil sein, daß sie nur mit speziellen Methoden (z.B. Szintigraphie) nachweisbar ist. Der Aufwand für den Nachweis ist angesichts des Bagatelcharakters der Verletzung nicht gerechtfertigt.

** Dabei handelt es sich oft um sogenannte Symphysensprengungen. Das Ausmaß der Verletzung kann nicht unbedingt an der Größe der Diastase abgelesen werden, da durch die Lagerung und Gewebeelastizität eine gewisse Spontanreposition auch bei schwerer Verletzungen möglich ist. Minimale Iliosakralgelenksprengungen werden häufig im

Zusammenhang mit Azetabulumfrakturen beobachtet. Unter A3 müssen auch die gelegentlich auftretenden Beckenringverletzungen mit nicht dislozierten bzw. inkompletten Vertikalfrakturen des dorsalen Ilium gerechnet werden.

- B Stabilität im dorsalen iliosakralen Komplex beeinträchtigt, rotatorische Dislokation des involvierten Hemipelvis, Asymetrie des Beckenringes
- B1 Kompressionsfraktur des Sakrum***
B1.1, B1.2, B1.3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- B2 Inkomplette Ruptur des Iliosakralgelenks („Open book“)**
B2.1, B2.2, B2.3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- B3 Beidseitige inkomplette Läsion des dorsalen iliosakralen Komplexes
- B3.1 Beidseitige Kompressionsfraktur des Sakrum
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- B3.2 Sakrumkompression auf der einen, inkomplette Ruptur des Iliosakralgelenkes auf der anderen Seite
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- B3.3 Beidseitige inkomplette Rupturen der Iliosakralgelenke
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment

*** Neben Außen- oder Innenrotationsverletzungen um eine Körperlängsrichtung durch das Iliosakralgelenk verlaufende Achse können gleichzeitig Rotationsbewegungen des involvierten Hemipelvis um eine quer durch die Iliosakralgelenke verlaufende Achse im Sinne der Flexion oder Extension stattfinden. Solche kombinierten Rotationsbewegungen führen zu vermehrter Asymetrie und Instabilität. Ein typischer Vertreter einer solchen Verletzung ist die „bucket handle“-Fraktur.

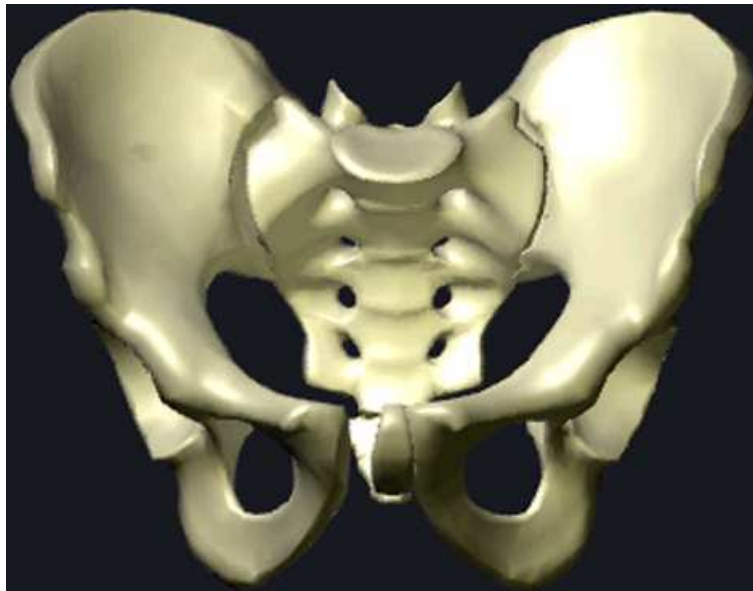


Abbildung 7: Beispiel einer **B1.1 Fraktur**: rotatorische Dislokation des rechten Hemipelvis bei Beeinträchtigung der dorsalen Stabilität und zusätzlich einfacher Unterbrechung des vorderen Beckenringes nach (The Comprehensive Classification of Fractures Part II, Müller Foundation, 1996 CD-ROM)

- C Stabilität im dorsalen iliosakralen Komplex aufgehoben, rotatorisch und translatorische Dislokation des involvierten Hemipelvis, Asymmetrie des Beckenringes
- C1 Einseitige komplette Läsion des dorsalen iliosakralen Komplexes
- C1.1 Vertikal durch das Ilium, ohne, oder mit Einbezug des Iliosakralgelenkes (= Luxationsfraktur)
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C1.2 Durch das Iliosakralgelenk
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C1.3 Vertikal durch das Sakrum
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C2 Komplette Läsion des dorsalen iliosakralen Komplexes auf der einen, inkomplette Läsion (B1 oder B2) auf der anderen Seite
- C2.1 C1.1 + B1/B2
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C2.2 C1.2 + B1/B2
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C2.3 C1.3 + B1/B2
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C3 Beidseitig komplette Läsionen des dorsalen iliosakralen Komplexes
- C3.1 Iliosakralgelenke intakt, Sakrum intakt
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C3.2 Iliosakralgelenk (e) gesprengt, Sakrum intakt
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment
- C3.3 Sakrum lädiert
.1, .2, .3 siehe Untergruppen für das vordere Ringsegment

Untergruppen für das vordere Ringsegment

- 1 Keine oder einfache Unterbrechung des vorderen Ringsegmentes
(Keine Verletzung des vorderen Ringsegmentes)
(Vertikalfaktur durch den Obturatorring)
(Vertikalfaktur durch das Corpus ossis pubis)
(Symphysenruptur)
- 2 Doppelte oder mehrfache Unterbrechung des ventralen Ringsegmentes
- 3 Azetabulumfraktur (en) allein oder in Kombination mit .1 oder .2



Abbildung 8: Beispiel einer **C3.3 Fraktur**: rotatorische und translatorische Dislokation des rechten Hemipelvis, Asymetrie des Beckenringes bei beidseitig kompletter Läsion des iliosakralen Komplexes, Unterbrechung des vorderen Beckenringes mit zusätzlicher Azetabulumfraktur nach (The Comprehensive Classification of Fractures Part II, Müller Foundation, 1996 CD-ROM)

Die Komplexität der Unfallmechanismen und die daraus resultierenden multiplen Läsionsformen bereiten Schwierigkeiten, eine auf das Verletzungsmuster basierende Klassifikation uneingeschränkt für die Klinik anzuwenden.

Die Einteilung nach Isler und Ganz versucht sowohl der Komplexität der Beckenringverletzungen Rechnung zu tragen, als auch den Einteilungskriterien der AO zu entsprechen. Da der Schweregrad der Verletzung mit der Reststabilität des Beckens korreliert (Looser und Crombie, 1976; Isler und Ganz, 1990), legt das Schema einen besonderen Wert auf die Stabilität des dorsalen iliosakralen Ringsegmentes.

Durch die Einteilung in ein dorsales und ventrales Ringsegment ist nach Serafi et al., (1992) eine nahezu vollständige Erfassung der komplexen Beckenringverletzungen möglich.

Die klinische Anwendbarkeit ist umstritten (Pohlemann et al., 1992a; Serafi et al., 1992). Voraussetzung zur Anwendung ist eine genaue radiologische Diagnostik, die oft eine computertomographische Untersuchung verlangt (Buckley und Burkus, 1987;

Rieger, 1996a). Zur wissenschaftlichen Dokumentation und exakten Beschreibung der Beckenringverletzungen ist die Klassifikation zweckmäßig.

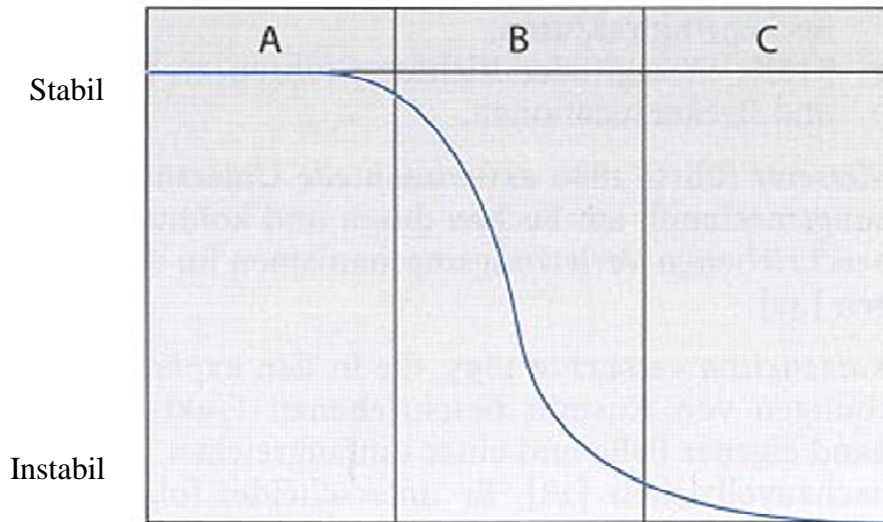


Abbildung 9: Die Graphik zeigt deutlich den fließenden Übergang von Stabilität zur kompletten Instabilität nach (Isler und Ganz, 1990)

3.4 Klinische Problematik

Die klinischen Probleme ergeben sich aus der Tatsache, daß es sich bei der überwiegenden Zahl von Patienten mit Beckenringverletzungen um Polytraumatisierte handelt (Zwank und Schweiberer, 1979; Berner et al., 1982; Rieger und Neumann, 1997; Seekamp et al., 2004; John und Ertel, 2005).

Die oft lebensbedrohlichen Verletzungen fordern ein schnelles und aggressives Vorgehen (Buckley und Burkus, 1987; Culemann et al., 2004; Seekamp et al., 2004; Burkhardt et al., 2005). Sie gehören nach Bühren et al. (1990) zu den anspruchsvollsten chirurgischen Tätigkeiten. Der Schweregrad der Verletzungen ist durch das Ausmaß der Beckeninstabilität und die Zusatzverletzungen geprägt (Bosch et al., 1992b; Pohlemann et al., 1996).

Bei den Haupttodesursachen nach Beckenverletzungen wird zwischen einer Früh- und Spätphase unterschieden (Tscherne und Pohlemann, 1996). Die pelvine Massenblutung stellt, neben den Begleitverletzungen, nach wie vor die hauptsächliche Ursache für die hohe Letalität in der Frühphase der Beckenverletzungen dar. In der Spätphase führen vor allem ARDS und Multiorganversagen zum Tode (Buckley und Burkus, 1987; Failing et al., 1992; Bosch et al., 1992b; Moss und Bircher, 1996; Wolinsky 1997).

3.4.1 Begleitverletzungen

Typische Begleitverletzungen sind Verletzungen von Abdomen, Urogenitaltrakt und retroperitoneale Schädigungen von Nerven und Blutgefäßen. Begleitverletzungen müssen erkannt und gegebenenfalls unverzüglich therapiert werden (Euler et al., 1992).

Literatur*	Anzahl	Schädel-Hirn-Trauma (%)	Thorax (%)	Abdomen (%)	Wirbelsäule (%)	Extremitäten (%)	Urogenital (%)
Jonas (1975)	99	57,6	47,5	99	6	58	29
Müller-Färber (1979)	703	15,4	11,5	5,7	9,2	42	12,1
Semba (1983)	53	30,2	28,3	47,2			51
Knoch (1984)	350	33	27,3	25,2	3,5	73,9	14,8
Schmit-Neuerburg (1986)	124	73	60	34		89 **	15
Pohlemann (1992a)	1254	46,5	36,3	25,5	14,4	69,6	
Rommens (1992)	44	52,3	52,3	9,1	13,6	54,5	25
Sinnot (1992)	27	33,3	37	55,6		66,7	29,6
Weinberg (1992)	278	53,2	47,8	19,4	15,8	89,9	
Felanda (1993)	50	8	14	6	10	32	

* Bei den verschiedenen Autoren lagen zum Teil Beckenverletzungen mit unterschiedlichen Schweregraden vor.

** Extremitäten- und Wirbelsäulenverletzungen zusammen

Tabelle 3: Begleitläsionen bei Beckenverletzungen, modifiziert nach (Rieger, 1996a)

Die abdominellen Begleitverletzungen entstehen selten als direkte Folge der Beckenringverletzungen, wie z.B. Darmläsionen, durch knöcherne Fragmente oder Einklemmung (Wilker und Schweiberer, 1984; Schwemmler und Schultheis, 1985).

Bei den meisten Patienten kommen die Verletzungen im Rahmen eines stumpfen Bauchtraumas vor und weisen auf eine erhebliche Gewalteinwirkung hin (Jonas und Wruhs, 1975; Müller-Färber und Decker, 1979). In der Literatur werden Läsionen des Perineums und des Anorektums gesondert betrachtet und als „Pfählungsverletzungen“ bezeichnet (Bäumer et al., 1990). Diese Läsionen sind laut Bäumer eher eine Rarität.

Schädigungen des Perineums und Anorektums werden häufiger bei offenen Beckenverletzungen beobachtet und entstehen durch Hyperabduktion der unteren Extremität (Bosch et al., 1992; Rieger, 1996a).

Die Verletzungen von Darm, Rektum und Anus müssen rechtzeitig erkannt werden, da die Gefahr einer Sepsis bei diesen Läsionen besonders hoch ist.

Eyssel et al. (1984) weisen zudem auf die dringliche Klärung eines bestehenden Schocks hin, um eine rasche differentialdiagnostische Abgrenzung zwischen abdominalen und retroperitonealen Blutungen zu gewährleisten.

Urogenitaltraktverletzungen sind häufige pelvine Begleitläsionen (Feldkamp et al., 1975; Schmit-Neuerburg und Hölter, 1983; Wilker und Schweiberer, 1984; Paar et al., 1990). Harnröhrenverletzungen werden beispielsweise in der Literatur mit bis zu 11,4 % angegeben (Rommens et al., 1992). Die Anzahl der zusätzlichen urogenitalen Traumata steigt in der Regel mit der Verletzungsschwere, obwohl die Arbeitsgruppe Becken der AO und der DGU eine höhere Inzidenz an Blasen- und Urethraverletzungen bei B 3-Frakturen im Vergleich zu C-Verletzungen festgestellt hat (Draijer, 1996).

Failing et al. (1992) beschreiben das Spektrum von der oftmaligen Mikrohämaturie ohne nachweisbare Schädigungen über Läsionen von Harnröhre und Blase bis zu den ungewöhnlichen Verletzungen von Harnleiter und Niere.

Diese Verletzungen treten wesentlich häufiger bei Männern auf und kommen vor allem im membranösen Anteil der Harnröhre vor. Die Verletzungsmorphologie reicht von der Kontusion über Wandeinrisse bis zur kompletten Durchtrennung (Paar et al., 1990; Webster und Guralnick, 2002). Von Bedeutung sind Spätkomplikationen mit Obstruktion, Inkontinenz und vor allem die erektile Dysfunktion beim Mann (Henning et al., 1989; Draijer, 1996; Routt et al., 1996; Harwood et al., 2005).

Bei Blasenverletzungen wird zwischen intra- und extraperitonealer Läsion unterschieden (Schmiedt, 1979; Paar et al., 1990). Die extraperitoneale Ruptur wird besonders durch spitze Knochenfragmente verursacht, während die intraperitoneale Verletzung meist eine Berstungsruptur der vollen Blase nach Gewalteinwirkung auf den Unterbauch ist (Schütz und Mauermayer, 1984; Bandhauer und Hassler, 1989; Paar et al., 1990).

Nach Floth (1979) erklären die topographisch-anatomische Lage und der Füllungsstand der Harnblase den Mechanismus und Folgen einer Verletzung.

Nervenläsionen bestimmen nicht selten die Prognose und verhindern oft die Restitutio ad integrum (Draijer, 1996; Egbers und Rieger, 1997).

Die Häufigkeit der Nervenschädigungen steigt mit der Schwere der Gewalteinwirkung und mit dem Ausmaß der Schädigung des dorsalen Beckenringes (Hersche et al., 1993). Vor allem bei Rupturen der Iliosakralfugen und Sakrumfrakturen mit transforaminalen Frakturlinien ist die Gefahr eines neurologischen Schadens groß (Denis et al., 1988; Failing und McGanity, 1992; Pohlemann et al., 1992b; Hersche et al., 1993).

Trojan (1979) und Failing (1992) zählen die Nervenverletzungen zu den am häufigsten übersehenen Verletzungen, da andere Symptome oftmals im Vordergrund stehen oder die neurologischen Schäden nur diskret sind (Scherzer und Kuderna, 1975; Majeed, 1992). Dabei ist die frühzeitige Diagnose von Nervenläsionen bei Beckenringverletzungen wichtig und hat Einfluß auf die Therapie. Nach Mears (1986) kann eine baldige knöcherne Reposition oder Nervendekompression einen bleibenden neurologischen Schaden eingrenzen oder verhindern.

Bei einer Untersuchung von 323 Beckenringfrakturen beschreiben Hersche et al. (1993) 23 Patienten mit initial neurologischen Ausfällen. Geringe neurologische Ausfälle fanden sich bei Typ-B-Frakturen, während schwere Ausfälle bei Typ-C-Frakturen beobachtet wurden. Das Vorliegen von Sphinkterstörungen oder einer Cauda-Symptomatik kann nach Hersche et al. (1993) ein Hinweis auf eine Sakrumfraktur sein. Die Autoren konnten eine bessere Erholungstendenz nach Dekompression der Nerven feststellen und empfehlen deshalb ein frühzeitiges operatives Vorgehen.

Huitinnen (1972) unterschied in seiner autoptischen Untersuchung bei 40 verschiedenen Nervenläsionen folgende drei Verletzungsformen des Plexus lumbosakralis:

- 1) Traktionsverletzungen als Folge der Überdehnung
- 2) Rupturen
- 3) Kompressionsverletzungen

Traktionsverletzungen kamen am häufigsten vor (n=21) und betrafen vorwiegend den Truncus lumbosacralis sowie den N. gluteus superior. 15 Rupturen wurden an den Wurzeln der Cauda equina beobachtet. Kompressionsverletzungen traten besonders an den ventralen, sakralen Primärsträngen beim Durchtritt durch die Foramina sacralia auf.

Denis et al. (1988) und Gibbons et al. (1990) haben eine Einteilung der Sakrumfrakturen bezüglich der neurologischen Begleitverletzungen vorgenommen. Dabei werden drei Zonen unterschieden:

- Zone 1: Frakturverlauf im Bereich der Ala ossis sacri
- Zone 2: Frakturverlauf im Bereich der Foramina sacralia
- Zone 3: Frakturverlauf mit Einstrahlung in den Canalis centralis, sowohl vertikal als auch quer

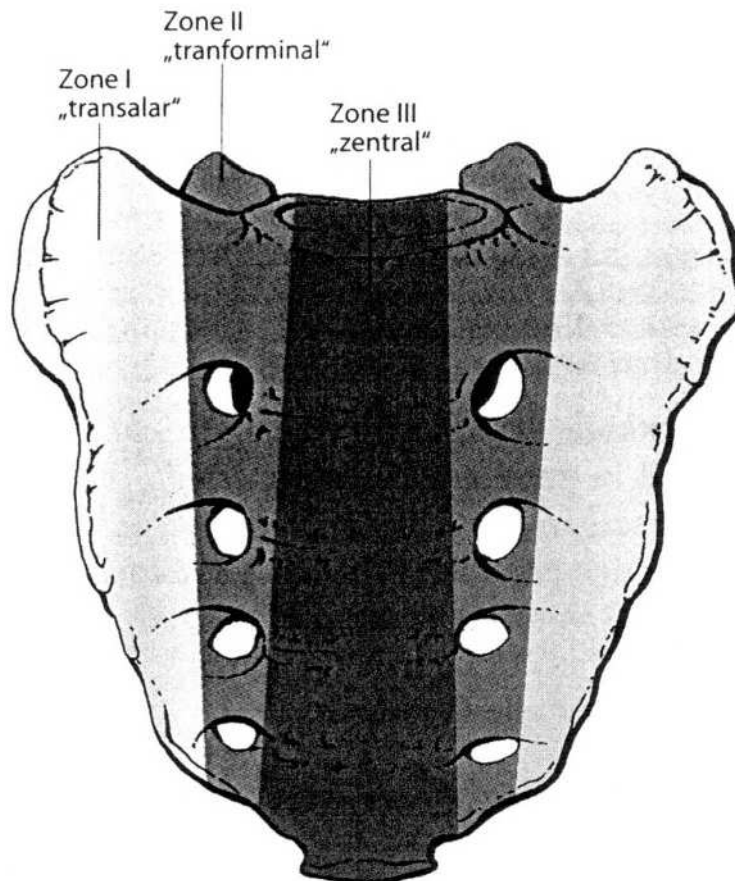


Abbildung 10: Einteilung der Sakrumfrakturen nach (Denis et al., 1988)

3.4.2 Die pelvine Massenblutung

Weitgehende Uneinigkeit herrscht über die Ursachen des Verblutungstodes beim Beckentrauma. Aufgrund der hohen Anzahl von Mehrfachverletzungen ist es bei der initialen Schockraumbehandlung oft schwierig die Hauptursache der Massenblutung auszumachen.

Dagegen besteht überwiegend Einigkeit darüber, daß Maßnahmen zur frühzeitigen Blutstillung eine Schlüsselrolle in der Erstversorgung von komplexen Beckenfrakturen einnehmen (Moreno et al., 1986; Tscherne et al., 1987; Hölting et al., 1988; Ganz et al., 1991; Failing und McGanity, 1992; Pohlemann et al., 1994b/1996; Nerlich und Maghsudi, 1996; Wolinsky, 1997; Ertel et al., 2001; Seekamp et al., 2004; Burkhardt et al., 2005).

Viele Autoren (Huittinen und Slätis, 1973; Gilliland et al., 1982; Cryer et al., 1988; Evers et al., 1989; Hanson et al., 1991; Sinnot et al., 1992) führen das Beckentrauma mit pelviner Massenblutung als Haupttodesursache an. Evers et al. (1989) geben beispielsweise bei 61%, der durch Verblutungstod verstorbenen Patienten das Becken als ursächliche Blutungsquelle an (Latenser et al., 1991).

Die Blutungen können primär zum hämorrhagischen Schock führen, oder sekundär zu schockbedingten Folgeerkrankungen wie ARDS und MOV (Huittinen, 1972; Tscherne et al., 1987; Cryer et al., 1988; Failing und McGanity, 1992; Bosch et al., 1992a; Moss und Bircher, 1996; Euler, 1996).

Im Krankengut von Looser (1976), Rothenberger et al. (1978) und Gilliland et al. (1982) korrelieren der Blutverlust mit dem Ausmaß der Beckenringverletzung.

Im Widerspruch dazu stehen die Untersuchungen von Poole et al. (1991), der nur selten eine Blutungsquelle im Becken vorfand. Auch Tile et al. (1991) geben lediglich 4% für den Verblutungstod im Beckenbereich an.

Rittmeister et al. (2001) machen, in einer Untersuchung mit 74 Patienten, Begleitverletzungen hauptsächlich für die hohe Letalität verantwortlich. Gruen et al. (1994) führen in ihrer Untersuchung von 312 Patienten den Verblutungstod nicht auf die

Beckenverletzung, sondern auf die Begleitverletzungen zurück. Sie empfehlen deshalb eine umgehende Behandlung der Begleitverletzungen und die selektive Angiographie. Von den Autoren, die sofortige Maßnahmen zur Blutstillung fordern, werden übereinstimmend drei hauptsächliche Blutungsquellen beschrieben:

3.4.2.1 Arterielle Blutungen

Bei den großen arteriellen Gefäßen werden die A. iliaca communis sowie Aa. iliaca interna und externa am Abgang der A. iliaca communis genannt (Pohlemann et al., 1996).

Denck et al. (1975) haben bei 1623 Beckenfrakturen 27 diagnostizierte Gefäßverletzungen untersucht. Dabei waren folgende Arterien betroffen:

A. iliaca communis	21
A. iliaca interna	16
A. femoralis	8
A. iliaca externa	5
A. obturatoria	4
A. glutealis	1
A. pudenda	1

Rieger (1996a) führt außerdem die A. iliolumbalis als Blutungsquelle an und Trentz et al. (1989) weisen auf die besondere Gefährdung der A. glutea superior, bedingt durch die „fixierte“ Austrittsstelle im Bereich des Foramen suprapiriforme, hin.

Die Häufigkeit der arteriellen Blutungen variiert in der Literatur erheblich.

Nach Failing und McGanity (1992) sind in 10-15% der schweren Beckenverletzungen angiographisch arterielle Blutungen nachweisbar. Cryer et al. (1988) berichten in ihrer Studie mit 245 Beckenfrakturen von 6-18% arterieller Verletzungen.

Rothenberger et al. (1978) ermittelten eine Rate von 27% arterieller Läsionen, während Gilliland et al. (1982) weniger als 20% angiographisch diagnostizierter Blutungen angeben und Ben-Menachem et al. (1991) lediglich 7-11% für embolisationswürdig erachten. Brennemann et al. (1997) fanden in einer Serie von insgesamt 1179 Beckentraumen bei 44 offenen Beckenfrakturen nur 6 arterielle Blutungen, die embolisiert wurden.

Perez et al. (1998) haben einen Zeitraum von 10 Jahren mit 721 Beckenringfrakturen untersucht. Es wurde lediglich bei 14 Patienten (1,9%) eine Embolisation durchgeführt, von diesen Patienten hatten 8 eine arterielle Blutung im Bereich des Beckens. Die Embolisation gilt bei arteriellen Blutungen als erfolgreiche Methode zur Blutstillung, es werden jedoch auch Nachblutungen in bis zu 18% der Fälle beschrieben Gourlay et al. (2005).

Insgesamt kann trotz der unterschiedlichen Angaben über arterielle Blutungen festgestellt werden, daß die großen Gefäßverletzungen eher selten sind und deshalb die Indikation zur Embolisation wenigen Fällen vorbehalten ist.

3.4.2.2 Blutungen aus den spongiösen Frakturflächen

Die spongiösen Frakturflächen werden von den meisten Autoren (Huittinenen und Slätis, 1973; Gilliland et al., 1982; Evers et al., 1989; Tile, 1988; Hanson et al., 1991; Rieger et al., 1991; Langendorff, 1993; Muhr et al., 1993; Wolinsky, 1997; Dyer und Vrahas, 2005) als eine wesentliche Blutungsquelle angesehen und zählen nach Bosch et al. (1992) zu den initial chirurgisch schwer beherrschbaren Blutungen.

Poole et al. (1991) dagegen sind der Meinung, daß Blutverluste aus dem knöchernen Becken selten sind und auch Cryer et al. (1988) berichten nur über einen geringen Prozentsatz von Blutungen aus der Fraktur selbst.

Slätis und Huittinen (1972) fanden andererseits in ihrer Studie, daß als Hauptblutungsquelle in 84-88% die Fraktur alleine in Frage kam. Obwohl Huittinen (1973) in seiner postmortem durchgeführten Angiographie an 27 Beckenverletzungen auch arterielle Blutungen- vor allem aus dem Versorgungsgebiet der A. iliaca interna beschreibt, macht er die freiliegenden spongiösen Oberflächen im Bereich der Sakroiliakalgelenke für die maßgeblichen Blutverluste verantwortlich. Mucha (1984) führt in 12% der Fälle die Beckenfraktur als Haupttodesursache und in 53% als wesentliche Teilursache an. Pohlemann et al. (1996) gibt die spongiösen Knochenregionen in beiden Hüftbeinen, aber vor allem das Os sakrum als Blutungsquellen an.

Eine genaue Lokalisation und Quantifizierung der Blutungen aus frakturiertem Knochen findet sich in keiner der genannten Studien. Cerva et al. (1996) haben in einer retrospektiven Studie kontrastmittelverstärkte Computertomographie mit Angiographie verglichen. Dabei konnten mit Hilfe der CT bei Beckenringverletzungen stabile Blutungen von instabilen Blutungen unterschieden werden. Die Menge des Blutverlustes aus Beckenknochen ist schwierig zu analysieren. Eckert et al. (1976) berichten beispielsweise von 3000ml Blutverlust bei A2 Frakturen der Beckenschaufeln.

Genauere Angaben finden sich in Untersuchungen zur Spongiosaentnahme aus dem Beckenkamm. Younger und Chapmann (1989) und Wippermann et al. (1997) maßen nach diesen Eingriffen einen durchschnittlichen Blutverlust von 150ml in den Drainagesystemen. Eine direkte Korrelation zu Blutverlusten nach Beckenfrakturen ist aufgrund dieser Untersuchungen jedoch nicht möglich.

3.4.2.3 Blutungen aus dem sakralen und/oder paravesikalen Plexus

Im kleinen Becken finden sich ausgeprägte venöse Plexus. Von dort gelangt das venöse Blut in die Hauptstämme, die im wesentlichen die arteriellen Leitungsbahnen begleiten. Blutungen aus großen Venen sind eine Rarität, obwohl Denck et al. (1975) die Mortalität bei Venenverletzungen höher einschätzen, als bei großen arteriellen Gefäßen. Als Grund wird die fehlende Kontraktilität der Venen im Vergleich zu den Arterien angegeben.

Als maßgebliche venöse Blutungsquellen werden der Plexus sacralis, der ventral dem Os sakrum anliegt und die Plexus paravesicalis, die ventral und dorsal der Blase liegen, aufgeführt (Gilliland et al., 1982; Raithel, 1983; Moreno et al., 1986; Kellam, 1989; Moss und Bircher, 1996).

Die Erfassung des primären Blutverlustes ist schwierig und Vergleiche in der Literatur sind nach Pohlemann et al. (1996b) kaum möglich. Klinische Schockzeichen, Blutdruck und der Hb-Wert werden zur Beurteilung herangezogen. Der Hb-Wert wird auch als Verlaufsparemeter zur Effektivität der Blutungskontrolle bestimmt (Pohlemann et al., 1996c).

Bone et al. (1992) und Trunkey et al. (1983) haben eine Klassifizierung der Blutungs-schwere vorgestellt, ohne jedoch eine Korrelation zur Schwere der Fraktur oder der Begleitverletzungen anzugeben. Die Menge des Blutverlustes kann oftmals erst retrospektiv abgeschätzt werden, so daß die Einteilungen in der Akutbehandlung nur von begrenztem Wert sind. Pohlemann et al. (1996c) sprechen bei einem Blutverlust von mehr als 2000ml (Bone Grad III und IV) von einer schweren Beckenblutung und empfehlen die Anwendung eines Notfallalgorithmus.

Grad I	leicht < 30ml/min
Grad II	mittelschwer 30-150 ml/min
Grad III	schwer > 150 ml/min

Tabelle 4: Schweregrad der Blutungen nach (Trunkey et al., 1983)

Grad I	Reduktion des Blutvolumens < 15% ⇒ RR, Puls, Kapillarpuls normal
Grad II	Reduktion des Blutvolumens 15-30% (800-1500 ml) ⇒ Tachykardie, Urinproduktion vermindert (20-30 ml/h)
Grad III	Reduktion des Blutvolumens 30-40% (2000 ml) ⇒ Tachykardie, Tachypnoe, Hypotension
Grad IV	Reduktion des Blutvolumens > 40% ⇒ Massenblutung, akute Lebensgefahr

Tabelle 5: Schweregrad der Blutungen nach (Bone et al., 1992)

Ertel et al., (2001) haben bei 25 Patienten mit schweren Beckenverletzungen initial und im weiteren Verlauf Lactatspiegel im Serum bestimmt. Die erhöhten Lactatwerte (2,0mmol/L – 8,0 mmol/L) korrelierten mit dem Blutverlust und der Verletzungsschwere. Zudem diente die Lactatbestimmung zur Erfolgskontrolle der Therapie.

Bei Lactatwerten > 5.0mmol/L sollte nach den Autoren eine umgehende chirurgische Therapie wie Notfallstabilisierung mit Beckenzwinge und- oder Laparotomie mit Tamponade erfolgen.

Beim Beckentrauma, insbesondere bei hochgradig instabilen Verletzungen, sind die Kompartimentgrenzen des Beckens zum großen Teil zerstört. Dadurch wird der Raum-

inhalt des kleinen Beckens erheblich vergrößert (Brennemann et al., 1997). Eine Hämostasie durch Eigentamponade ist dann nicht mehr möglich.

Der Blutverlust in das kleine Becken beträgt 3000-5000ml (Eckert et al., 1976; Trojan, 1979; Ben-Menachem et al., 1991). Labitzke (1986) berichtet über eine Verdoppelung des Volumens bei einer Symphysendiastase von 3cm.

Moss und Bircher (1996) haben experimentelle Messungen an Beckenpräparaten durchgeführt und folgende Ergebnisse erhalten:

Der Rauminhalt des kleinen Beckens vergrößert sich um jeweils 4,6% pro 1cm Zunahme der Symphysendiastase.

In Abhängigkeit der Iliosakralgelenkzerreissung vergrößert sich das Raumvolumen um 3,1% pro 1cm Gelenkspaltdiastase.

Daraus ergibt sich, daß bei einer Symphysendiastase von 10cm und einer gleichzeitigen Iliosakralfugenzerreissung von 3cm der Rauminhalt um insgesamt 55% zunimmt.

Diese Untersuchungen haben die Angabe von Labitzke in Frage gestellt und Moss zieht die Schlußfolgerung, daß sich das Blut außerhalb des knöchernen Beckenringes im Weichteilgewebe sammeln muß.

Die fehlenden Kompartimentgrenzen im Retroperitonealraum, die im Falle einer Eröffnung eine unzureichende Selbsttamponade nach sich ziehen, führen zu dem therapeutischen Ansatz der mechanischen äußeren Stabilisation (Kompression) mit dem Fixateur externe. Ziel der Kompression ist es, die durch die Verletzung entstandene Volumenzunahme auf ein physiologisches Maß zu reduzieren (Wild et al., 1982; Gylling et al., 1985; Moreno et al., 1986; Kellam, 1989; Trentz et al., 1989; Bühren et al., 1990; Ben-Menachem et al., 1991; Bosch et al., 1992; Rommens et al., 1992; Riemer et al., 1993; Pohlemann et al., 1996b; Rieger, 1997).

Zur Blutstillung bei komplexen, instabilen Beckenfrakturen mit Massenblutung werden verschiedene Verfahren angewendet. Die Wertigkeit der unterschiedlichen Maßnahmen ist umstritten.

Nach Pohlemann et al. (1995) und Culemann et al. (2004) ist in der Frühphase ein standardisiertes Behandlungskonzept, zur Koordination der Diagnose und Therapie entscheidend.

Die wesentlichen Methoden sind in folgender Tabelle zusammengefaßt:

Eigentamponade ⇒ Hämostase durch Selbsttamponade innerhalb des kleinen Beckens.
Schockhose (MAST= military antishock trousers) ⇒ Direkte Kompression von Beckenring und unteren Extremitäten. (Wird in Deutschland wegen hoher Komplikationsraten kaum verwendet)
Pneumatischer Notfallgürtel nach Baumgürtel ⇒ Zirkuläre Kompression des Beckengürtels. (Konstruktion befindet sich noch in klinischer Erprobung)
Notfallangiographie und Embolisation ⇒ Bei lokalisierten arteriellen Blutungen möglich.
Passagerer Aortenverschluß (crossclamping, Ballontamponade) ⇒ Kurzzeitige Möglichkeit als ultima ratio um Übersicht im Operationssitus zu gewinnen.
Ligatur der Art. iliaca interna ⇒ Wird nach heutigem Verständnis sehr selten durchgeführt, da aufgrund von Kollateralkreisläufen die Blutung kaum beeinflusst wird.
Notfallstabilisierung mit Fixateur externe ⇒ Wird in verschiedenen Montageformen vielfach angewendet.
Beckenzwingen ⇒ Direkte dorsale Kompression möglich, wird im Schockraum eingesetzt.
Definitive interne Stabilisierung ⇒ Wird vorwiegend bei Symphysensprengung und Fugenerreißung der Iliosakralgelenke angewendet.
Laparotomie mit Tamponade (Pelvic packing) ⇒ Wird von manchen Autoren empfohlen, teilweise in Verbindung mit externer Stabilisierung

Tabelle 6: Methoden zur Blutstillung bei komplexen, instabilen Beckenbrüchen modifiziert nach (Tscherne und Pohlemann, 1998)

3.4.3 Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS), Multiorganversagen (MOV) und Sepsis

Als Todesursache in der Spätphase der Beckenringverletzungen wurden vielfach septische Komplikationen und Schockfolgeerkrankung wie ARDS, MOV und Sepsis angeführt (Rothenberger et al., 1978; Tscherne et al., 1987; Cryer et al., 1988; Bosch et al., 1992; Muhr et al., 1993).

Der Blutverlust mit hämorrhagischem Schock und folgender Massentransfusion spielt nach Soderstrom et al. (1982) eine entscheidende Rolle für die Entstehung von ARDS und MOV.

Sepsis ist oftmals die Folge einer Infektion des retroperitonealen Hämatoms und wird nach Rieger et al. (1996) ursächlich auf die Blutung zurückgeführt. Kontaminierte Wundflächen durch Begleitverletzungen von Urogenitaltrakt und Anorektum stellen eine weitere Ursache für septische Komplikationen dar (Davidson et al., 1993).

Im Zusammenhang mit der oben genannten Problematik müssen auch die Beckenvenenthrombosen erwähnt werden, die einige Autoren zu den gefährlichen Komplikationen zählen (Berner et al., 1982; Rieger et al., 1991; Pohlemann et al., 1992a; Rommens et al., 1992; Waddel, 1992).

Hofmann und Bredow (1986) geben eine Häufigkeit von 13,8% an. Als Folge werden Lungenembolien mit bis zu 5,4% in der Literatur beschrieben (Pohlemann et al., 1992a; Waddel, 1992).

Die Behandlungsstrategien zur Vermeidung von ARDS, MOV und Sepsis beinhalten eine aktive Blutungskontrolle, Tetanus und Antibiotikaprophylaxe sowie ein gewissenhaftes Wunddébridement mit ausgiebigen Spülungen und gegebenenfalls eine Anus-*praeter*-Anlage bei anorektalen Verletzungen (Perry, 1980; Soderstrom et al., 1982; Rubash und Mears, 1983a; Tile, 1984).

In nachfolgender Tabelle sind Mortalitätsraten verursacht durch ARDS, MOV und Sepsis aufgeführt:

Autor	Verstorbene (n)	MOV, ARDS (%)	Sepsis (%)
Jonas (1975)	47	31,9	2,1
Rothenberger (1978)	10	20 ¹	20
Cryer (1988)	32	15,6 ²	15,6 ²
Varney (1990)	22	13,6	4,6
Poole (1991)	18	16,7	11,1
Bosch (1992)	32	53,1	
Sinnot (1992)	4		25
Pohlemann (1994)	78	17,5 ³	

¹ Nierenversagen

² Multiorganversagen und Sepsis

³ Komplexe Beckentraumen

Tabelle 7: ARDS, MOV und Sepsis als Todesursachen bei Beckenverletzungen, modifiziert nach (Rieger, 1996a)

3.4.4 Langzeitfolgen

Spätfolgen bei Beckenringverletzungen können durch knöcherne sowie ligamentäre Läsionen des Beckenringes, als auch durch pelvine und extrapelvine Begleitverletzungen verursacht werden und stellen damit einen Restzustand der Komplikationen dar. Einen Überblick gibt folgende Tabelle:

<p>Knöchern/Ligamentär:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Pseudarthrosen, persistierende Instabilität. 2) Asymmetrie/Fehlstellungen mit folgender Beeinträchtigung des Gangbildes, Beschwerden beim Sitzen und Sekundärschäden der Wirbelsäule. Geburtshilfliche Komplikationen. 3) Heterotope Ossifikationen und/oder periartikuläre Verkalkungen. 4) Schmerzen vor allem im Bereich der Iliosakralgelenke und der Leistenbeuge.
<p>Neurologische Schäden:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Sensibilitätsstörungen und Schmerzzustände. 2) Störungen von Blasen-, Mastdarm- und Sexualfunktionen.
<p>Urogenitale Spätfolgen:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Harnröhrenstrikturen, Fisteln, Abszesse, Stenosen. 2) Miktionsstörungen und Inkontinenz.

Tabelle 8: Mögliche Spätfolgen nach instabilen Beckenringverletzungen

Verzögerte oder ausbleibende Frakturheilung und Fehlstellungen stellen ernsthafte Spätkomplikationen dar (Tile, 1995; Pennal et al., 1980; Mears, 1996). Die Häufigkeit der Komplikation steigt einerseits mit dem Ausmaß der Verletzungsschwere und wird laut Mears (1996) andererseits vor allem bei Typ-C Frakturen, die ausschließlich konservativ oder mit dem Fixateur externe behandelt wurden, beobachtet.

Tile (1995) gibt insgesamt 3% für Beckenverletzungen mit resultierender „Malunion und/oder Nonunion“ an.

Die Folge sind anhaltende Schmerzen, Instabilität des Beckens, Imbalancen beim Sitzen, Beinlängendifferenzen, die Auswirkungen auf das Gangbild haben, sowie geburtshilfliche Komplikationen bei in Fehlstellung ausgeheilten Frakturen (Slätis und Huittinen, 1972; Duwelius et al., 1992; Mears, 1996; Rieger, 1996a).

Als Hauptgrund für unbefriedigende Spätresultate werden von den Patienten Schmerzen angegeben. Die Ursachen dafür sind vor allem die ausbleibende Heilung einer Fraktur

oder von Bandverbindungen, die Ausheilung in Fehlstellung oder eine verbliebene Instabilität (Tile, 1995).

Draijer et al. (1995) stellten in einer prospektiven Untersuchung fest, daß sich bei B- und C-Frakturen dorsale Beckenschmerzen vergleichbarer Intensität finden, die unabhängig von der Therapie sind. Dabei konnten Draijer et al., wie auch andere Autoren zeigen, daß eine anatomische Reposition keine Garantie für Schmerzfreiheit ist, obwohl bei größeren dorsalen Dislokationen stärker dorsal empfundene Schmerzen angegeben werden (Gertzbein und Chenoweth, 1977; Ahlers et al., 1979; Berner et al., 1982; Völkel, 1983; Majeed, 1990; Rieger, 1993; Pohlemann et al., 1996; Dujardin et al., 1998).

Tile (1995) macht dafür vor allem eine ausbleibende Heilung der Bandstrukturen verantwortlich. Daneben können auch Nervenläsionen erhebliche Schmerzen verursachen (Draijer, 1996).

Rückenschmerzen sind für Draijer als ein Leitsymptom der schlechten Spätresultate anzusehen. Die Schmerzlokalisierung ist vorwiegend im Bereich der Iliosakralfugen, aber auch in die Leistenbeuge und die Wirbelsäule ausstrahlend (Tile, 1995).

Nervenschädigungen bestimmen bei einer Vielzahl der Patienten die Prognose und verhindern oftmals eine Restitutio ad integrum (Draijer, 1996; Egbers, 1996). Das Ausmaß der neurologischen Läsionen reicht von Sensibilitätsstörungen über starke Schmerzzustände bis zum vollkommenen Verlust der sensiblen und motorischen Funktionen. Dazu kommen Störungen von Blasen- und Mastdarmtönerung als auch der Sexualfunktion.

In der Literatur finden sich Häufigkeiten von Nervenverletzungen bei Beckenfrakturen, mit der Schwere der Verletzung steigend, zwischen 3,5 und 13% (Huittinen, 1972; Failing und McGanity, 1992). Die Arbeitsgruppe Becken, der DGU und der Deutschen Sektion der AO, konnte 486 Patienten mit Beckenringverletzungen nach zwei Jahren nachuntersuchen und wies bei 22,1% neurologische Störungen nach (Pohlemann et al., 1996a). Erhebliche Gefahr eines neurologischen Schadens besteht bei Beteiligung des dorsalen Beckenringes insbesondere bei Rupturen der Iliosakralgelenke

und Sakrumfrakturen (Failinger und McGanity, 1992; Hersche et al., 1993; Pohlemann et al., 1992b).

Eid et al., (2005) haben 173 Patienten mit Sakrumfrakturen von 1991- 2000 nachuntersucht. Es verblieben neurologische Defizite bei 30%.

Mears und Rubash (1986) fordern eine frühzeitige Reposition, um einen Dehnungs- oder Kompressionsschaden der Nerven zu verhindern oder zu minimieren. Einige Autoren empfehlen eine rasche Dekompression bei Sakrumfrakturen (Schmidek et al., 1984; Denis et al., 1988; Hersche et al., 1993).

Matta und Saucedo (1989) halten dagegen, daß die Prognose hinsichtlich Nervenläsionen bereits zum Zeitpunkt der Verletzung feststeht. Sie postulieren, daß eine frühzeitige Reposition in den meisten Fällen keinen Einfluß auf das Ergebnis hat.

Failinger et al. (1992) berichten über eine begrenzte Erholung bei Nervenläsionen, die stark variieren kann. Ähnliche Erfahrungen machten Hersche et al. (1993), die eine gute Erholungstendenz des Plexus sacralis, (N. obturatorius, N. femoralis, N. gluteus inferior, N. gluteus superior) beschreiben. Eine gute Regeneration dieser Nerven wurde vor allem bei motorischen Ausfällen nachgewiesen.

Für Verletzungen des Truncus lumbosacralis, bei radikulären Schmerzen und Sensibilitätsausfällen wird eine schlechte Prognose angegeben.

Allgemein akzeptierte Richtlinien bezüglich der Indikationsstellung zur Operation bei Nervenverletzungen gibt es nicht (Draijer, 1996; Tile, 1996).

Verletzungen des Urogenitalsystems gehören neben den Nervenläsionen zu den häufigsten Begleitverletzungen bei Beckenfrakturen (Wilker und Schweiberer, 1984; Draijer, 1996). Webster und Guralnick (2002) berichten über 10 % Urethraverletzungen bei Männern im Rahmen von Beckenfrakturen.

Nach Urethraverletzungen, die wesentlich öfter bei Männern vorkommen, treten vor allem Narben, Abszesse, Fisteln, Stenosen, Steinbildungen, Harnwegsinfekte, Sekundärschäden am oberen Harntrakt und Potenzstörungen auf (Marberger und Lugger, 1975; Ahlers et al., 1977; Ozumba et al., 2004). Die Harnröhrenstriktur mit subvesikaler Obstruktion stellt nach Stöhrer et al. (1984) den häufigsten Spätschaden dar und wird

zwischen 36 und 100% nach Beckenringverletzungen angegeben (Marberger und Lugger, 1975; Bichler und Flüchter, 1979; Lutzeyer, 1983).

Bei Männern mit Harnröhrenverletzungen findet sich in 20 bis 87,5% eine erektile Dysfunktion (King, 1975; Bichler und Flüchter, 1979; Arsdalen et al., 1984; Ellison et al., 1988; Henning et al., 1989; Stelzner, 1990; Harwood et al., 2005).

Die Nachuntersuchung der Arbeitsgruppe Becken stellte bei 184 Frauen 2,2% und bei 302 Männern 11,6% Sexualstörungen (erektile Dysfunktion, Dyspareunie) fest (Draijer, 1996).

Spätfolgen nach Blasenverletzungen sind Blasenfisteln und Blaseneinklemmungen. Eine Rarität sind Pseudodivertikel der Blase (Lastarria et al., 1989).

Inkontinenz durch unfallbedingte Schädigung der Urethra wird in 2 bis 10% angegeben (Huittinen, 1972; Bichler und Flüchter, 1979; Lutzeyer, 1983; Jungbluth und Huland, 1984; Hartung, 1986). Miktionsstörungen hat die Arbeitsgruppe Becken in ihrer Nachuntersuchung an 486 Patienten bei 7,6% festgestellt. Männer waren 2 bis 3 mal häufiger als Frauen betroffen. Auffallend war ein hoher Anteil der Miktiosbeschwerden (11,1%) bei Typ A Verletzungen.

Die Therapie bei urogenitalen Begleitverletzungen wird kontrovers diskutiert. Beispielsweise gibt es unterschiedliche Auffassung über eine einzeitige oder zweizeitige Versorgung der Urethra (Schmiedt, 1979; Schütz und Mauermayer, 1984; Henning et al., 1989). Webster und Guralnick (2002) empfehlen primär einen suprapubischen Blasen-katheter und sekundär die Rekonstruktion der Harnröhre.

Paar et al. (1990) fordern eine Behandlung der Harntraktverletzung am Unfalltag, um Früh- und Spätmorbidität zu senken. Muhr et al. (1993) und Routt et al. (1996) raten zu einem gemeinsamen gleichzeitigen urologisch-chirurgischen Vorgehen.

4 Therapie mit Fixateur externe Systemen

4.1 Konstruktionsmerkmale und Montageformen verschiedener Fixateur externe Systeme

Hoffmann (1954) hat den ersten Einsatz eines Fixateur externe am Becken beschrieben.

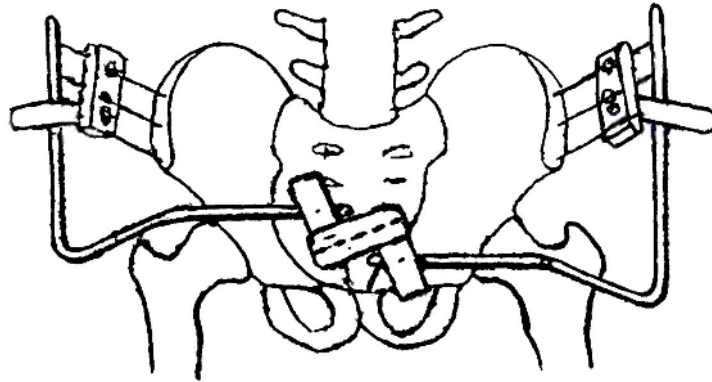


Abbildung 11: Modifiziert nach (Hoffmann, 1954)

Die Abbildung von 1954 zeigt jeweils drei Schanz-Schrauben im vorderen Anteil der Spina ischiadica, die mit Klemmbacken verbunden sind. An diesen Klemmbacken befinden sich zwei gebogene Rohrstrangen, die oberhalb der Symphyse vereinigt sind. Die Verbindung der beiden horizontal verlaufenden Rohre oberhalb der Symphyse wird nach der Reposition fixiert. Damit soll eine Ruhigstellung des frakturierten Beckenknochens erreicht werden.

Die grundsätzlichen Überlegungen zur Fixateur externe Montage sind bis heute gleich geblieben.

Die Elemente des Hoffmann-Fixateurs werden noch heute in verschiedenen Montageformen angewendet.

Die einfachste Konstruktion verwendet auf jeder Seite der Beckenkämme ein oder zwei Schanz'sche Schrauben, die mit einem Querrohr oberhalb der Symphyse verbunden werden. Diese Konstruktion wird vorwiegend für unilaterale Kompressionsfrakturen mit Symphyseninstabilität und reinen Open-book Verletzungen mit intaktem dorsalen Beckenring gebraucht (Tile, 1984; Egbers und Draijer, 1997a).

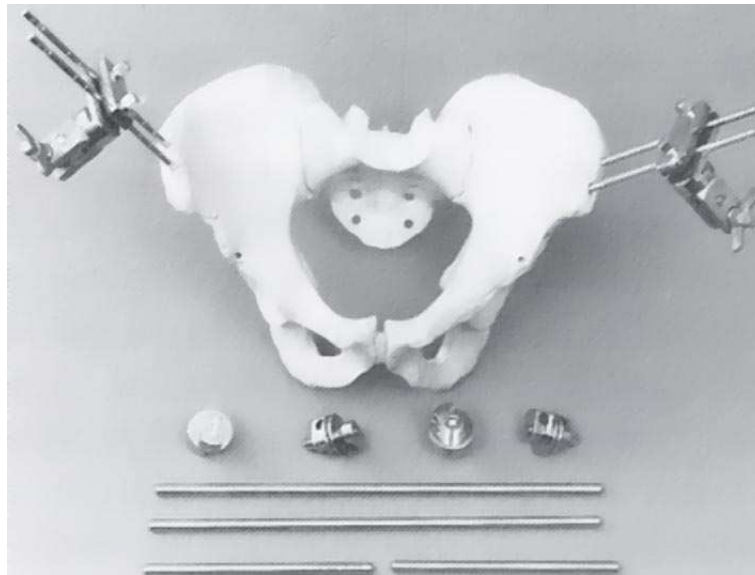


Abbildung 12: Die einfache Rahmenmontage nach (Mears und Rubash, 1986)

Die Rahmenmontage wurde im Laufe der Zeit den klinischen und biomechanischen Erkenntnissen angepaßt (Rieger, 1996a).

Grundsätzlich werden auf jeder Seite zwei 5 mm Schanz-Schrauben im vorderen Anteil der Spina iliaca oder supraacetabulär eingebracht. Zwei Querrohre verbinden jeweils die oberen und unteren Schraubenpaare. Die Querrohre werden durch zwei senkrecht verlaufende, kurze Stangen zu einem Rahmen verbunden. Die Verbindungen werden mit Klemmbacken, die entweder als Kugelgelenk, oder als schwenkbare Backen ausgeführt sind, hergestellt.

Die Rahmenmontage gibt es in vielen Variationen und sie wurde von Bonnel (1975), als auch von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese in unterschiedlichen Varianten angegeben (Egbers et al., 1992; Rieger, 1996a).

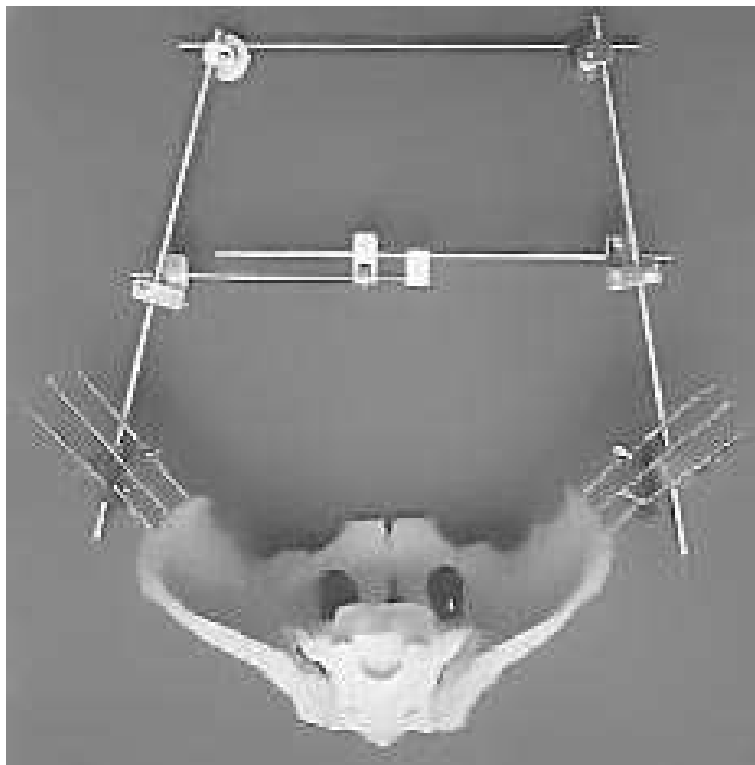


Abbildung 13: Slätis- Montage nach (Slätis und Karaharju, 1981)

Slätis und Karaharju (1975/1981) haben mit ihrer trapezförmigen Rahmenkonstruktion versucht, eine größere Kompression auf den dorsalen Anteil des Beckenringes auszuüben.

Sie verwendeten drei Schanz-Schrauben im vorderen Anteil der Beckenkämme, die miteinander durch Klemmbacken verbunden sind. An diesen Klemmbacken werden Stangen in einem Winkel von ca. 70° zur Körperlängsachse befestigt, die die Seiten eines Trapezes bilden. Diese beiden seitlichen Stangen werden dann mit zwei Querstäben verbunden. Dabei verläuft ein Stab (der sogenannte Kompressionsstab) nah am Körper des Patienten. Ein weiterer wird in einem größeren Abstand vom Patienten montiert. Die Platzierung des Kompressionsstabes, mit dem nach Reposition komprimiert wird, ist in der Mitte zwischen Crista iliaca und der körperfernen Querstange. Die körperferne Querverbindung wird nach Vécsei, (1988) auch als „Distanzstab“ bezeichnet. Mit dieser Querstange kann anschließend distrahiert und somit ein Druck auf die dorsalen Anteile des Beckenringes ausgeübt werden.

Folgend werden die verschiedenen Montagen nach Mears (1979; 1984) dargestellt.

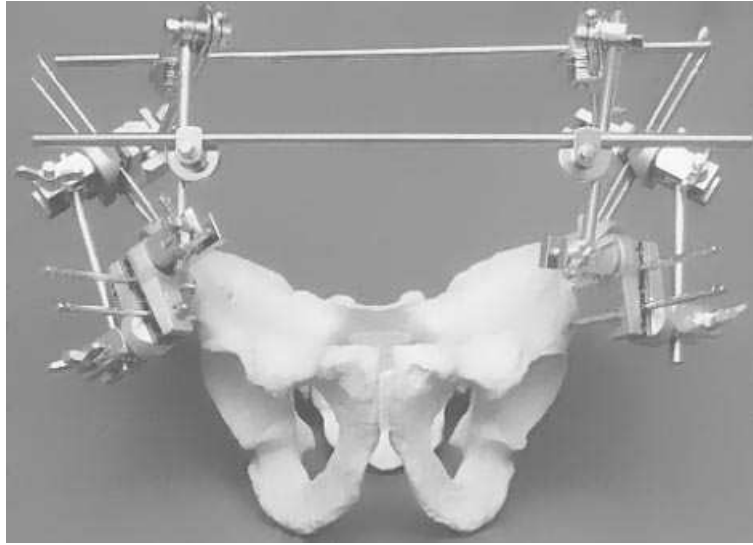


Abbildung 14: Pittsburgh triangular frame nach (Mears und Rubash, 1986)

Zwei 5 mm Schanz-Schrauben werden auf jeder Seite im vorderen Anteil des Beckenkammes und zusätzlich in die Spina iliaca anterior inferior eingebracht. Die Schraubenpaare bilden jeweils einen offenen Winkel von ca. $40-50^\circ$ und sind zunächst an ihrer Außenseite mit einem 150 mm langen Querstab durch Kugelgelenke verbunden. Dieser Querstab bildet die Grundlinie eines Dreiecks. Danach werden an der Innenseite der Schraubenpaare je zwei 150 mm lange Stäbe montiert, die die Seiten des Dreiecks darstellen. Es folgt die Reposition und anschließend die Verbindung, der an den Beckenhälften montierten „Dreiecke“, mit zwei horizontalen Querstangen.

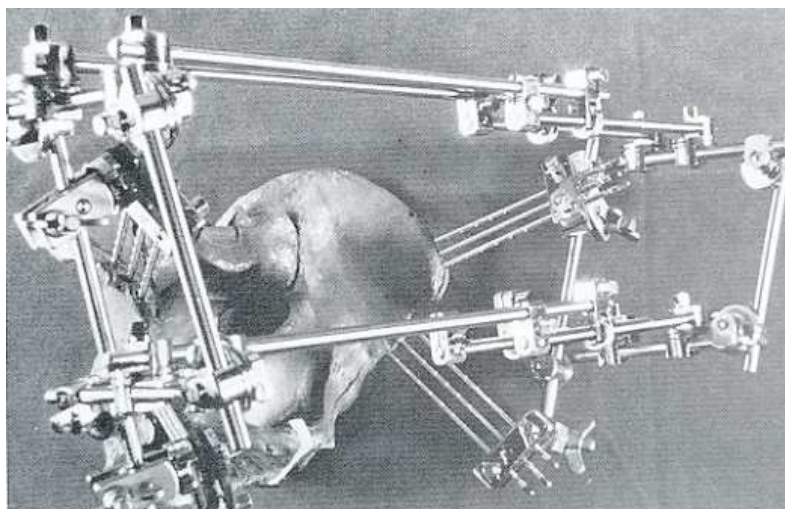


Abbildung 15: Die quadrilaterale Rahmenmontage nach (Mears und Rubash, 1986)

Drei Schanz'sche Schrauben werden im vorderen Anteil des Beckenkammes eingebracht. Zusätzlich werden je drei Schrauben im Bereich der Spina iliaca anterior inferior montiert. Die insgesamt sechs Schrauben auf jeder Seite sind mit einer Querstange verbunden. An dieser Querstange wird mit der Montage von zwei längs und einer weiteren Querstange auf jeder Beckenhälfte ein Viereck gebildet. Die Beckenhälften werden nach Reposition durch die Verbindung der Vierecke mit einer Rahmenkonstruktion fixiert. In Anlehnung an den „Pittsburgh triangular frame“ wird diese Konstruktion als „Quadrilateral frame“ bezeichnet. In Abwandlung dieser Montageform hat Mears (1979) eine Vielzahl von Varianten publiziert.

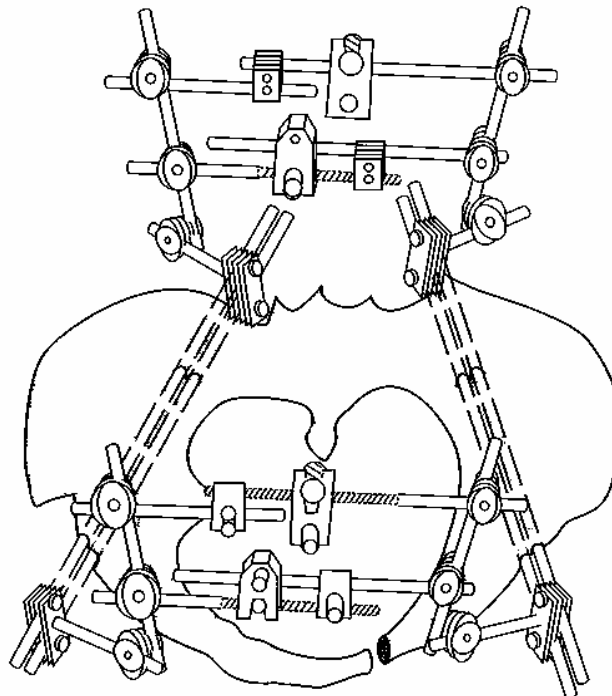


Abbildung 16: Die transiliakale Montage nach (Mears und Rubash, 1986)

Eine weitere Möglichkeit der externen Fixation sah Mears (1979) in einer kombinierten ventralen und dorsalen Montage. Dazu werden zwei oder drei 400 mm lange Schrauben mit einem \varnothing von 6 mm transiliakal eingebracht. Die Eintrittsstelle der Pins ist die Spina iliaca anterior inferior, die Austrittsstelle die Spina iliaca posterior inferior. Zur Montage hat Mears eine spezielle Bohrvorrichtung entwickelt. Die Schrauben werden als Hebel zur Reposition verwendet. Anschließend wird ventral und dorsal ein Rahmen an den transiliakalen Schrauben fixiert. Mears empfiehlt diese Fixation jedoch nur in Ausnahmefällen als Ultima Ratio.

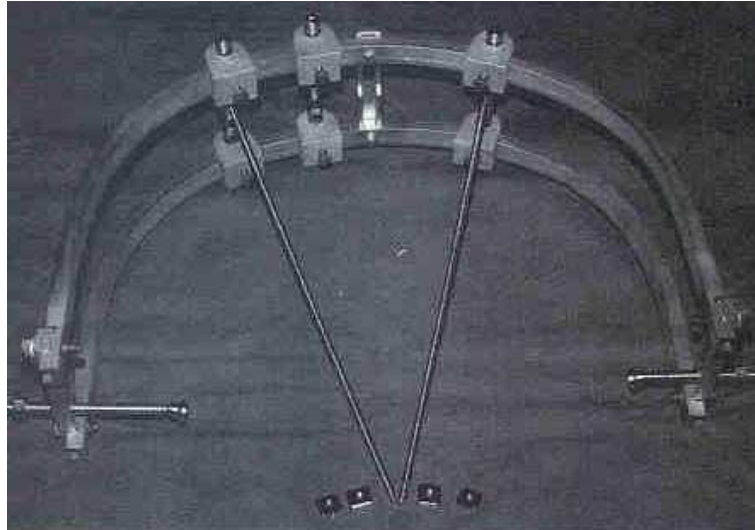


Abbildung 17: Ventro-dorsaler Fixateur nach (Mears, 1979)

Neben der transiliakalen Fixation gibt Mears (1979) in einer Fallbeschreibung die Variante eines ventro-dorsalen Fixateurs mit einer halbkreisförmigen Bogenkonstruktion an. Diese Anfertigung des Autors hat Ähnlichkeit mit einer Beckenzwinge, die noch durch ventrale Pins in Verbindung steht.

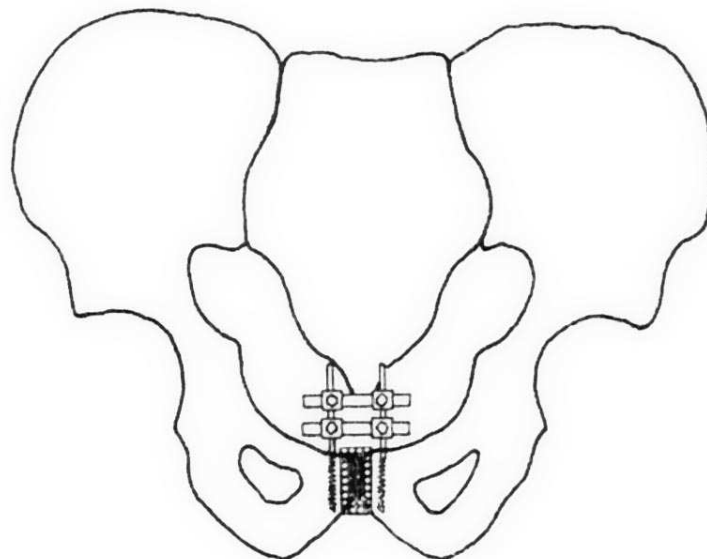


Abbildung 18: Klammerfixateur nach (Fröhlich und Barnbeck, 1987)

Fröhlich und Barnbeck (1987) haben zur Versorgung von einfachen Symphysenrupturen den sogenannten Klammerfixateur vorgestellt. Der Fixateur besteht aus zwei Schrauben, die parallel der Symphyse in die Rami superior et inferior ossis pubis eingedreht werden. Die Verbindung der Schrauben erfolgt mit zwei Rohrstangen.

Die Autoren beschreiben bei Malgaigne-Frakturen eine Variante bei der dieser Klammerfixateur mit einem einfachen Rahmenfixateur zu einer Dreieckskonstruktion kombiniert wird.

Egbers et al. (1992) verwendeten für ihre Konstruktion die Elemente des AO-Fixateurs. An jeder Beckenhälfte sind zwei Schrauben \varnothing 5 mm mit einer Länge von 250 mm supraacetabulär eingebracht. Nach Reposition werden jeweils die beiden oberen und unteren Schrauben mit einer Querstange fixiert. Die Platzierung dieser Querverbindung ist körperfern am äußeren Ende der Schrauben. Dann wird mit zwei kurzen Rohren körpernah eine Verbindung zwischen den Schraubenpaaren an jeder Beckenhälfte hergestellt. Diese kurzen Verbindungsrohre dienen als Basis, um eine Dreieckskonstruktion körpernah anzubringen. Zwei Rohre, die die Schenkel des Dreiecks bilden sind an den kurzen Rohrverbindungen befestigt. Die Dreieckschenkel werden wiederum durch eine Querverbindung stabilisiert. So entsteht ein Fixateur, mit dem ähnlich wie bei der Konstruktion von Slätis und Karaharju (1981), eine körpernahe Kompression und körperferne Distraction möglich ist.

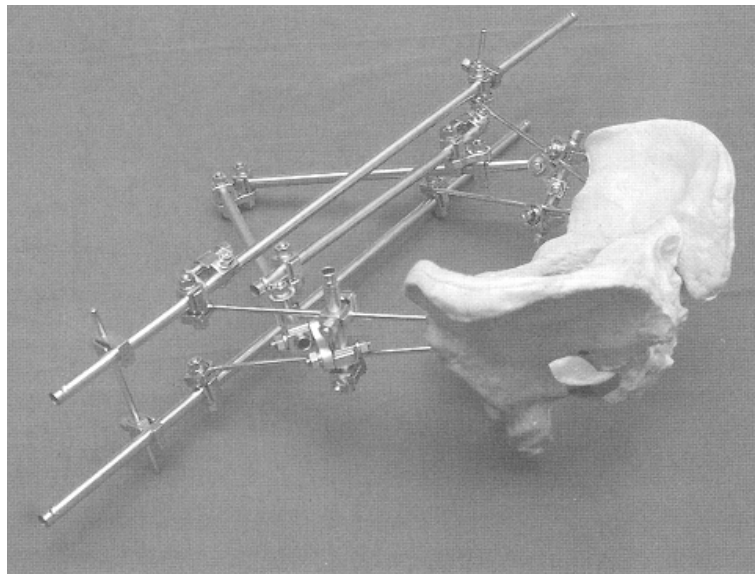


Abbildung 19: Die Montage nach (Egbers, 1992/1997)

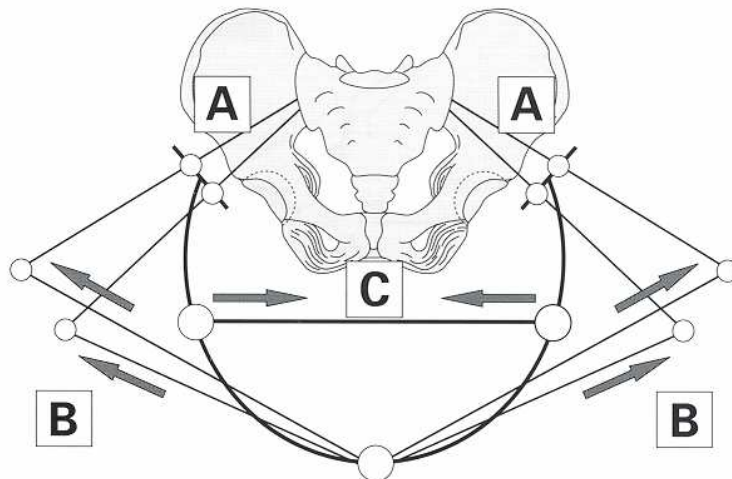


Abbildung 20: Funktionsprinzip der körpernahen Kompression (C) und körperfernen Distraction (B) nach (Egbers, 1997a).

Die zunächst mit dem AO-Fixateur ausgeführte Konstruktion wurde von Egbers (1997) zu einem Buegelfixateur und später zum sogenannten „biologisch-dynamischen Beckenfixateur“ weiterentwickelt. Der „biologisch-dynamische Beckenfixateur“ ist aus Kohlefaserverbundwerkstoff gefertigt und kann nach Plazierung von je zwei supraacetabulär angebrachten Schraubenpaaren als komplette Einheit montiert werden. Anschließend erfolgt die körperferne Distraction und körpernahe Kompression des Beckens.

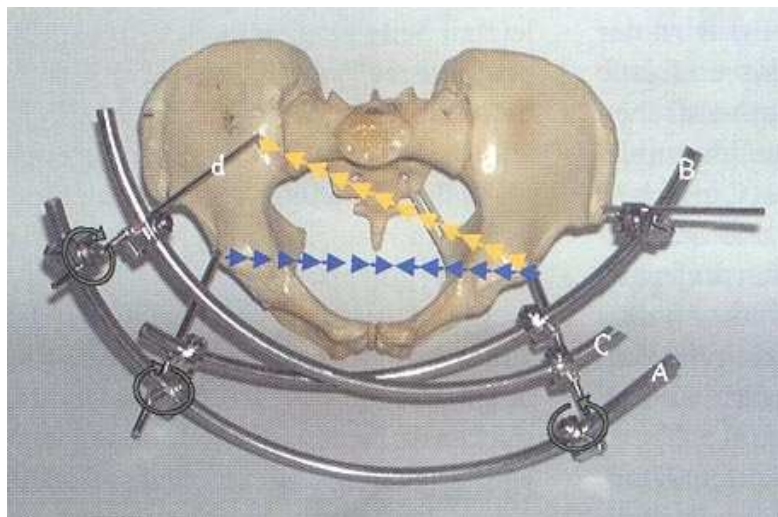


Abbildung 21: Schräg dorsaler Beckenfixateur nach (Stöckle et al., 2000)

Der „schräg dorsale Beckenfixateur von Stöckle et al. (2000) kann als eine Weiterentwicklung des Fixateurs nach Egbers und Draijer (1997a) angesehen werden.

Mit dieser ventralen Konstruktion soll eine möglichst suffiziente Kompression am hinteren Beckenring erfolgen.

Um dies zu gewährleisten haben die Autoren eine neue Pinplatzierung gewählt. Zum Vergleich der neuen Pinplatzierung wurden mehrere Varianten untersucht.

Die Anordnung wie in oberer Abbildung dargestellt hat die besten Resultate erbracht. Neben jeweils einer supraacetabulären Schanz-Schraube wird auf der frakturierten Beckenseite eine Schraube nahe am Iliosakralgelenk eingebracht. Dieser Pin (d) soll zwischen dem Musculus iliacus und der inneren Kortikalis der Ala ossis ilii stumpf, bis an das dorsale Ilium, vorgeschoben werden.

Der Eintrittspunkt in den Knochen ist 1,5 cm lateral der Iliosakralfuge, die Schraube wird in Richtung Spina iliaca posterior superior eingedreht. Eine weitere Schanz-Schraube in der Crista iliaca auf der intakten Beckenseite soll ein Verdrehen der Beckenhälfte, um die supraacetabulären Pins, verhindern.

Die Verbindung der Pins erfolgt mit gebogenen Stangen. Die körperferne Stange (A) bildet Fixpunkte, die als Drehzentren bei der Verspannung fungieren. Die körpernahe Verbindungsstange (B) dient als Kompressionsstange und schließt über die beiden supraacetabulären Pins und die Crista iliaca Schraube den vorderen Beckenring. Mit der mittleren Stange (C) wird ein Biegemoment auf die schräg dorsale Schanz-Schraube ausgeübt, um dadurch eine Kompression am hinteren Beckenring zu erreichen.

Die Untersuchungen wurden vergleichend, mit der Beckenzwinge (ACE) nach Browner und Buckle (1992), am Kunststoffmodell durchgeführt.

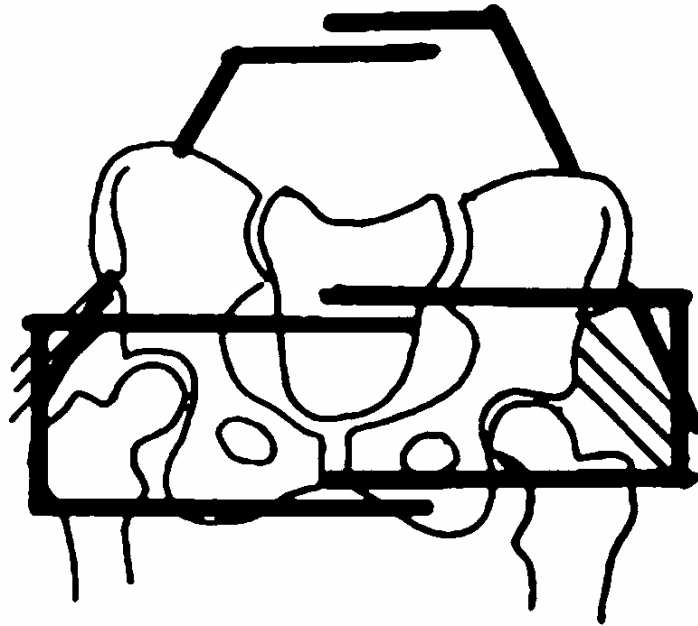


Abbildung 22: Die Montage nach (Vécsei, 1988)

Die Konstruktion von Vécsei, (1988) ist ebenfalls ein Versuch, ventral und gleichzeitig dorsal zu stabilisieren. Jeweils drei Schanz-Schrauben sind supraacetabulär im unteren Anteil des vorderen Beckenkammes eingebracht und miteinander vereinigt. Die Beckenhälften werden dann mit einer ventralen Rahmenkonstruktion verbunden.

Seitlich an dem Rahmen werden Stäbe montiert, die nah am Körper vorbeigeführt, nach dorsal gerichtet sind. Anschließend können diese Stäbe dorsal zu einem Rahmen verbunden werden.

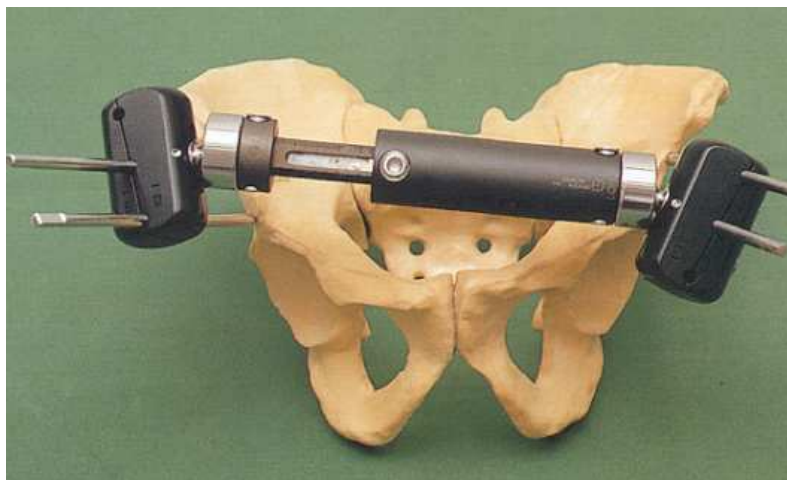


Abbildung 23: Beckenfixateur Orthofix nach (DeBastiani, 1984)

Der Fixateur hat die Konstruktionsmerkmale eines sogenannten Monofixateurs. Vor dem Einsatz bei Beckenfrakturen wurde der De Bastiani-Fixateur zur dynamisch axialen Fixation an langen Röhrenknochen eingesetzt (De Bastiani et al., 1984; Klein, 1993).

Für die Verwendung am Becken gibt es spezielle selbstschneidende Schrauben, die ein konisches Gewinde von 6/5 mm \varnothing haben. Als Schraubenlängen stehen 150 mm, 220 mm, und 250 mm zur Verfügung. Eine supraazetabuläre Einbringung der Schraubenpaare wird empfohlen (Rieger, 1993). Der Abstand des jeweiligen Schraubenpaares soll ca. 20 mm betragen und die Schrauben sollen parallel ausgerichtet sein. Danach kann der Monofixateur mit zwei Klemmbacken an den Schraubenpaaren montiert werden. Die Standard T-Klemmbacken haben fünf mögliche Positionen zur Schraubenmontage und sind über ein Kugelgelenk mit dem Fixateur verbunden. Die Kugelgelenke ermöglichen ein abwinkeln der Klemmbacken gegenüber dem Mittelteil. Mittlerweile gibt es speziell für die Beckenmontage gefertigte Klemmbacken, die der Anatomie und Geometrie des Beckens besser entsprechen (Rieger, 1996a).

Das Zentral- oder Mittelstück des Fixateurs ist als Teleskopstange ausgeführt und steht in drei Längen zur Verfügung. Die Einstellung der Teleskopstange auf eine bestimmte Länge kann durch eine Klemmschraube fixiert werden.

Die Reposition erfolgt beim De Bastiani-Fixateur nach der Montage des Mittelstückes. Anschließend wird die Teleskopstange geklemmt. Als Repositionshilfe steht eine Kompressions- Distractionsvorrichtung zur Verfügung, die in Querbohrungen des Teleskopkörpers eingesetzt werden kann.

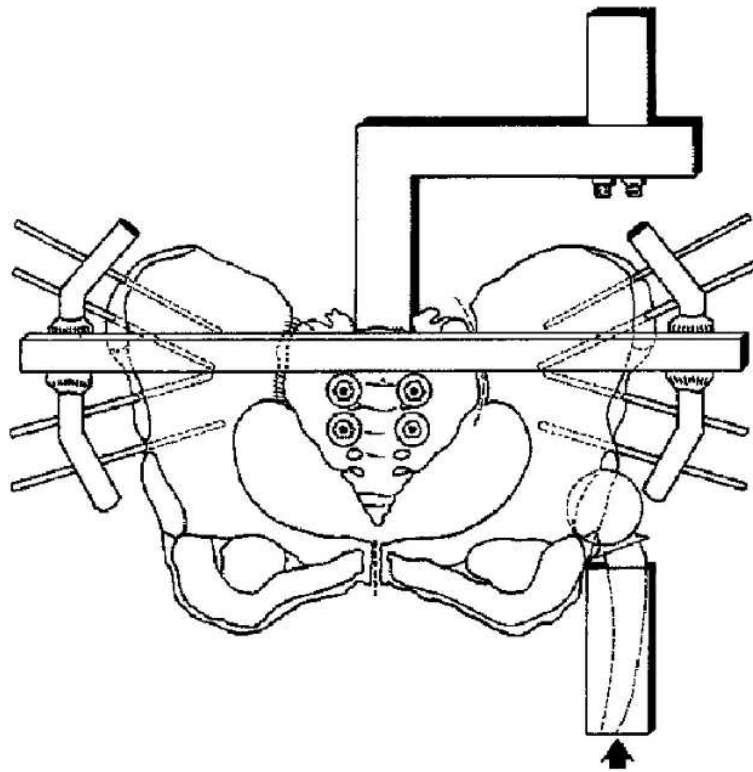


Abbildung 24: Montage nach (Dahners, 1986)

Dahners et al. (1986), konstruierten im Rahmen einer experimentellen Untersuchung einen Beckenfixateur. Für das Experiment wurden jeweils zwei 5 mm Ø Standard-schrauben oder spezielle 6 mm Ø AO/ASIF- Spongiosagewindeschrauben supraazeta-bulär und in die Spina iliaca eingebracht. Diese Schraubenpaare waren mit zwei geformten vertikalen Elementen verbunden. Die besondere Form dieser Elemente ent-sprach der Krümmung des Os Ileum und begünstigte eine möglichst körpernahe Montage. Eine horizontale Querstange verband die vertikalen Elemente.

Die Montageformen der beschriebenen Fixateure wurden an unterschiedlichen Präpara-ten, bei verschiedenen Versuchsaufbauten, geprüft. Richtlinien für die Vergleichbarkeit der Konstruktionen gibt es nicht. Insbesondere fällt an den Modellen auf, daß der Abstand der ventral montierten Fixateure zu den Beckenkämmen sehr nah ist. Dahners et al. (1986) haben mit ihrer horizontalen Querstange einen Abstand von 7 cm anterior der Spina iliaca eingehalten, um die Bauchdecke zu berücksichtigen. Dies kommt der Forderung einer möglichst körpernahen Applikation nach, ein Abstand von 7 cm

erscheint jedoch für die klinische Realität zu knapp bemessen, insbesondere bei adipösen Patienten.

Hupel et al. (1998) haben erstmals die externe Fixation bei adipösen Patienten untersucht. In der Patientengruppe mit einem body mass index (BMI) von durchschnittlich 32,3 konnte mit dem ventralen Fixateur bei einfachen Symphysensprengungen keine ausreichende Stabilität erreicht werden. Bei den Normalgewichtigen war die Stabilisierung suffizient. Eine Messung mit Berücksichtigung des Weichteilmantels und Abstandsangaben des ventralen Fixateurs vom Becken, wurde nicht durchgeführt.

4.1.1 Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991)

Die Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991) wurde für instabile Beckenringfrakturen zur Notfallstabilisierung entwickelt. Vergleichbar mit dem Beckenkompressionsbügel von Richter, (1964) folgt die Beckenzwinge dem Prinzip einer Schreinerzwinge und ermöglicht eine direkte Kompression im Bereich des dorsalen Beckenringes.

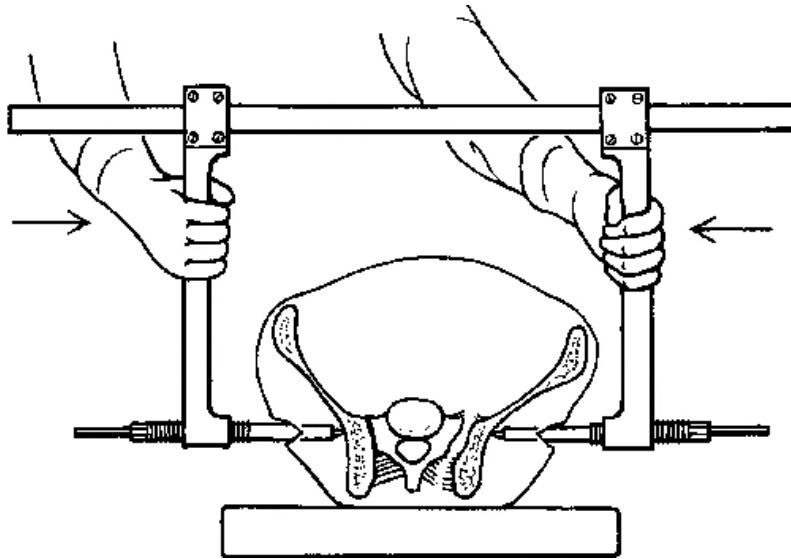


Abbildung 25: Beckenzwinge nach (Ganz et al., 1991)

Die Konstruktion besteht aus einer, im Querschnitt rechteckigen, Stahlschiene mit 50 cm Länge. Ein Zusatzstück verlängert die Schiene auf 75 cm. An dieser Stahlschiene werden zwei 40 cm lange Spannarmlen aufgesetzt. Ein Spannarmlen wird durch eine Anschlagsschraube auf der Schiene in fester Position gehalten, der zweite Spannarmlen ist verschieblich. Setzt die Kraft am anderen Ende der Spannarmlen, also entfernt von der Schiene an, kommt es zu einem Verkanten und Blockieren der Spannarmlen auf der Schiene, ähnlich wie bei der Schreinerzwinge. Am unteren Ende der Spannarmlen sind jeweils Gewindehülsen eingedreht, auf die Steinmann-Nägel aufgesteckt werden. Zum Einschlagen des Nagels kann eine Nagelverlängerung als Schutz der Gewindespindel angebracht werden.

Zur Applikation der Beckenzwinge erfolgt eine Inzision auf der Linie zwischen Spina iliaca posterior superior (SIPS) und Spina iliaca anterior superior (SIAS) drei bis vier Fingerbreiten ventral der Spina iliaca posterior. Als alternativer Referenzpunkt wird die

Kreuzungsstelle der Verbindungslinie SIPS-SIAS mit der kranialen Verlängerungslinie der Femurlängsachse bei Neutralrotation des Beines angeben. Kann die SIPS nicht palpirt werden, genügt die Vertikale durch SIAS (Ganz et al., 1991; Witschger et al., 1992; Gänsslen et al., 2004). Gänsslen et al. (2004) weisen auf eine Vertiefung im Bereich der Außenseite des Os ilium, in Höhe der Iliosakralgelenke hin, die als Orientierungshilfe genutzt werden kann. Sie empfehlen die Identifizierung mit einem stumpfen Instrument wie zum Beispiel einer Klemme.

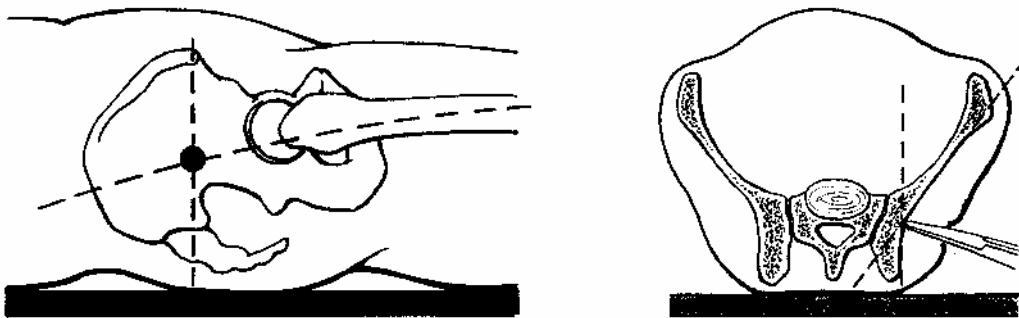


Abbildung 26: Insertionspunkt bei Montage der Beckenzwinge nach (Ganz et al., 1991)

Zur Reposition können ein Steinmann-Nagel oder Schanz-Schrauben, die in die Spina iliaca eingebracht und mit einem T-Handgriff versehen sind, dienen. Zunächst werden die Steinmann-Nägel der Beckenzwinge an der Nageleintrittsstelle bis zum Knochen vorgeschoben. Die Spannarme können dann bis zum Anschlag der Nägel zusammengeschoben werden. Anschließend erfolgt das Einschlagen der Nägel in den Knochen unter Verwendung der Nagelverlängerung. Es gibt unterschiedliche Empfehlungen ob die Nagelinsertion mit- oder ohne Bildwandler erfolgen soll. Das folgende Eindrehen der Gewindehülsen verkantet die Spannarme auf der Schiene und komprimiert das dorsale Beckenringsegment (Ganz et al., 1991; Heini et al., 1996).

Seit 2005 gibt es ein neues Modell der Beckenzwinge. Die Beckenzwinge bildet im Set eine Einheit, die Teile müssen nicht mehr vor der Applikation zusammengefügt werden. Die Spannarme können auf der Längsschiene in verschiedenen Positionen einrasten. Das Grundprinzip der Stabilisierung ist gleich geblieben. Die Steinmann-Nägel sind bei der neuen Beckenzwinge durchgebohrt, es wird empfohlen zunächst Kirschnerdrähte einzubringen und darüber die Steinmann-Nägel zu positionieren.

Derzeit gibt es noch keine ausreichenden klinischen Erfahrungen um einen Vergleich mit der bisherigen Beckenzwinge vornehmen zu können.

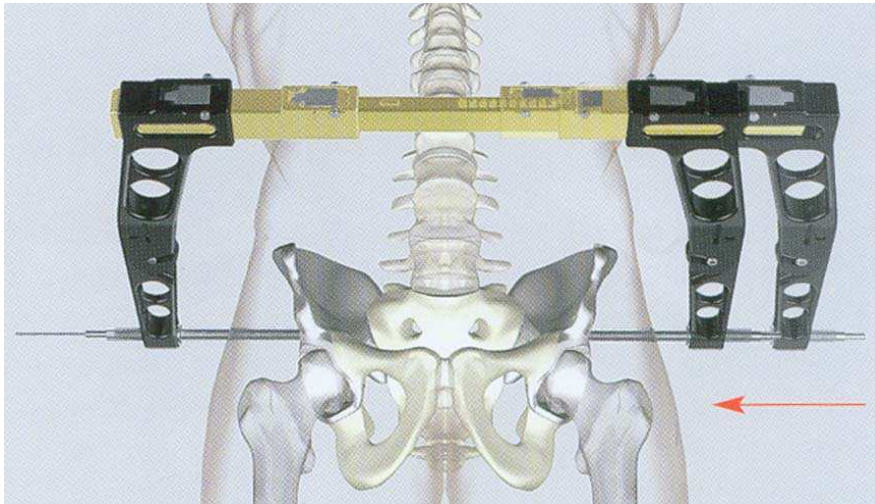


Abbildung 27: Das neue Modell der Beckenzwinge (Fa. Synthes, 2005)

4.1.2 Die Beckenzwinge nach Browner und Buckle (1992)

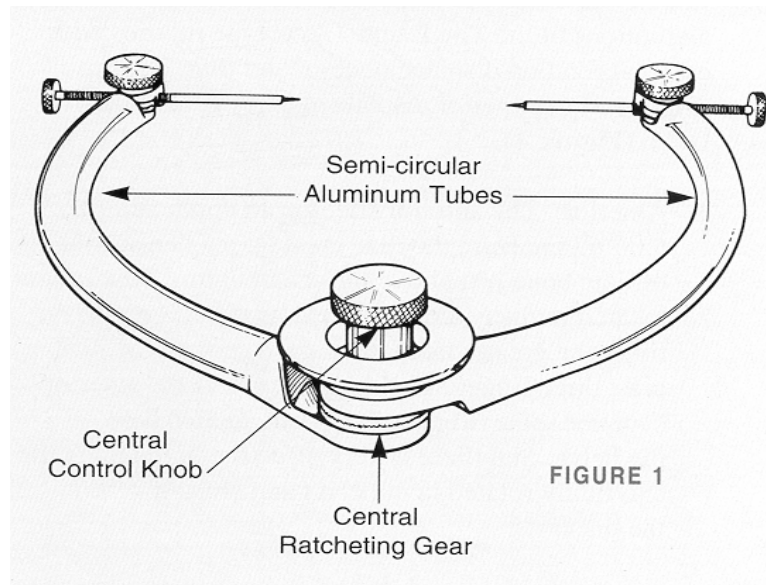


Abbildung 28: Die Zwinge nach (Browner, 1992)

Die Bügelkonstruktion wird auch unter der Bezeichnung ACE-Clamp beschrieben. Grundsätzlich verfolgt diese Konstruktion das gleiche Ziel wie die Ganz'sche Zwinge, nämlich eine Kraftausübung vor allem im dorsalen Beckensegment.

Zwei gebogene halbkreisförmige Arme sind an den Enden mit einem Gelenk, dem sogenannten Mittel oder Zentralgelenk verbunden. Am anderen Ende der Arme sind Gelenke angebracht, in die eine Gewindehülse eingeschraubt wird. Auf die Gewindehülse werden Nägel aufgesteckt. Die Nägel, die den Steinmann-Nägeln entsprechen gibt es als Sonderausführung für osteoporotischen Knochen. Diese Ausführung hat anstatt der üblichen Nagelspitze eine Krone mit fünf Zacken, die eine größere Auflagefläche am Knochen bietet. Die Nageleintrittsstellen sind am dorsalen Beckenring dieselben wie bei der Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991). Zusätzlich wird eine ventrale Montage bei Außenrotationsverletzungen angegeben. Die Eintrittsstellen sind 5-6 cm unterhalb der Spina iliaca direkt oberhalb des Azetabulums. Bei Annäherung der beiden Arme bewegen sich die eingeschraubten Gewindehülsen nicht auf einer Achse, sondern um den Drehpunkt des Zentralgelenkes. Durch die gelenkige Montage der Gewindehülsen können sie jedoch achsengerecht ausgerichtet werden. Ein Ratschenmechanismus im Mittelgelenk verhindert, daß die Arme nach Annäherung wieder zurückweichen. Nach Applikation kann das Mittelgelenk mit einer zentralen Schraube geklemmt werden.

4.2 Biomechanische Betrachtungen zur externen Stabilisierung am Becken

Die in der Literatur vorgefundenen biomechanischen Untersuchungen, zur Stabilisierung des Beckenringes mit externen Fixationssystemen, beschäftigen sich grundsätzlich mit zwei Problemstellungen.

Erstens die Verankerung der Schrauben im Beckenknochen zur Montage des Fixateur externe.

Zweitens die Belastungsfähigkeit der unterschiedlichen Konstruktionen mit besonderer Berücksichtigung der Kraftwirkung auf das dorsale Beckenringsegment.

Die Studien zur externen Fixation des Beckenringes sind aufgrund der unterschiedlichen experimentellen Methoden und der vielen Variablen kaum vergleichbar (Spiegel, 1984; Rieger, 1996a).

Shaw et al. (1985) untersuchten die Beckenstabilisierung mit dem Slätis und Pittsburgh Fixateur, zunächst isoliert, anschließend in Verbindung mit dorsalen Gewindestäben. Die Versuche wurden an insgesamt vier Präparaten durchgeführt, zwei davon waren konserviert, bei den anderen handelte es sich um frische Präparate. Weichteile wurden, bei Erhalt der ligamentären Strukturen, entfernt. Die zwei kaudalen Lendenwirbelkörper waren zur Aufnahme in der Prüfmaschine in Polyesterharz eingebettet. Die Last erfolgte als Druckkraft axial über die Lendenwirbelkörper auf das Os sacrum, die Becken lagen dabei uni- bzw. bilateral auf den Sitzbeinhöckern auf.

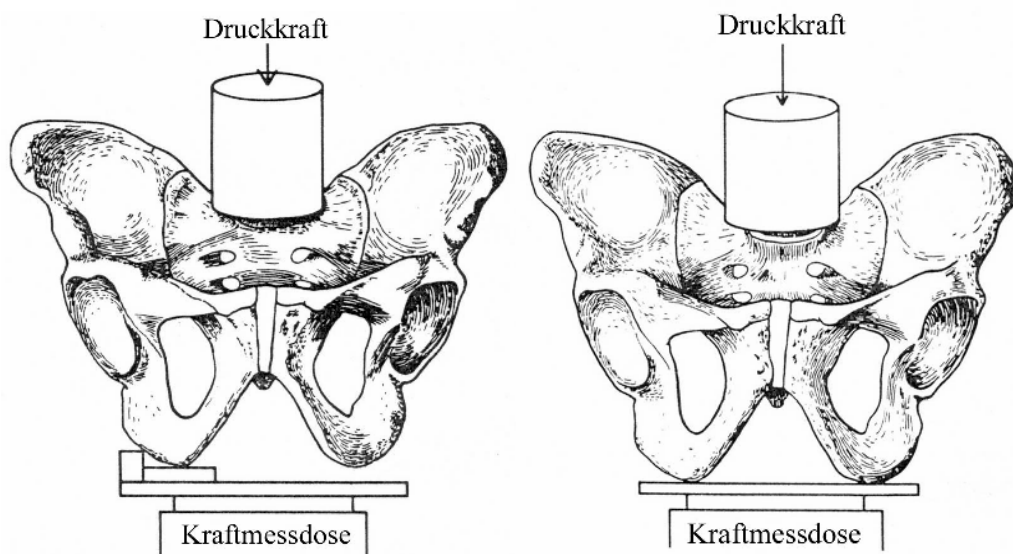


Abbildung 29: Schematische Versuchsanordnung nach (Shaw et al., 1985)

Bei Shaw et al. (1985), als auch in anderen Experimenten werden zunächst instabile Beckenringverletzung künstlich hergestellt wird. Dabei wird beispielsweise zur Simulation einer Malgaigne-Fraktur ein Iliosakralgelenk und kontralateral der vordere Beckenring durchtrennt. Anschließend erfolgt die anatomische Reposition. Die verschiedenen Fixationsmodelle werden dann an anatomisch reponierten Becken montiert. Das Vorgehen entspricht nicht unmittelbar der klinischen Situation, da Knochen- und Weichteilinterponate in aller Regel eine geschlossene anatomische Reposition verhindern.

Buchholz (1981) hat an 32 Sektionspräparaten mit Beckenfrakturen vom Typ-C, Untersuchungen zur geschlossenen Reposition durchgeführt. Die Präparate wurden alle innerhalb 8 Stunden post mortem untersucht. Die Becken wurden von den Weichteilen befreit, die ligamentären Strukturen belassen. Die Reposition erfolgte zunächst indirekt unter Längszug und lateraler Kompression des Beckens. Konnte keine anatomische Reposition mit dieser Technik erreicht werden, wurde direkt im Bereich der Fraktur reponiert. Die Ergebnisse zeigten, daß Frakturen mit Läsion der dorsalen iliosakralen Bandstrukturen und Dislokation des Hemipelvis nur ungenügend reponiert werden konnten. Ursache dafür war die Interposition von knöchernen- und ligamentären Strukturen im Fakturspalt, insbesondere im Bereich der Iliosakralfuge. Die insuffizient reponierten Becken blieben instabil, erst nach Beseitigung der Repositionshindernisse konnte eine anatomische Stellung und Stabilität erreicht werden.

Die Stabilität des Beckenringes ist nach nicht anatomischer Reposition geringer als nach exakter anatomischer Wiederherstellung. Die anatomische Reposition führt zu einer Verzahnung der frakturierten knöchernen Fragmente und trägt zur Stabilisierung bei. Die Stabilität der äußeren Fixation ist somit von der zuvor durchgeführten Reposition abhängig (Buchholz, 1981; Rubash et al., 1983b; Shaw et al., 1985).

Als Beckenmodelle werden unterschiedliche Materialien gewählt. Neben Kunststoffbecken wurden vor allem mazerierte Präparate, aber auch frische oder kältekonservierte menschliche Beckenpräparate verwendet. Eine Simulation der Weichteile, insbesondere des Muskel- und Bandapparates erfolgt nur in wenigen Studien (Buchholz, 1981; Stocks et al., 1991).

Die Resultate, der in der Literatur beschriebenen Untersuchungen, sind infolge verschiedener Versuchsaufbauten nur sehr bedingt vergleichbar. Insbesondere die Versuchsbecken entsprechen meist nicht frischen Präparaten, die innerhalb 8-Stunden verarbeitet werden. Dadurch bleibt die klinische Anwendbarkeit der experimentellen Untersuchungsergebnisse eingeschränkt.

4.2.1 Die Verankerung der Schrauben im Knochen

Nach Teubner und Gerstenberger (1993) steht und fällt die Stabilität des Fixateur externe mit der Verankerung der Schrauben im Knochen. Dabei gilt die geringe Druckfestigkeit der verankernden Spongiosa als ein limitierender Faktor. Die Kraft, die vom Fixateur über die Schrauben auf den Knochen übertragen wird, beansprucht die Bohrung im Knochen radial und kann zur Lockerung führen (Teubner und Gerstenberger, 1993).

Grundsätzlich werden für den Fixateur externe sogenannte Schanz-Schrauben verwendet, die es mit unterschiedlichen Längen, Durchmessern und Gewindedesigns gibt.

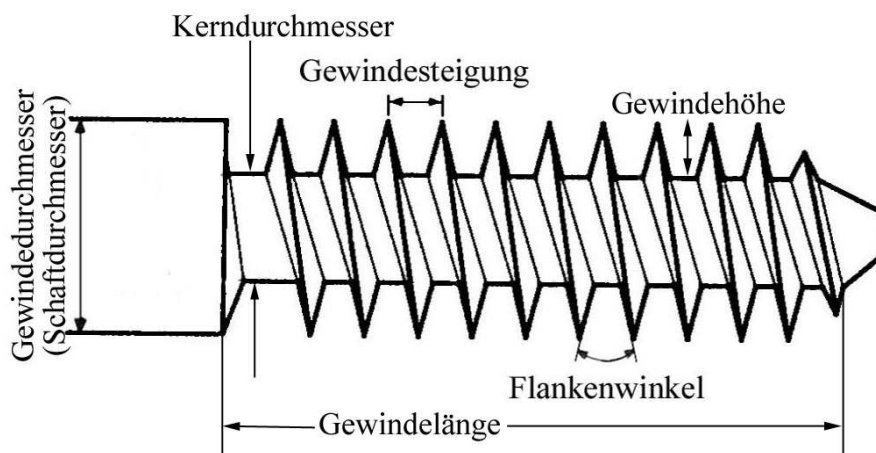


Abbildung 30: Nomenklatur am Schraubengewinde

Für die Platzierung der Schrauben im Beckenknochen gibt es folgende Möglichkeiten:

- 1 im vorderen Drittel der Crista iliaca
- 2 im Bereich der Spina iliaca anterior superior (SIAS)
- 3 zwischen der Spina iliaca anterior superior (SIAS) und der Spina iliaca anterior inferior (SIAI) (supraazetabulär)
- 4 im Bereich der Spina iliaca anterior inferior (SIAI) (supraazetabulär)
- 5 lateral des Iliosakralgelenkes im Bereich des dorsalen Os ilium (schräg dorsal)

Die frühen Montagen von Hoffmann (1954), Mears (1979), Slätis und Karaharju (1975/1981) wählten den vorderen Anteil der Spina iliaca zur Schraubenplatzierung.

Bei dieser Route werden die Schrauben nach Stichinzision oder Hautschnitt entlang der Crista iliaca platziert. Die Pins können in Richtung Iliosakralgelenk eingedreht werden, oder nach Rupp et al. (1994), in einem Winkel von ca. 24° vertikal zum Becken, in Richtung des Azetabulums. Die Kortikalis der Crista iliaca kann vorgebohrt werden. Die Schrauben sollen ihren Weg zwischen den beiden Kortikalisschichten suchen (Bonell, 1975; Dahners et al., 1986; Egbers und Havemann, 1986; Tile, 1988; Nordeen et al., 1993).

Die supraazetabuläre Schraubenplatzierung wird bereits 1988 von Vécsei beschrieben. Die Pins werden unter Bildwandlerkontrolle im Bereich zwischen SIAS und SIAI eingebracht. Kirschnerdrähte können die innere und äußere Kortikalis markieren. Das Eindrehen der Schrauben erfolgt nahezu parallel zur Beckeneingangsebene.

Nach biomechanischen Untersuchungen von Egbers und Draijer (1997a) hat sich ein Winkel von $30^\circ \pm 5^\circ$ zur Medianebene (in der a.p.-Ansicht) und ein Winkel von $70^\circ \pm 5^\circ$ in der Frontalebene (Seitenansicht), in Richtung auf das Iliosakralgelenk, bewährt. Die Vor- und Nachteile der verschiedenen Schraubenanordnungen werden unterschiedlich bewertet.

Nordeen et al. (1993) haben an zehn Präparaten die Festigkeit der Schrauben im Beckenknochen bei unterschiedlicher Platzierung untersucht. Als Schrauben wurden Orthofix SRL Pins mit selbstschneidendem Gewinde verwendet. Nordeen et al. verglichen die Pinanordnung im Bereich oberhalb der SIAS (obere Platzierung) mit der supraazetabulären Route (untere Platzierung). Zum Eindrehen der Schrauben benutzten sie eine Vorrichtung, die der Konstruktion einer Bohrhülse entsprach, am Ende jedoch eine Gabel aufwies. Diese Bohrhülse ermöglichte ein exaktes Aufsetzen an der Crista iliaca und gab zugleich einen Pinabstand von 12,5 mm vor. Die Schraubenpaare wurden durch Klemmbacken verbunden und die Belastung erfolgte in transversaler Richtung, entsprechend einer Kompression der Beckenhälften. Die Belastung wurde um jeweils 5N gesteigert, bis Instabilität an der Grenzfläche Pin-Knochen eintrat. Als Versagensgrenze wurde die Abweichung der Pins um mindestens 30° definiert.

Das durchschnittliche Versagen der Pins lag bei der oberen Platzierung mit 112 N geringfügig niedriger als bei der unteren supraacetabulären Route mit 134 N. Damit war der Unterschied der Schraubenfestigkeit im Knochen nicht signifikant.

Die Art und Weise des Versagens änderte sich jedoch bei den verschiedenen Platzierungen. Während die Pins der oberen Route plötzlich durch die innere Kortikalis des Beckenknochens einbrachen, lockerten sich die supraacetabulären Schrauben stufenweise im spongiosen Knochen, ohne durch die Kortikalis zu brechen.

Nordeen et al. (1993) sehen in der supraacetabulären Pinanordnung Vorteile, da einerseits der Zugang zum Abdomen weniger behindert ist, andererseits eine langsame stufenweise Lockerung der Schrauben erkannt und gegebenenfalls korrigiert werden kann.

Auch Egbers et al. (1997b) haben in ihren biomechanischen Untersuchungen an Präparaten verschiedene Schraubenplatzierungen für die externe Fixation untersucht. Sie verwendeten 5 mm Schanz-Schrauben und verglichen ebenso wie Nordeen et al. (1993) die obere Applikation mit der supraacetabulären Route. Im Experiment von Egbers et al. (1997b) wurde, neben verschiedenen Fixateur Externe Konstruktionen, die Abhängigkeit der Druckausübung an der Symphyse und am Iliosakralgelenk von folgenden Schraubenplatzierungen untersucht:

- 1 im Bereich der Crista iliaca oberhalb der SIAS (S1)
- 2 im Bereich der SIAS (S2)
- 3 zwischen SIAS und SIAI (S3)
- 4 im Bereich der SIAI (S4)

Die Kompression proximal der Iliosakralgelenke bewirkt ein Kippmoment, distal kommt es zum Aufklappen der Beckenhälften

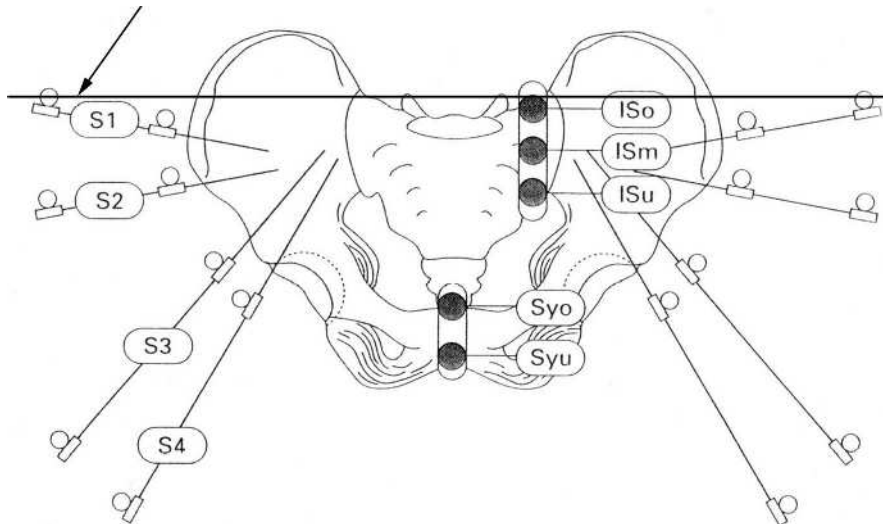


Abbildung 31: Schematische Schraubenplatzierung bei den Untersuchungen nach (Egbers et al., 1997b)

Die Untersuchung zeigte, daß die Kompression der Schrauben im Bereich des vorderen Beckenkammes S1 und S2 zu einer Druckbelastung im proximalen Bereich der Symphyse und des Iliosakralgelenks führen, während im distalen Bereich der Gelenke eine Zugbelastung auftritt. Daraus resultiert eine Kippbewegung, die distal zum Aufklappen der Beckenhälften führt. Die Addition der Einzelkräfte ergab eine geringe Druckbelastung an der Symphyse und eine hohe Druckbelastung im Iliosakralgelenk.

Die gleiche Beobachtung wurde von Vécsei (1988) gemacht. Er stellte fest, daß es bei allen Systemen, die ihre Wirkung über den vorderen oberen Beckenkamm ausüben, zu einer Annäherung des kranialen und Erweiterung des kaudalen Bruchspaltes kommt.

Diese Ergebnisse sind sinngemäß nachzuvollziehen, wenn man die Hebelverhältnisse der Schrauben an S1 und S2 berücksichtigt.

Betrachtet man die Schrauben S1 im Bereich der Crista iliaca oberhalb der SIAS (Abb. 31) in der Frontalebene (a.p Ansicht), so greifen sie proximal der Iliosakralgelenke an und die Kompression an der Querstange bewirkt dadurch ein Kippmoment. Vergleicht man den Abstand der Schrauben S1 und S2 zwischen Iliosakralgelenk und Symphyse in der Sagittalebene (Seitansicht), so liegen die Pins näher am Iliosakralgelenk als an der Symphyse und daraus resultieren die höheren Druckwerte am Iliosakralgelenk.

Im Unterschied dazu haben Egbers et al. (1997b) beim supraacetabulären Zugang (S3 und S4) eine bessere Kraftverteilung im gesamten Bereich des Iliosakralgelenkes und

der Symphyse festgestellt. Die Kraft wirkte jedoch nur noch als Druck an der Symphyse und im Iliosakralgelenk stellten sich geringe Zugkräfte ein.

Auch diese Beobachtungen lassen sich durch die veränderten Hebelverhältnisse erklären. In der Frontalansicht liegen die supraazetabulären Pins in Höhe des oberen Drittels der Iliosakralgelenke und sorgen somit für eine bessere Kraftverteilung. In der Sagittalebene ist der Pinabstand zur Symphyse wesentlich näher als zu den Iliosakralgelenken, wodurch sich die hohen Druckwerte an der Symphyse erklären.

Nach diesen Experimenten ist die supraazetabuläre Route zu bevorzugen, da ein distales Aufklappen der Beckenhälften vermieden wird und bei entsprechendem Fixateur Externe (Bügelfixateur nach Egbers), Druckkräfte im Iliosakralgelenk ausgeübt werden können. Zudem ist ein besserer Zugang zum Abdomen möglich.

Dieser Auffassung entspricht auch Rieger (1996a), der die obere Montage bei „Open book“ Verletzungen als biomechanisch ungünstig beschreibt.

Mit dem schräg dorsalen Fixateur nach Stöckle et al. (2000) wurde eine neue Pinplatzierung vorgestellt. Ein Pin des ventral montierten Fixateurs setzt weit dorsal, unmittelbar neben der Iliosakralfuge an. Diese flach schrägdorsale Schanz-Schraube wird auf der verletzten Beckenhälfte angebracht, der übrige Aufbau erfolgt mit zwei supraazetabulären Pins und einer Schraube an der Crista iliaca. Die Verspannung der Pins mit insgesamt drei gebogenen Stangen ermöglicht eine höhere dorsale Kompression.

Eine Sonderstellung der Schraubenapplikation nimmt die transiliakale Platzierung nach Mears (1979) zur kombinierten ventralen und dorsalen Stabilisierung ein. Jeweils zwei 6 mm Pins werden mit einer speziellen Vorrichtung von der SIAI durch das Os ilium gebohrt und treten an der SIPI aus.

Bedingt durch Kompressions- und Distraktionskräfte bei der Fixateur Externe Montage am Becken werden die Pins vorwiegend auf Biegung beansprucht.

Zur Optimierung sind Anzahl, Durchmesser und Gewindedesign der Schrauben vielfach variiert worden.

Die einwirkenden Kräfte können durch eine größere Anzahl von Pins, einen großen Pindurchmesser, einen weiten Pinabstand und eine möglichst stabile Rahmenkonstruktion des Fixateur externe reduziert werden.

Die Anzahl der eingebrachten Schrauben ist durch die Anatomie des Beckens limitiert und mehr als drei Schrauben können nach Teubner und Gerstenberger (1993) zur Knochensprengung des Os ileum führen. Der Schraubendurchmesser, der ebenfalls die Festigkeit der Pins beeinflusst, ist durch den Abstand zwischen innerer und äußerer Kortikalis des Os ileum begrenzt. Untersuchungen mit 4-, 5- und 6 mm Pins wurden durchgeführt und zeigten erwartungsgemäß eine signifikant höhere Zug- und Biegefestigkeit mit steigendem Gewindedurchmesser (Rubasch et al., 1983b; Dahners et al., 1986; Bell et al., 1988; Liu et al., 1995). Rieger (1996a) empfiehlt einen Durchmesser von 5 mm oder 6 mm.

Dahners et al. (1986) halten einen Schraubendurchmesser von 6 mm am kleinen Becken für zu groß. Auch andere Autoren haben bei Untersuchungen an Beckenpräparaten die Erfahrung gemacht, daß 6 mm Pins mehrmals die innere oder äußere Kortikalis perforierten (Rubasch et al., 1983b).

Halsey et al. (1989) und Liu et al. (1995) haben unterschiedliche Pins mit verschiedenen Gewindedesigns untersucht. In beiden Studien wurden sowohl die Zugbelastung (Ausreißversuch), als auch die Biegebelastung simuliert. Die Untersuchungen von Halsey et al. wurden an spongiösem Rinderknochen, die von Liu et al. an Beckenkämmen vom Schaf durchgeführt. Bedingt durch die unterschiedliche Knochenstruktur sind die Ergebnisse nur eingeschränkt auf humanen Knochen übertragbar.

Übereinstimmend haben die Versuche eine höhere Zugbelastung bei Schrauben mit kleinem Kerndurchmesser beziehungsweise einer großen Differenz zwischen Kern- und Gewindeaußendurchmesser ergeben. Bei diesen Schrauben kommt ein größerer Anteil der Gewindeflanken im Knochen zu tragen.

Die verschiedenen Gewindeformen ergaben in den Untersuchungen bezüglich der Biegebeanspruchung keinen signifikanten Unterschied. Dabei muß berücksichtigt werden, daß die Schrauben vor allem für Zug und Druckkräfte, also Axiallasten und weniger für die Biegebelastung konstruiert wurden. Die Gewindeformen der Pins für die Fixateur externe Montage am Becken entsprechen den Gewinden, die auch bei Fixateur

externe Systemen an langen Röhrenknochen Anwendung finden. Eine Optimierung durch Schrauben, die speziell für die Beckenmontage konstruiert sind, ist denkbar.

Im Allgemeinen sollten die einzelnen Schrauben auf jeder Beckenhälfte möglichst nah am Körper untereinander verbunden werden. Dadurch können ungünstige Hebelwirkungen und Biegebeanspruchungen reduziert werden. Die Pins sollten so tief wie möglich in den Beckenknochen eingeschraubt werden, um eine langstreckige Führung zwischen innerer und äußerer Kortikalis zu gewährleisten (Vécsei 1988).

Müller und Müller-Färber (1978) und Vécsei (1988) empfehlen die Gegenkortikalis zu perforieren, da diese einen zusätzlichen Halt bietet.

Liu et al. (1995) haben in ihrer Studie am Schafmodell verschiedene Schraubenapplikationen geprüft. Zwischen innerer und äußerer Kortikalis des Os iliums (interkortikal) und mit Perforation der beiden Kortices (transkortikal). Bei der interkortikalen Methode wurden die Pins 40 mm eingedreht, transkortikal betrug die Gewindelänge 20 mm. Die Ausziehfestigkeit bei der interkortikalen Methode war signifikant höher als bei der transkortikalen Applikation.

Die supraacetabuläre Applikation der Schanz'schen Schrauben im Beckenknochen ist, aufgrund der vorliegenden Studien, den anderen Platzierungen, insbesondere der Applikation im Bereich der Crista iliaca, vorzuziehen.

Die Vorteile der supraacetabulären Applikation:

- 1 geringfügig höhere Belastbarkeit bei Biegemomenten
- 2 bei Versagen stufenweises Lockerungsverhalten
- 3 günstigere Kraftverteilung im Bereich des Iliosakralgelenkes und Symphyse
- 4 besserer Zugang zum Abdomen bei Begleitverletzungen

Eine möglichst große Eindringtiefe der Schrauben wirkt der Biegelast entgegen. Wenngleich aus Festigkeitsgründen ein Gewindedurchmesser von 6 mm gewählt werden sollte, kann es zu Perforationen der Kortices kommen.

Mit unterschiedlichen Gewindedesigns konnten bisher nur Unterschiede bei Zugbelastungen der Schrauben nachgewiesen werden. Gewindeformen, die vor allem der Biegelast entgegenwirken sollten neu entwickelt werden.

4.2.2 Die Belastbarkeit verschiedener Fixateur externe- Systeme

Zur Untersuchung der Belastungsfähigkeit von Beckenfixateuren wurden mehrere Instabilitätsmodelle gewählt. Von besonderer Bedeutung ist die vertikal und rotatorisch komplett instabile Beckenfraktur. Diese Verletzung ist mit alleiniger externer Fixation schwierig zu stabilisieren und gibt somit Anlaß für zahlreiche Studien der verschiedenen Systeme.

Tile (1984) machte Versuche an Präparaten mit der relativ stabilen „Open book“ Läsion und der komplett instabilen Verletzung mit Durchtrennung aller Bandverbindungen im Bereich von Symphyse und Iliosakralgelenk einschließlich der Ligg. sacrotuberale/sacrospinale.

Bei reinen „Open book“ Frakturen waren die Fixateur externe Systeme nach Mears und Slätis sowie Rechteckrahmenmontagen für eine Frühmobilisation ausreichend.

Bei der komplett instabilen Beckenringverletzung konnte keine Fixateur-Montage eine Belastungsstabilität erreichen. Die Belastung erfolgte über eine Schraube, die am Pfannendach des Azetabulums angebracht war. Die kritische Belastungsgrenze wurde für eine Verschiebung der Beckenhälften von 10 mm, beziehungsweise für eine verbliebene Dislokation von 5 mm nach Entlastung, festgelegt. Diese Verschiebung trat bei allen Montagen unterhalb von 200 N auf.

Weitere Untersuchungen von der Arbeitsgruppe Brown et al. (1982), Rubash und Mears (1983b) zeigten eine maximale Belastungsfähigkeit von ca. 250 N mit dem Pittsburgh triangular frame (5 mm-Pins). Als Versagensgrenze der Konstruktionen wurde eine vertikale Verschiebung von 15 mm entweder an der Symphyse oder im Iliosakralgelenk angenommen. Der Slätis-Fixateur mit 5 mm-Pins konnte lediglich bis 110 N belastet werden. Die Autoren folgerten, daß die alleinige externe Fixation bei komplett instabilen Beckenringverletzungen maximal 25% der Stabilität des intakten Beckens erreicht. Die transiliakale Montage, die ventral und dorsal durch einen Rahmen verbunden wird, ermöglicht höhere Belastungen. Ebenso hybride Konstruktionen, die eine äußere externe Fixation mit einer dorsalen inneren Osteosynthese vereinigen.

Dahners et al. (1986) verglichen den Pittsburgh triangular frame mit einer eigenen Konstruktion und machten Versuche mit 5 mm und 6 mm Schrauben.

Die Präparate wurden nach Aufnahme in einer Versuchsanordnung mit 445 N über eine zuvor implantierte Hüftprothese belastet und anschließend im Bereich der Symphyse und Iliosakralgelenk durchtrennt. Danach erfolgte die Montage der genannten Systeme. Ähnlich wie Brown und Mears (1983b) definierte Dahners das Versagen des Fixateurs bei einer vertikalen Verschiebung von 15 mm. Zu erwähnen ist, daß die unterschiedlichen Montagen nacheinander am selben Präparat durchgeführt wurden. Zunächst der Pittsburgh triangular frame (5 mm Pins), dann an den gleichen Schrauben die eigene Konstruktion und danach wurden in die bereits bestehenden Schraubenlöcher 6 mm-Pins montiert, um erneut die eigene Konstruktion zu prüfen.

Eine mögliche Lockerung der Schrauben nach vorangegangener Montage sowie ein Festigkeitsverlust, durch Autolyse der kältekonservierten Becken, wurde nicht berücksichtigt. Die maximale Belastung von 354 N konnte mit dem Dahners-Fixateur (6 mm-Pins) erreicht werden.

Vécsei (1988) prüfte externe Fixationssysteme an mazerierten Präparaten, an denen Symphyse und Iliosakralgelenk durchtrennt waren. Die veränderte Knochenstruktur durch Mazeration läßt keinen Vergleich mit anderen, beispielsweise frischen oder kältekonservierten Präparaten zu. Die Untersuchungen machen deshalb nur einen Vergleich innerhalb der Studie möglich.

Kriterien, die für ein Versagen der Konstruktion definiert wurden:

- 1) Auseinanderweichen der Symphyse bzw. des Iliosakralgelenkes um 10 mm nach Distraction
- 2) Auseinanderweichen der Disjunktionsstellen mit einem Niveauunterschied von 10 mm unter Längszug (Scherbelastung)

Stabilitätsprüfung nachstehender Montagen:

- 1) Einfache Rohrmontage mit jeweils 2 Schrauben im Beckenkamm
- 2) Rahmenfixateur nach Carabolona-Bonnel mit jeweils 3 Schrauben
- 3) Montage nach Slätis
- 4) Montage nach Mears, mit je 3 Schrauben im vorderen oberen und vorderen unteren Beckenkamm, als Rahmenmontage

5) Die transiliakale Montage nach Mears

6) Die Montage nach Vécsei (1988)

Vécsei stellte fest, daß bei allen Varianten nur relativ kleine Kräfte aufgewendet werden müssen, um ein Versagen der Konstruktionen herbeizuführen. Er mutmaßte, daß diese Kräfte schon durch Muskelkontraktionen bei bettlägerigen Patienten entstehen können. Die transiliakale Montage nach Mears und die eigene Montage, die auch eine ventrale und dorsale Vereinigung darstellt, schnitten am besten ab. Diese Konstruktionen erfordern eine gefensterter Matratze, ermöglichen kein Sitzen und gelten als unkomfortabel. Die Folgerung der Studie war, daß jene Montagen, die dem Patienten zugemutet werden können, bei instabilen Beckenringfrakturen nicht belastungsstabil sind.

Bell et al. (1988) verglichen den Orthofix Monofixateur mit dem Pittsburgh triangular frame. An den Präparaten konnte der aufrechte Stand und die Sitzposition simuliert werden. Eine vertikale Last wurde über die untere Lendenwirbelsäule L4/5 ausgeübt. Zunächst erfolgte die Belastungsprüfung an intakten Präparaten, wobei die Ligg. sacrotuberale und sacrospinale entfernt waren. Anschließend wurden auf der rechten Beckenseite die Bandverbindungen von Symphyse und Iliosakralgelenk durchtrennt. Der Pittsburgh triangular frame (PTF) war mit jeweils vier 5 mm-Schrauben pro Hemipelvis, der Orthofix mit je zwei 6 mm-Schrauben supraacetabulär montiert.

Gemessen wurde die vertikale Verschiebung der Beckenhälften. Das Verhältnis von Last zur Verschiebung zeigte keinen linearen Verlauf.

Zunächst führte die Last bei beiden Systeme nur zu einer geringen Verschiebung. Dann kam es zu einem Einbruch, der insbesondere beim Orthofix besonders deutlich war. Die vertikale Dislokation der Beckenhälften wurde fast ausschließlich dorsal im Bereich der Iliosakralgelenke gemessen. Die Grenzlaster, bei der eine vertikale Verschiebung von > 15mm auftrat, (PTF 202 N, Orthofix 177 N), waren nicht signifikant.

Trotzdem stellten die Autoren fest, daß die Stabilität des Orthofix bei geringer Last 2-5 mal höher ist als beim PTF. Dieser Unterschied kann durch die bessere Kompressionsmöglichkeit des Orthofix erklärt werden.

Williams et al. (1992) verglichen an sechs kältekonserverten Beckenpräparaten, nach Durchtrennung der Symphyse sowie eines Iliosakralgelenkes, den Pittsburgh triangular frame (PTF) mit einer eigenen Konstruktion, dem „Wichita frame“.

Diese Montageform glich dem PTF, hatte aber zusätzliche diagonale Verstrebungen zwischen den Fixateurkomponenten der Beckenhälften, um mehr Stabilität zu erzielen. Die Belastung erfolgte über den ersten Sakralwirbelkörper und sollte den zweibeinigen Stand simulieren. Eine Verschiebung der Beckenhälften von 15 mm wurde als Versagen der Konstruktion definiert. Für die Montagen wurden 5 mm-Pins mit unterschiedlicher Eindringtiefe von 6 cm und 11 cm verwendet. Die Anzahl der eingebrachten Schrauben variierte zwischen 8 und 10 Pins. Zusätzlich wurden der Abstand der Klemmbacken vom Becken mit 5 cm und 10 cm verändert.

Die Anzahl der Pins, als auch die unterschiedlichen Eindringtiefen hatten bei beiden Fixateur- Systemen keinen signifikanten Einfluß auf die Grenzlasten. Das Auseinanderweichen der Beckenhälften war im Iliosakralgelenk stets größer als an der Symphyse und bestimmte das Versagen der jeweiligen Konstruktion. Als Vorteil der Pins mit größerer Eindringtiefe konnte eine bessere Manipulation der instabilen Beckenhälften festgestellt werden. Die körperferne Montage der Klemmbacken mit 10 cm Abstand vom Becken verminderte die Belastung signifikant um ca. 30%. Die mittlere Grenzlast war mit 395 N beim Wichita frame deutlich höher als beim PTF mit 238 N.

Die Ergebnisse der Versuche wurden rechnerisch mit der Methode der Finiten Elemente überprüft, was üblicherweise nur bei homogenen isotropen Werkstoffen zulässig ist. Die klinische Anwendung erfolgte an 12 Patienten.

Die Autoren folgerten aus ihrer Studie, daß eine Frühmobilisation der Patienten mit dem Wichita frame möglich sei und die eigene Konstruktion eine Alternative zur internen Osteosynthese darstellt.

Es bleibt anzumerken, daß die Fixateurmontage mit verschiedenen Abständen vom knöchernen Becken (5 cm und 10 cm) der klinischen Realität nahekommt.

Eine weitere Untersuchung zur Belastungsfähigkeit von Beckenfixateuren liegt von Vrahas et al. (1992) vor. An kältekonserverten Becken wurden die Symphyse und ein Iliosakralgelenk durchtrennt. Anschließend installierten die Autoren einen Ballon in das Becken, der maschinell mit Wasser gefüllt werden konnte. Mit diesem Versuchsaufbau konnte die Volumen- und Druckänderung des Ballons sowie die Distraction des

Beckenringes bestimmt werden. Der Versuch sollte die retroperitoneale Blutung im kleinen Becken simulieren.

Folgende Verfahren der Stabilisierung wurden überprüft:

- 1) Doppelplatte an der Symphyse
- 2) Transartikuläre Verschraubung an den Iliosakralgelenken
- 3) Doppelplatte an der Symphyse und transartikuläre Verschraubung an den Iliosakralgelenken
- 4) Rahmenmontage mit dem AO-Fixateur
- 5) Montage des Orthofix[®]
- 6) Slätis-Montage

Erwartungsgemäß erwies sich das Verfahren mit Doppelplatte an der Symphyse und zusätzlicher transartikulärer Verschraubung der Iliosakralgelenke als die stabilste Form. Die alleinige transartikuläre Verschraubung im Iliosakralgelenk war geringfügig stabiler als die Doppelplatte an der Symphyse. Beide Verfahren waren jedoch weniger effektiv als die externe Fixation, wobei sich die drei externen Fixationssysteme nicht signifikant in ihren Ergebnissen unterschieden.

Als Ergebnis empfehlen die Autoren zur Blutungskontrolle vor allem in einer Notfallsituation die externe Fixation.

Rieger (1996a) berichtet über eigene biomechanische Untersuchungen an sieben frischen unfixierten und fünf konservierten Beckenpräparaten mit Durchtrennung der Symphyse und eines Iliosakralgelenkes. Auch in diesen Versuchen wurde die Grenzlast mit 10 mm Dislokation der Beckenhälften im Bereich des vorderen oder hinteren Beckenringes definiert. Ferner waren Implantatversagen (z.B. Schraubenausriß) und Fraktur Kriterien für einen Versuchsabbruch. Die Belastung erfolgte mit Simulation des Einbeinstandes durch statische Kraft auf den linken instabilen Hemipelvis.

Geprüft wurden folgende Systeme:

- 1) AO-Fixateur als Rahmenmontage (Fa. Synthes)
- 2) AO-Fixateur nach Egbers et al. (1992) (Fa. Synthes)
- 3) Hoffmann-Fixateur nach Slätis und Karaharju (1981), (Fa. Howmedica)
- 4) Hoffmann-Fixateur als PTF (Fa. Howmedica)

5) Mono-Tube[®] (Fa. Howmedica)

6) Orthofix[®] (Fa. Orthofix)

7) Mono-Dynafix[®] (Fa. Martin)

Die verschiedenen Montagen wurden jeweils mit unterschiedlichen Schraubendurchmessern (5 mm-Pins, konische 5/6 mm-Pins und 6 mm-Pins) ausgeführt.

Es ergab sich kein signifikanter Einfluß bezüglich der Grenzlast bei den unterschiedlichen Pindurchmessern mit AO-Fixateur, Orthofix[®] sowie dem Mono-Tube[®].

Neben den Festigkeitswerten für die einzelnen Systeme gibt Rieger auch den durchschnittlichen Zeitbedarf für die Applikation der Fixateure (ohne Montagezeit der Pins) an. Die höchste Festigkeit erzielte der Fixateur nach Egbers et al. (1992) mit 129,5 N, wenngleich diese Konstruktion auch die längste Montagezeit von 47,3 min beanspruchte. Mittlerweile gibt es den Egbers-Fixateur als Bügelkonstruktion, die sicherlich schneller zu applizieren ist. Klinische Ergebnisse liegen bislang noch nicht vor.

Bei der Studie von Stöckle et al. (2000) wurde mit dem schräg dorsalen Fixateur eine ähnliche dorsale Kompression wie mit der Beckenzwinge nach Browner und Buckle (1992) erreicht.

Die Beckenverletzungen wurden dabei durch Trennung der Klebeverbindungen am Beckenkunststoffmodell in Symphyse und Iliosakralfuge, beziehungsweise entsprechender Sägeschnitte, simuliert. Die Kraftausübung erfolgte axial über das Os sakrum im Einbeinstand mit maximal 200 N. Gemessen wurde die Dislokation im dorsalen Verletzungsspalt. Die Untersuchungen entsprechen nicht der tatsächlichen Situation einer komplett instabilen Beckenfraktur und können somit nur bedingt für die klinische Anwendbarkeit herangezogen werden. Eine Montagezeit für die aufwendige Konstruktion wurde von den Autoren nicht angegeben.

Rieger (1992a) schließt aus seinen Untersuchungsergebnissen, daß die alleinige externe Stabilisierung einer rotatorisch und vertikal instabilen Beckenringverletzung aus biomechanischer Sicht nicht ausreicht. Dagegen erbrachten sogenannte hybride Fixationen mit einer Kombination aus ventraler externer Fixation und dorsaler interner Osteosynthese (z.B. Orthofix[®] und transartikuläre Verschraubung des Iliosakralgelenkes) Werte bis zu 397 N, die zumindest eine übungsstabile Situation herstellen.

Stabilitätsprüfungen mit verschiedenartigen Konstruktionen haben auch Egbers et al. (1992) durchgeführt. Eine Druckkraft wurde über die untere Lendenwirbelsäule auf den Beckenring ausgeübt. Die Becken wurden nach Implantation von Hüftpfannenschalen im aufrechten Stand geprüft.

Für die physiologische Belastung auf beiden Beinen geben Teubner und Gerstenberger (1993), abhängig von Gewicht des Patienten, eine Kraft von ca. 500-1000 N an.

Die in vivo Messungen von Hüftimplantaten durch Bergmann (1997) haben weitaus größere Belastungen an den Hüftgelenken ergeben. Bereits im Zweibeinstand treten, abhängig von der Körperposition, Belastungen bis zu 290% des Körpergewichtes auf. Dynamische Messungen beim Gehen erbrachten Werte, entsprechend der Gehgeschwindigkeit, zwischen 300% bis 400% des Eigengewichtes. Maximalwerte mit 720% des Körpergewichtes wurden beim leichten Stolpern ermittelt. Daraus läßt sich auf große Kräfte bei unwillkürlichen Muskelkontraktionen schließen. Willkürlich konnten diese Spitzenkräfte von den Patienten nicht erreicht werden.

Die Untersuchungen von Bergmann (1997) geben erstmals die tatsächlichen Belastungen im Hüftbereich wieder und müssen als Maßstab für weitere Forschungen gelten.

Untersuchungen hinsichtlich der Belastbarkeit externer Fixationssysteme bei Beckenringfrakturen haben gezeigt, daß eine maximale Belastungsfähigkeit von 350 N erreicht werden kann. Die verwendeten Instabilitätsmodelle waren nicht einheitlich. Es wurden einfache Kunststoffmodelle, mazerierte-, kältekonservierte und frische humane Präparate verwendet. Die Instabilität der Becken wurde durch artifiziell erzeugte Frakturen simuliert. Dabei waren die künstlich geschaffenen Frakturen nicht einheitlich und die Weichteilstrukturen, insbesondere die Ligamente wurden unterschiedlich berücksichtigt. Ebenso wurden die Instabilitätskriterien nach Belastung der Präparate verschieden festgelegt und die Krafteinleitung erfolgte an ungleichen Positionen.

Die Untersuchungen sind deshalb nicht vergleichbar und lassen nur teilweise Rückschlüsse auf die tatsächliche klinische Situation bei instabilen Beckenringfrakturen zu. Dennoch sind sich die Autoren einig, daß ventral montierte Fixateur externe Systeme bei instabile Beckenfrakturen nicht belastungsstabil sind und allenfalls eine Übungsstabilität erreicht werden kann.

4.3 Klinische Anwendung von Fixateur externe und Beckenzwinge

Viele Autoren schätzen die Vorteile der externen Fixation gegenüber internen Osteosyntheseverfahren beim Beckentrauma (Bonell, 1975; Müller-Färber und Müller, 1979; Havemann und Schroeder, 1980; Egbers et al., 1983; Gylling et al., 1985; Trentz, 1987; Tile, 1988; Bühren et al., 1990; Pohlemann et al., 1994b; Poka und Libby, 1996; Tscherne und Pohlemann, 1996; Dujardin et al., 1998; Gänsslen et al., 2004; Burkhardt et al., 2005; John und Ertel, 2005).

Es werden dafür vor allem folgende Gründe angegeben:

- 1) Geringer technischer Aufwand und schnelle Montage auch beim Polytraumatisierten
- 2) Vermeidung von weiterem Blutverlust
- 3) Die Stabilisierung ist auch bei ungünstigen Weichteilverhältnissen und offenen Traumen möglich
- 4) Geringeres Risiko von Thrombose und/oder Embolien

Die Nachteile sind im Wesentlichen der Diskomfort der Patienten sowie längere Behandlungszeiten mit Immobilisation. Im Vergleich zur internen Osteosynthese, die nicht immer korrekte Reposition, keine, oder erschwerte Zugangsmöglichkeit für eine Laparotomie und eine zu geringe Stabilität im dorsalen Beckensegment (Berner et al., 1982; Böhler, 1983; Labitzke und Witzel, 1986; Rüter und Braun, 1988; Kessler et al., 1990; Tscherne und Pohlemann, 1996).

Die klinische Anwendung von externen Osteosyntheseverfahren wird unterschiedlich bewertet. Während in einigen Kliniken die Weiterentwicklung externer Fixationsysteme vorangetrieben wurde und gute Erfahrungen mit neuen Systemen gemacht werden konnten, lehnen andere Autoren die äußere Stabilisierung nahezu gänzlich ab (Rüter und Braun, 1986; Egbers und Rieger, 1997b).

Als Kontraindikation für den Fixateur externe werden intraartikuläre Azetabulumfrakturen und Beckenringbrüche mit vollständiger Zertrümmerung des Beckens angesehen (Michiels et al., 1989; Trafton, 1990).

Die Indikation für die Anwendung externer Fixateure am Becken zeigt folgende Tabelle:

Indikationen	Autor
Stabile „Open-book“-Verletzungen und laterale Kompressions- traumen. Bei desolaten Weichteilverhältnissen und/oder ausgedehnter Kontamination.	BÜHREN (1990)
Typ B-Verletzungen. Typ C-Verletzungen, die rotatorisch und vertikal instabil sind, jedoch ohne Vertikalverschiebung. Beim Polytraumatisierten als Notfallstabilisierung.	EGBERS (1996)
Primärversorgung von rotationsinstabilen jedoch vertikal stabilen Beckenfrakturen. Als Notfallstabilisierung zur Blutungskontrolle.	FAILINGER (1992)
Symphysendiastase > 1,5 cm, bei Vertikalverschiebungen der Symphyse und Iliosakralfuge um 0,5 cm und dorsalen Ring- frakturen mit Dislokation > 1cm. Bei offenen Frakturen mit schweren Weichteilschäden sowie Verletzungen der Hohlorgane und bei Polytraumatisierten.	FRÖHLICH (1987)
Vorübergehende Stabilisierung zur Schmerzreduktion und besserem Handling bei Mehrfachverletzten. Als definitive Behandlung bei „Open-book“-Verletzungen und lateralen Kompressionsfrakturen. Zur Notfallstabilisierung und Blutungskontrolle.	KELLAM (1989)
Vor allem bei lateralen- und antero-posterioren Kompressions- verletzungen ohne vertikale Instabilität.	MAJEED (1990)
Bei Beckenringverletzungen mit primär oder sekundären Weichteil- oder Sterilitätsproblemen. Bei schweren retroperitonealen Blutungen als Notfallstabilisierung.	RÜTER (1988)
Als definitive Behandlung bei vertikal stabilen und rotationsinstabilen Typ B-Frakturen Zur Notfallstabilisierung bei vertikal instabilen Frakturen.	TILE (1988)
Bei offenen Beckenverletzungen, Gefäßverletzungen, Urethra- und Blasenverletzungen, Pfählungsverletzungen in Kombination mit instabilen Beckenfrakturen. Bei Polytraumatisierten mit Beckenfrakturen, Weichteilinfekten oder Weichteildefekten, die kein internes Verfahren zulassen.	VÈCSEI (1988)
Typ B und C-Frakturen mit rotatorischer Instabilität.	YANG (1997)

Tabelle 9: Empfehlung verschiedener Autoren zur Indikation des Fixateur externe bei Beckenringverletzungen

Eine Mehrzahl der Autoren nennt die Indikation zur Notfallversorgung von Typ-C-Frakturen sowie die definitive Versorgung von Typ-B-Verletzungen als sogenannte Außenrotationsverletzung. Außerdem wird die Indikation für den Fixateur externe auch bei offenen Beckenfrakturen mit schweren Weichteilschäden gestellt (Westhoff et al., 2004).

Die Versorgung von „Open-book“-Verletzungen und lateralen Kompressionsverletzungen wird von einigen Autoren als ebenbürtiges Verfahren der internen Osteosynthese gegenübergestellt. Dabei sollten die Methoden der internen Osteosynthese und externer Fixation nicht als konkurrierende Methoden betrachtet werden. Die Primärstabilisierung mit dem Fixateur externe kann durch eine interne Osteosynthese abgelöst werden (Culemann et al., 2004). Als günstiger Zeitpunkt für einen Verfahrenswechsel, bei instabilen Beckenfrakturen, gilt nach Reilmann und Weinberg (1996) die aufgeschobene Primärversorgung am zweiten bis fünften Tag.

Neben dem Verfahrenswechsel gibt es auch sogenannte hybride Konstruktionen mit der Kombination aus externer und interner Fixation. Beispielsweise kann bei Beckenfrakturen mit dorsaler Instabilität der ventrale Fixateur externe durch eine dorsale interne Osteosynthese ergänzt werden.

Die Indikation zur Stabilisierung mit Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991) oder ACE-Clamp muß gesondert betrachtet werden.

Die ACE-Clamp nach Buckle et al. (1992) wird zur vorübergehenden Stabilisierung bei Typ B- und C-Frakturen empfohlen, bis eine definitive interne oder externe Fixation erfolgt.

Die Konstruktion wurde speziell für den Einsatz im Schockraum konzipiert und soll bei hämodynamisch instabilen Patienten zur Blutungskontrolle beitragen.

Eine unterschiedliche Platzierung des Beckenkompressionsbügels erlaubt eine ventrale als auch dorsale Montage. Dadurch können Außenrotationsverletzungen (ventrale Montage) und vertikal instabile C-Frakturen (dorsale Montage) versorgt werden.

Als Kontraindikationen gelten stabile Beckenringfrakturen mit Symphysendiastase $< 2,5$ cm und vertikale Verschiebungen < 1 cm. Außerdem instabile laterale Kompressionsverletzungen mit Innenrotation der Beckenhälften.

Auch die Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991) wurde zur Notfallversorgung entwickelt und wird im Schockraum zur Primärversorgung und Blutungskontrolle angewandt.

Als Indikationen werden vor allem dorsale Instabilitäten mit Sprengungen des Iliosakralgelenkes und Sakrumfrakturen, insbesondere mit beckenbedingter Kreislaufinstabilität genannt (Gänsslen et al., 2004). Nach Heini et al. (1996) soll bei hämodynamisch instabilen Patienten eine Blutungskontrolle durch Reposition und Kompression im dorsalen Beckensegment erreicht werden. Bei hämodynamisch stabiler Situation wird die Zwinge prophylaktisch empfohlen.

Zusätzlich kann die Zwinge als Repositionshilfe intraoperativ bei der definitiven Frakturversorgung dienen.

Für iliosakralgelenknahe Trümmerfrakturen des Os ileum ist die Beckenzwinge nicht geeignet, da die Pins in der Trümmerzone keinen Halt finden und/oder die Fragmente lediglich verschoben werden.

Die Beckenzwinge ist in verschiedenen Notfallalgorithmen zur klinischen Erstversorgung des Polytraumatisierten eingebunden und stellt somit ein anerkanntes Instrument bei der Primärversorgung von rotatorisch und vertikal instabilen C-Frakturen dar (Tscherne, 1993; Ertel et al., 2001; Gänsslen et al., 2004; Seekamp et al., 2004; Tiemann et al., 2004; Culemann et al., 2005, Sadri et al., 2005).

5 Komplikationen nach äußerer Fixation

5.1 Ungenügende anatomische Reposition

Die Reposition vor Anlegen des Fixateur externe wird manuell durchgeführt. Rotationsfehlstellungen der Beckenhälften lassen sich über die eingebrachten Schanz-Schrauben, die als Hebelarme genutzt werden können, reponieren.

Bei Anwendung der Beckenkompressionsbügel (Beckenzwingen, ACE-Clamp) können ebenso Pins, die in die Ossa iliä eingeschraubt werden, die Reposition der Fraktur erleichtern.

Komplikationen beim Einrichten von Beckenringfrakturen treten gehäuft bei Typ-C-Frakturen mit vertikaler Instabilität auf. Diese Frakturen sind durch komplette Fugenerißungen in den Iliosakralgelenken und an der Symphyse gekennzeichnet.

Eine Retention ist mit dem Fixateur externe nach gelungener Reposition kaum möglich. Durch Vertikalverschiebung der Beckenhälften und fehlendem Verhaken an den Gelenkflächen kommt es häufig zu Redislokationen (Draijer et al., 1995).

In der Regel wird die Reposition bei Verwendung von äußeren Spannern unter Bildwandlerkontrolle durchgeführt. Diese zweidimensionale Darstellung kann die komplexe Anatomie des Beckenringes nur unzureichend wiedergeben, was eine exakte Reposition erschwert. Außerdem stellt die Interposition von Weichteilen und/oder Knocheninterponaten zwischen den frakturierten Flächen ein Repositionshindernis dar. Buchholz (1981) hat dies an Sektionspräparaten nachgewiesen.

Für die Beckenzwingen nach Ganz werden ebenso unbefriedigende Repositionsergebnisse beschrieben (Simonian et al., 1995; Bartlett et al., 1997). Grund dafür ist in der Regel eine ungenügende Reposition vor Anlage der Zwingen sowie Fehlplatzierung der Pins im Bereich der Beckenschaufeln. Außerdem kann es zu einem Verklemmen der Spannarme auf der horizontalen Schiene mit ungenügender Kompression kommen (Ghanayem et al., 1994).

Als Repositionshilfe wird von manchen Autoren die zusätzliche Extensionsbehandlung am Femur gefordert (Karaharju und Slätis, 1978). Kellam (1989) empfiehlt dies bei extraartikulären vertikalen Scherverletzungen.

Die Verfahren der internen Osteosynthese sind bei der Wiederherstellung anatomischer Verhältnisse der externen Fixation sicherlich überlegen, wenngleich die exakte Reposition eine allgemeingültige Forderung ist, gibt es in der Literatur widersprüchliche Hinweise über die funktionellen Ergebnisse in Abhängigkeit von der Repositionsgenauigkeit.

Bei einer Untersuchung von Hofmann und Bredow (1986) mit 36 Patienten, die alle mit dem Fixateur externe behandelt wurden, konnte nur in 35% der Fälle eine röntgenologisch-anatomische Stellung erreicht werden. In 50% waren leichte Dislokationen vorhanden, bei den weiteren 15% bestanden Dislokationen >2cm. Die anatomischen Veränderungen waren bei diesen Patienten in keinem direkten Zusammenhang mit den klinisch-funktionellen Ergebnissen.

Die Nachuntersuchung nach 5 Jahren ergab in 72% der Fälle, die mit Fixateur externe behandelt wurden, ein als sehr gut oder gut empfundenes Ergebnis.

Majeed (1990) hat 42 instabile Beckenfrakturen definitiv mit dem Fixateur externe zur Ausheilung gebracht. Das radiologische Ergebnis war durchweg schlechter als die funktionellen Ergebnisse. Es zeigte sich, daß eine Verbesserung der klinischen Resultate bis zu 18 Monate nach der Verletzung festgestellt werden konnte. Der Autor fordert daraus längere Nachuntersuchungen.

Bei einer retrospektiven Analyse von 100 Beckenfrakturen, (Typ B nach Tile), durch Rommens et al. (2003) zeigte sich, daß die hohe Rate an exzellenten radiologisch-postoperativen Ergebnissen nicht mit den funktionellen Ergebnissen korrelierte. Sie schließen daraus, daß vor allem das Ausmaß des Weichteilschadens das Ergebnis bestimmt.

Ähnliche Erfahrungen haben auch Dujardin et al. (1998) publiziert, die 88 Beckenringverletzungen mit posteriorer Instabilität untersucht haben. Bei dieser Gruppe wurden 28 Fälle mit Fixateur externe versorgt. Die Qualität der Reposition hatte keinen direkten Einfluß auf die Spätergebnisse.

Pohlemann et al. (1996a) haben nach Auswertung einer multizentrischen Studie der Arbeitsgruppe Becken festgestellt, daß bei anatomischer Ausheilung nur 60% klinisch gute und sehr gute Resultate erzielt wurden. Bei den Nachuntersuchungen wurde eine kritische posteriore Fehlstellung bei >5 mm angenommen. Welche Parameter trotz anatomischer Wiederherstellung verantwortlich für ein unbefriedigendes Resultat sind, konnte nicht geklärt werden und bedarf weiterer Untersuchungen.

Die Arbeitsgruppe „Becken“ der AO hat ebenso auf die Diskrepanz zwischen radiologisch- anatomischer Ausheilung und klinisch zum Teil unbefriedigenden Langzeitergebnissen aufmerksam gemacht, ohne eine nähere pathoanatomische Erklärung dafür gefunden zu haben (Schlickewei, 1996a).

Im Widerspruch dazu stehen die Aussagen von Semba et al. (1983) und Henderson (1989), die signifikant schlechtere Spätergebnisse bei Dislokationen von mehr als 1cm festgestellt haben. Egbers und Rieger (1997a) nehmen an, daß bei dorsalen Verschiebungen >1 cm signifikant schlechtere Langzeitergebnisse erzielt werden.

Trotz der unterschiedlichen Aussagen über die Bedeutung der anatomischen Reposition bei Beckenringverletzungen sollte auf ein exaktes Einrichten der Fraktur geachtet werden.

Dislokationen, besonders im dorsalen Segment, vermindern die Stabilität des Beckenringes und verhindern so das Ziel einer möglichst frühen Belastbarkeit vor allem bei der definitiven Versorgung mit äußeren Spannern.

Lockerungen im Bereich des Fixateurs an Schrauben oder Verbindungsstangen sind oft die ersten Hinweise auf eine Verschiebung der Fragmente und sollten Anlaß für eine radiologische Kontrolle sein.

5.2 Lockerung und Infektion der Schanz-Schrauben

Infektionsraten an den Eintrittsstellen der Schanz-Schrauben (Pin-tract-Infekte) liegen zwischen 5,6 % und 85,7 % (Egbers et al., 1984; Cohen und Sadler, 1986; Mason et al., 2005).

Im Durchschnitt kann eine Rate von 15-25 % angenommen werden. Die Zahlen der einzelnen Arbeiten können nicht verglichen werden, da keine allgemein gültige Klassifikation für Pin-tract-Infektionen vorliegt. So werden in manchen Komplikationsstatistiken bereits geringe Sekretionen an den Eintrittsstellen der Schrauben mit einbezogen. In den meisten Fällen handelt es sich bei den Infektionen um vorübergehende Ereignisse ohne Spätfolgen (Letournel, 1978).

Die Osteomyelitis nach Fixateur externe bei Beckenringverletzungen stellt eine sehr seltene Ausnahme dar (Hofman und Bredow, 1986; Stewart et al., 1986).

Experimentelle Untersuchungen oder Berichte über Infektionsraten bei der Applikation des Fixateur externe am Beckenring liegen anhand der Literatur nicht vor. Aus diesem Grund werden die Erkenntnisse der Pininfektionen bei anderen Applikationsformen (z.B. Fixateur-Montage an langen Röhrenknochen) beschrieben. Eine Übertragung der Ergebnisse für den Fixateur externe am Becken ist sicherlich nur eingeschränkt möglich. Die besonderen anatomischen Gegebenheiten am Becken sind zu berücksichtigen.

Eine frühzeitige Lockerung der Pins führt zu Weichteil und Knocheninfektionen, die zunächst auf die Schraubeneintrittsstellen begrenzt sind. Später kann sich die Entzündung auf den gesamten Bohrkanal ausdehnen. Die Infektionsrate steigt mit zunehmender Liegedauer der Knochenschrauben (Dávid et al., 1994).

Rack et al. (1995) konnten Lockerungsvorgänge am Schafmodell exemplarisch aufzeigen. Der Fixateur wurde an langen Röhrenknochen in Schaftmitte angebracht.

Histologisch zeigte sich als Ursache der Schraubenlockerung eine lokale Nekrosezone mit mesenchymaler Zwischenschicht, vor allem in der fixateurnahen Kortikalis. Dort wirken hohe Biege und Transversalkräfte, die zu mechanischer Unruhe und folgender Knochenresorption führen. Die Infektion wiederum erhöht die osteoklastische Aktivität und fördert so die weitere Instabilität

Bei den Untersuchungen von Pommer et al. (1998) sind Pinlockerungen, bedingt durch Biegung und Mikrobewegungen, bereits nach 2 Wochen aufgetreten. Die Lockerungsrate erreichte ihr Maximum in der 5. und 6. Woche. Ab der 9. Woche zeigten sämtliche Pins eine Besiedelung mit pathogenen Keimen.

Ist es bereits zu einer Infektion gekommen, kann durch Nachziehen der Schrauben, bei guten Knochenverhältnissen, wieder Stabilität erreicht werden. Voraussetzung dafür ist ein frühzeitiges Erkennen der Infektion.

Bei bereits weiter fortgeschrittener Entzündung müssen die betroffenen Schrauben entfernt und umgesetzt werden.

Die Stabilität des Fixateur externe steht und fällt mit der Schraubenverankerung im Beckenknochen. Deshalb ist eine sorgfältige mindestens tägliche Kontrolle der Pineintrittsstellen mit Verbandswechsel obligat.

5.3 Gefäß-Nervenschädigungen, Fehlplatzierung der Pins

Gefäßverletzungen und neurologische Schäden können natürlich auch iatrogen verursacht werden.

Bei der Anwendung des von ventral montierten Fixateur externe sind Läsionen des Nervus cutaneus femoris lateralis beschrieben. Verletzungen dieses Nerven kommen gehäuft bei der Schraubenapplikation in die Crista iliaca vor (Draijer et al., 1995). Pohlemann et al. (1998) empfehlen, den Bereich von der Spina iliaca anterior superior bis zu 15 mm nach dorsal zu meiden, um den Nervus cutaneus femoris lateralis zu schonen.

Sen et al. (2005) haben an acht humanen Beckenpräparaten 4mm K-Drähte supraazetabulär eingebracht anschließend wurden die Weichteile präpariert und der N. cutaneus femoris lateralis dargestellt. Es zeigte sich eine Nervenverletzung durch die K-Drähte an vier Becken.

Fehllagen der Schanz'schen Schrauben bei der Fixateur externe Applikation mit teilweise extraossärer Lage sowie Perforation durch die innere oder äußere Kortikalis der Beckenschaufel können vor allem bei der Notfallversorgung von Typ C-Frakturen vorkommen (Tile, 1995).

Die Stabilität des Fixateur externe ist bei nicht korrekter Pinplatzierung ungenügend.

Bei der Anlage der Pelvic C-Clamp oder der ACE Pelvic Clamp kann es durch Fehlplatzierung der Pins zu Schädigungen des Nervus ischiadicus, der glutealen Gefäße und zu Dislokationen der Hemipelvis kommen (Witschger et al., 1992, Agnew, 1994). Für die adäquate Pinplatzierung in Höhe der Iliosakralgelenke existiert, anatomisch bedingt, nur ein relativ kleiner Bezirk der durch äußere Landmarken nicht immer genau definiert werden kann (Bartlett et al., 1997).

Neben den Verletzungen durch Fehlplatzierung der Pins kann es bei Sakrumfrakturen mit intraforaminalem Frakturverlauf bei Kompression mit der Beckenzwinge zu Nervenläsionen kommen (Witschger et al., 1992).

Ungenügend reponierte Beckenfrakturen mit translatorisch und rotatorisch instabilem Beckenring (Typ C-Frakturen) erschweren die suffiziente Applikation von externen Fixationssystemen. Deshalb ist eine möglichst anatomische Repositon unter Bildwandlerkontrolle vor Anlage eines äußeren Spanners anzustreben.

6 Empfehlungen und Alternativen bei der äußeren Stabilisierung am Becken

6.1 Verbesserung der Stabilität externer Fixationssysteme

Bei der externen Stabilisierung ist einerseits eine möglichst stabile und sichere Verankerung der Schanz-Schrauben im Knochen gefordert, andererseits trägt auch die Anordnung des Fixateurs als Rahmenkonstruktion wesentlich zur Stabilität des gesamten Systems bei (Teubner und Gerstenberger, 1993).

Probleme der exakten Positionierung von Schanz-Schrauben werden beschrieben und sind sicherlich durch die eher seltene Anwendung des Fixateur externe bei Beckenringverletzungen bedingt. Präzises Einbringen der Schanz'schen Schrauben in die Ossa ilii ist Voraussetzung einer stabilen Verankerung. Aus diesem Grunde scheinen Montagehilfen zur besseren Applikation der Pins, möglicherweise auch Navigationssysteme sinnvoll.

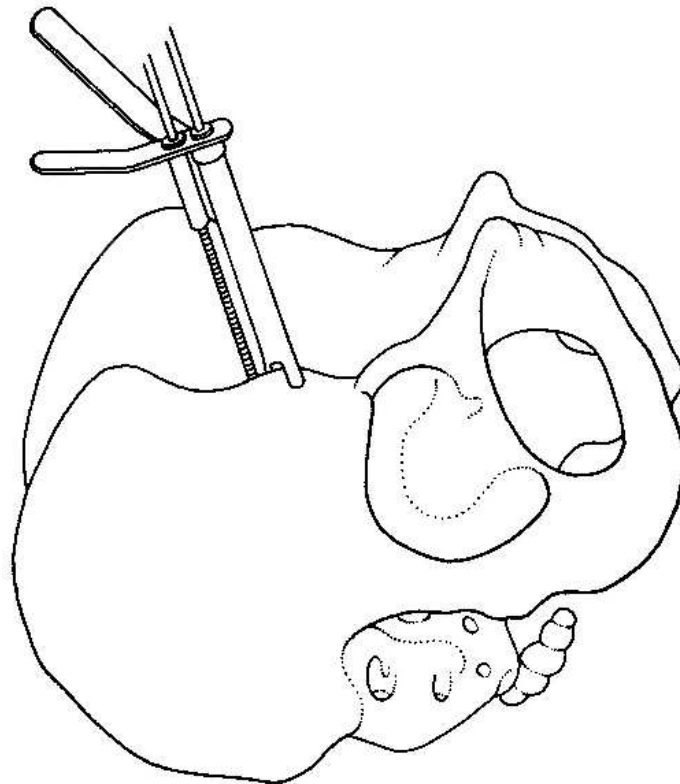


Abbildung 32: Bohrvorrichtung zur Pinapplikation nach (Nordeen et al., 1993)

Nordeen et al. (1993) haben in ihren Untersuchungen zum Eindrehen der Schrauben an der Crista iliaca eine Bohrvorrichtung benutzt. Diese Vorrichtung ermöglichte ein exaktes Aufsetzen an der Crista iliaca und gab einen definierten Pinabstand vor. Solche Bohrhülsen lassen sich in gleicher oder abgewandelter Form einfach herstellen. Vorstellbar ist die Konstruktion einer Bohrhülse, die beiderseits mit Kirschnerdrähten versehen wird. Die flexiblen Kirschnerdrähte ragen ca 2-3 cm über die Bohrhülse hinaus und haben einen Abstand, der der Breite des Beckenkammes an der jeweiligen Pineintrittsstelle entspricht. Die Bohrhülse wird nach Inzision so auf die Crista iliaca aufgesetzt, daß die beiden Kirschnerdrähte an der inneren und äußeren Kortikalis des Os ileum anliegen. Damit wird die Bohrhülse auf der Crista iliaca zentriert. Diese Vorrichtung kann sowohl bei der Applikation im Bereich der Spina iliaca, als auch bei der supraazetabulären Schraubenplatzierung verwendet werden.

Voraussetzung ist als operativer Zugang ein Hautschnitt von ca. 2 cm Länge, um die Bohrhülse richtig platzieren zu können.

Die Schanz'sche Schraube ist das kraftübertragende Element des Fixateur externe. Die Stabilität wird wesentlich von der Schrauben-Knochen-Verbindung beeinflusst. Mehrere Studien haben gezeigt, daß die Festigkeit der Schraubenverankerung mit dem Pindurchmesser steigt. Für den Fixateur externe am Becken werden Schraubendurchmesser von 5 mm bis 6 mm empfohlen. Limitierend für den Durchmesser ist der Abstand zwischen innerer und äußerer Kortikalis der Beckenschaufeln. Dieser Abstand variiert stark von kranial nach kaudal. De Bastiani et al. (2000) haben für die sichere Platzierung von 6 mm Schrauben einen Mindestabstand von 10 mm zwischen innerer und äußerer Kortikalis angegeben.

Der Querschnitt in der Frontalebene durch die Beckenschaufeln bildet von kranial nach kaudal eine Fläche, die zunächst wulstartig im Bereich der Crista iliaca beginnt, sich dann zwischen innerer und äußerer Kortikalis stark verschmälert und in Richtung Azetabulum wieder zunimmt. Schnitte in der Transversalebene (Abb. 33/34) zeigen ventral eine schmale Fläche im Bereich der Spina iliaca anterior superior, die sich nach dorsal verbreitert, die Querschnittsfläche nimmt auch in diesen Schnitten in Richtung Azetabulum zu.

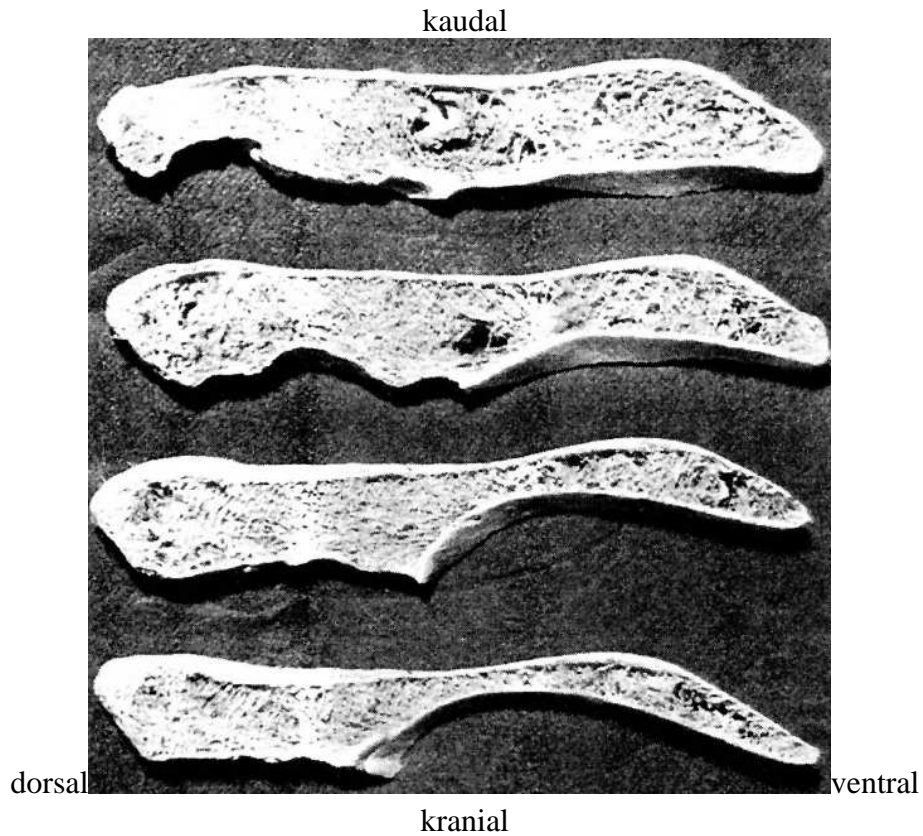


Abbildung 33: Transversalschnitte des Os ileum nach (Pennig und Gausepohl, 2000)

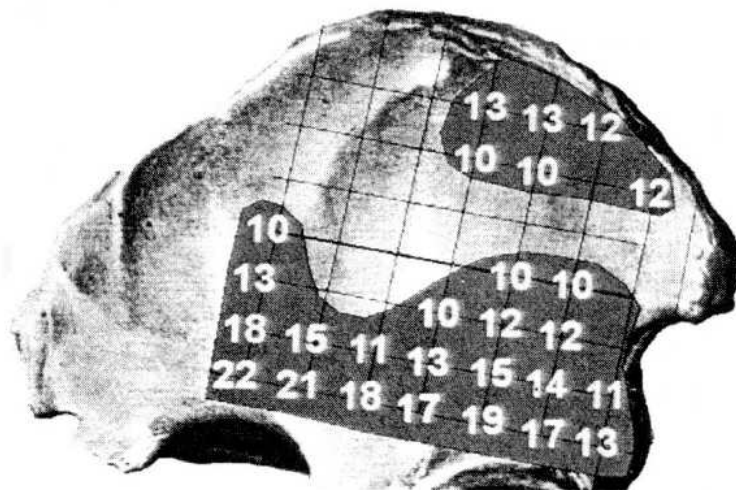


Abbildung 34: Unterschiedliche Dicken (in mm) im Bereich des Os ileum nach (Pennig und Gausepohl, 2000)

Daraus folgt, daß bei supraazetabulärer Schraubenmontage kaudal der Spina iliaca anterior superior in Richtung Azetabulum ein größerer Schraubendurchmesser gewählt werden könnte. Eine Paarung mit 6 mm Pins kranial und 7 mm bis 8 mm Pins kaudal scheint anatomisch möglich. Eine exakte Vermessung der Querschnittsflächen an den

Ossa ilii könnte zur genaueren Bestimmung des interkortikalen Abstandes hilfreich sein, dementsprechend könnten die Pins angepasst werden.

Die höchsten Biegelasten treten an der Schraubeneintrittsstelle am kortikalen Knochen auf (Mahan et al., 1991; Pommer et al., 1998). Die Kortikalis im Bereich der Crista iliaca ist sehr dünn. Diese Tatsache zeigt sich bei der Spongiosaentnahme aus dem Beckenkamm. Genauere Messungen der Kortikalisstärke gibt es in der vorliegenden Literatur nicht. Eine stabile kortikale Verankerung der Schrauben mit einem tragenden Anteil von mehreren Gewindegängen ist bei dem derzeitigen Gewindedesign der Schanz- Schrauben nicht möglich.

Eine Abwandlung der Schrauben für die spezielle Verankerung in den Ossa ilii scheint sinnvoll.

Zur Stabilitätserhöhung sind neue Gewindedesigns denkbar. Zu berücksichtigen ist dabei die langstreckige Verankerung im spongiösen Knochen sowie eine dünne Kortikalisschicht am Beckenkamm.

Möglich wäre eine Schraube mit Spongiosagewinde im vorderen Bereich, übergehend in ein Kortikalisgewinde mit kleiner Steigung (Abb. 35). Denkbar wäre bei solchen Schrauben zudem den Durchmesser des Kortikalisgewindes größer als das Spongiosagewinde zu wählen. Damit würde diese Schraube ein eigenständiges Gewinde in die Beckenkammkortikalis schneiden.

Dieses Gewindedesigns könnten an Schrauben angebracht werden, die in einen größeren Schaftdurchmesser übergehen.

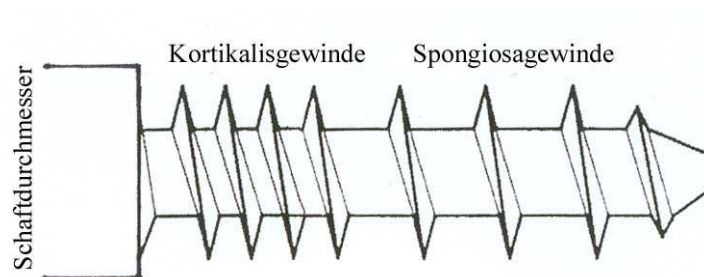


Abbildung 35: Schematische Darstellung einer modifizierten Schanz-Schraube

Hofmann et al. 1985 haben Schanz-Schrauben mit 8 mm Schaftdurchmesser bei unverändertem Gewindedurchmesser von 5 mm im Vergleich zu herkömmlichen 5 mm Pins untersucht. Die Stabilität der modifizierten Schrauben war signifikant höher. Zum einen führt der größere Schaftdurchmesser zu einer besseren Abstützung an der Schraubeneintrittsstelle, zum anderen ist die Biegefestigkeit des Schaftes selbst erhöht. Die Einschraubtiefe ist bei diesen Schrauben durch den Absatz am Gewinde-Schaftübergang limitiert und müßte für die Anwendung am Becken besonders definiert werden. Dabei sollte eine möglichst lange Einschraubtiefe gewählt werden.

Der Absatz am Übergang Gewinde-Schraubenschaft sitzt bei korrekter Montage auf der Kortikalis des Beckenkammes auf. Diese verbreiterte Auflagefläche kann im Vergleich zu den herkömmlichen Schrauben bei Biegemomenten Stabilität bringen. Zudem wird durch den größeren Schaftdurchmesser von 8 mm eine höhere Biegesteifigkeit der Pins erreicht.

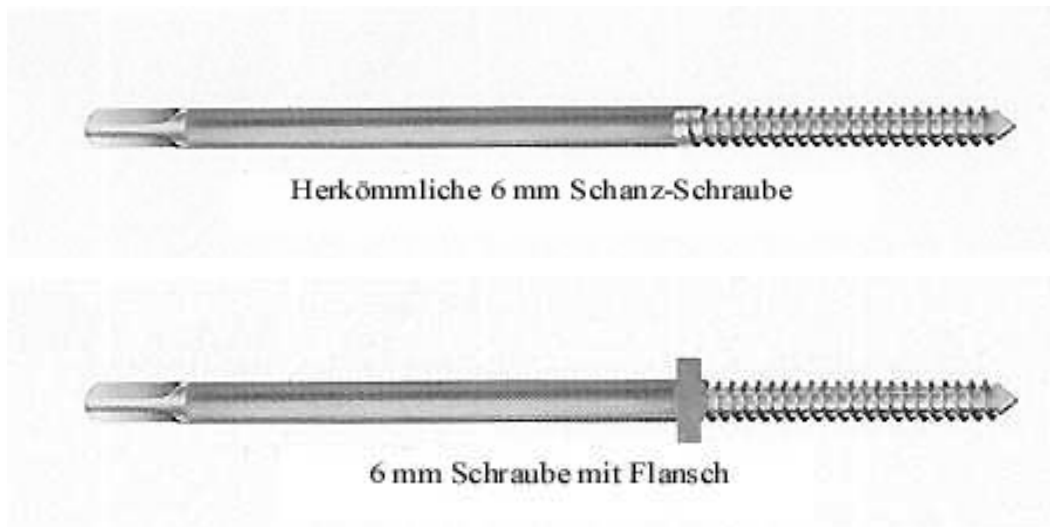


Abbildung 36: Schanz-Schrauben mit und ohne Flansch am Übergang zum Schaft

Oni et al. (1995) untersuchten ebenfalls die Problematik der Biegelast bei Schanz-Schrauben. Dabei haben sie auf den Unterschied zwischen herkömmlichen Knochenschrauben und den Schanz'schen Schrauben hingewiesen. Knochenschrauben haben grundsätzlich die Funktion, Knochen oder Osteosyntheseplatten mittels Kompression zusammenzufügen. Wird der Schraubenkopf an der Platte oder dem Knochen angepresst kommt es zur Kompression. Um dieses Prinzip an der Schanz-Schraube umzusetzen entwickelten Oni et al. (1995) Pins mit einem Flansch oberhalb des Gewindes.

Die Schrauben werden bis zum Anschlag des Flansches eingedreht und haben so einen ähnlichen Effekt wie die Flächenpressung durch den Schraubenkopf normaler Knochenschrauben. Berechnungen dieser Schrauben nach der Finite-Elemente-(Fe)-Methode haben gezeigt, daß die Belastung an der Schrauben-Knochengrenze reduziert wird und sich die Kraft auf eine größere Fläche verteilt. Das wirkt den Biegelasten bei der externen Fixation entgegen.

Dávid et al. (1994) haben versucht eine knöcherne Einheilung der Schanz'schen Schrauben zu erreichen, um so die Knochenresorption an der Schrauben/Knochengrenze zu verhindern. Dazu haben sie AO/ASIF-Schanz-Schrauben mit Hydroxylapatit (HA) und Hydroxylapatit/Silber beschichtet und ihre Haftfestigkeit untersucht. Die so behandelten Pins zeigten bei beiden Beschichtungsverfahren am Schafmodell signifikant niedrigere Lockerungsraten und eine höhere mechanische Festigkeit als die unbeschichteten Schrauben.

Histologisch fand sich an der Übergangszone Schraube/Kortikalis ein direkter Kontakt des Knochens mit der HA-Oberfläche ohne Lysezone. Eine bindegewebige Zwischenschicht wie bei den unbeschichteten Schrauben fehlte. Ein Unterschied der beiden Beschichtungsarten konnte nicht festgestellt werden. Vergleichbare Ergebnisse zeigten die Untersuchungen von Moroni et al. (1998), die ebenfalls einen direkten Knochenkontakt ohne bindegewebige Zwischenschicht an HA-beschichteten Schrauben nachwiesen.

Das Lockerungsverhalten bei oben genannten Untersuchungen wurde nach 2, 4 und 6 Monaten geprüft. Die Ergebnisse erbrachten bei Anwendung von beschichteten Schanz-Schrauben eine höhere mechanische Festigkeit. Inwieweit die initiale Festigkeit mit beschichteten Schrauben verbessert werden kann ist aus diesen Experimenten nicht ableitbar. Bei dieser Studie muß berücksichtigt werden, daß das Stoffwechselverhalten und das Umbauverhalten des Tierknochens von dem der Menschen abweicht. Die Ergebnisse können nur bedingt auf das Lockerungsverhalten der Schanz-Schrauben bei Fixateuren angewendet werden, da die Überprüfung nach 2, 4 und 6 Monaten erfolgte, die Fixateure aber in der Regel nur 6 Wochen belassen werden.

Weitere Versuche zur Festigkeitserhöhung der Pins wurden mit unterschiedlichen Vorspannungen durchgeführt. Mit einer Biegelast wurden die Pins axial vorgespannt. Durch Unterbohren der Kortikalis um 0,1 mm weniger als der Schraubenkerndurchmesser konnte eine radiale Vorspannung erzielt werden (Hyldahl et al., 1991). Die Auswertung zeigte Resorptionszonen an der montagenahen Kortikalis, die durch radiale Vorspannung deutlich verringert waren.

Ungethüm et al. (1983) haben experimentelle Untersuchungen zur Gewindeoptimierung von Knochenschrauben durchgeführt. Als Versuchsmaterial wurde ein mit Phenolharz verpreßtes Baumwollfeingewebe, sogenanntes Hartgewebe verwendet, das vergleichbare Festigkeitswerte wie Humankortikalis zeigt. In den Versuchen wurden Zug- und Druckbelastungen, aber auch die Biegelast an 6 mm Schanz-Schrauben ermittelt.

Eine erhöhte Biegesteifigkeit konnte, aufgrund von reduzierter Flächenpressung, bei einem größeren Gewindekerndurchmesser erreicht werden. Auf Zug- und Druckbelastungen war eine Reduzierung der Gewindesteigung, mit einer größeren Anzahl tragender Gewindeflanken in der Kortikalis von Vorteil, der Kerndurchmesser hatte keinen Einfluß. Als günstiger Gewinde-Flankenwinkel hat sich, unabhängig von der Gewindeform, ein Bereich zwischen 20 und 30° ergeben. Der optimale Vorbohrungsdurchmesser war in dieser Studie 0,2 mm kleiner als der Kerndurchmesser. Durch die Gewindeoptimierung konnte eine höhere Haltekraft von 30 % und ein um 20 % vermindertes Lockerungsverhalten erreicht werden.

Eine Möglichkeit die Biegebelastbarkeit der Schrauben positiv zu beeinflussen besteht durch Kanülierung. Die Pins entsprechen dann Rohren, die im Vergleich zu herkömmlichen Schanz-Schrauben höhere Biegemomente aufnehmen können. Ein positiver Nebeneffekt ist, die Möglichkeit, Schrauben über Kirschnerdrähte zu positionieren. Die K-Drähte werden dazu unter Bildwandlerkontrolle intrakortikal eingebracht.

Die verschiedenen konstruktiven Änderungen an Schanz-Schrauben, die unmittelbarer Kraftträger des Fixateur externe sind, können für sich alleine nur graduelle Verbesserungen hinsichtlich der Stabilität bringen. Trotzdem sollten konstruktiv alle Möglichkeiten zur stabileren Verankerung speziell im Beckenknochen ausgeschöpft werden.

Nach Vécsei (1988) sollte der Pinabstand je Beckenhälfte möglichst groß gewählt und die Pins möglichst körpernah verbunden werden. Der anschließende Aufbau des Fixateurs erfolgt mit groß dimensionierten Rohren, um einen in sich stabilen Rahmen aufzubauen.

Werden Pins als Repositionshilfen verwendet, sollten diese nicht für die Anbringung des Fixateurs verwendet werden da eine Lockerung bereits nach forcierten Repositionsmanövern möglich ist.

6.2 Modifikation der Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991)

Für die Beckenzwinge werden in der Literatur verschiedene Komplikationen genannt, die möglicherweise durch konstruktive Änderungen vermieden werden können.

Schwierigkeiten bereitet die Applikation bei Beckenringfrakturen mit kompletter Instabilität und Translation der Beckenhälften. Der optimale Bereich, in dem die Pins platziert werden sollen ist sehr begrenzt und entspricht der Projektion der Facies auricularis mit ca. 3,5 cm x 2 cm Längs- zu Horizontalachse (Tile und Penal, 1980; Jeffrey et al., 1993). Ein starker Weichteilmantel erschwert die Orientierung zusätzlich. Aus diesem Grund sind Fehlplatzierungen mit Perforation der Ossa ilii und Gefäßschädigungen möglich. Die von Gänsslen et al. (2004) beschriebene Vertiefung im Bereich des Os ileum kann als Orientierungshilfe mit einem stumpfen Instrument palpiert werden. Der Bereich dieser Vertiefung erstreckt sich jedoch weiter nach dorsal, kranial und ventral als die projizierte Fläche der Facies auricularis. Somit kann es auch bei Identifizierung dieser Vertiefung zu Fehlplatzierungen mit Perforation kommen.

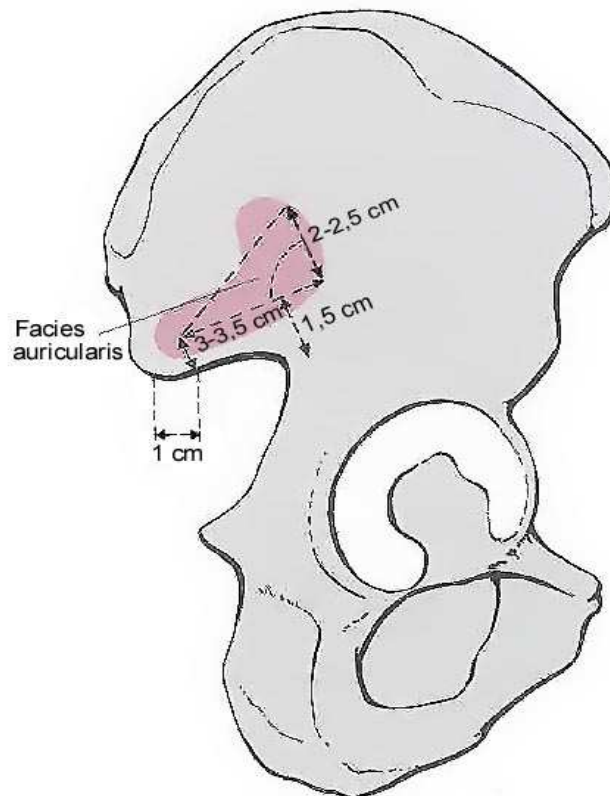


Abbildung 37: Projektion des Iliosakralgelenkes auf die Außenseite des Os ileum nach (Tile und Pennal, 1980)

Betrachtet man das Becken im horizontalen Schnittbild in Höhe der Iliosakralgelenke läßt sich ein Maß bestimmen, das den Pinabstand der Zwinge bei anatomischer Reposition festlegt. Dieses Maß repräsentiert den Abstand der äußeren Kortices im Bereich der Facies auricularis. In der Literatur ist dieser Abstand am Becken nicht beschrieben und müßte durch Vermessen bestimmt werden. Eine computertomographische Bestimmung dieses Maßes wäre denkbar. Aufgrund der bekannten inneren und äußeren Beckenmaße, die sehr konstant sind, kann auch bei oben genanntem Abstandsmaß von einer kleinen Streubreite ausgegangen werden.

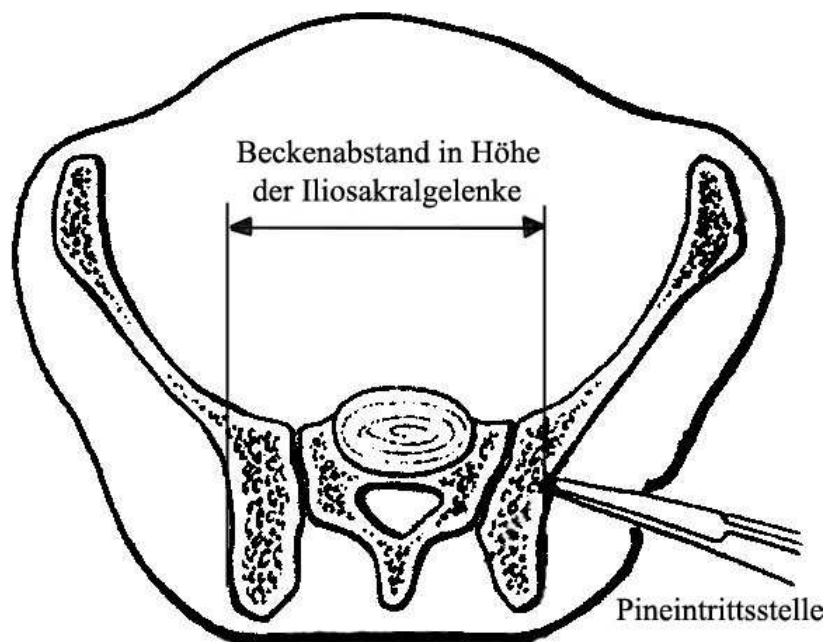


Abbildung 38: Pineintrittsstelle und Beckenabstand in Höhe der Sakroiliakgelenke bei der Beckenzwinge modifiziert nach (Ganz et al., 1991)

Der optimale Pinabstand könnte so mit einer gewissen Toleranz festgelegt werden und wäre ein Hinweis für eine möglichst exakte Reposition.

Zur klinischen Kontrolle des Abstandes müßten sowohl auf der horizontalen Schiene der Beckenzwinge, als auch an den Pins Meßstreifen angebracht werden, die ein Abschätzen ermöglichen. Diese Meßstreifen könnten farblich markiert sein, um eine möglichst schnelle Kontrolle zu gewährleisten. Eine sogenannte Gefahrenzone, die einen zu kleinen oder zu großen Pinabstand festlegt, könnte eine Fehlplatzierung mit Perforation der Beckenschaukeln verhindern.

Alternativ zu den farblichen Markierungen können auf der horizontalen Schiene Bohrungen angebracht werden. In diese Bohrungen, die definierte Abstände haben, sollten dann Stifte eingebracht werden, die den Abstand der Spannarme festlegen. Wenn das Abstandsmaß der Spannarme bekannt ist, muß nur noch die Einschraubtiefe der Pins gemessen werden. Bei den Bohrungen in der horizontalen Schiene würde selbstverständlich eine Materialschwächung eintreten und gegebenenfalls müßte ein größerer Materialquerschnitt gewählt werden.

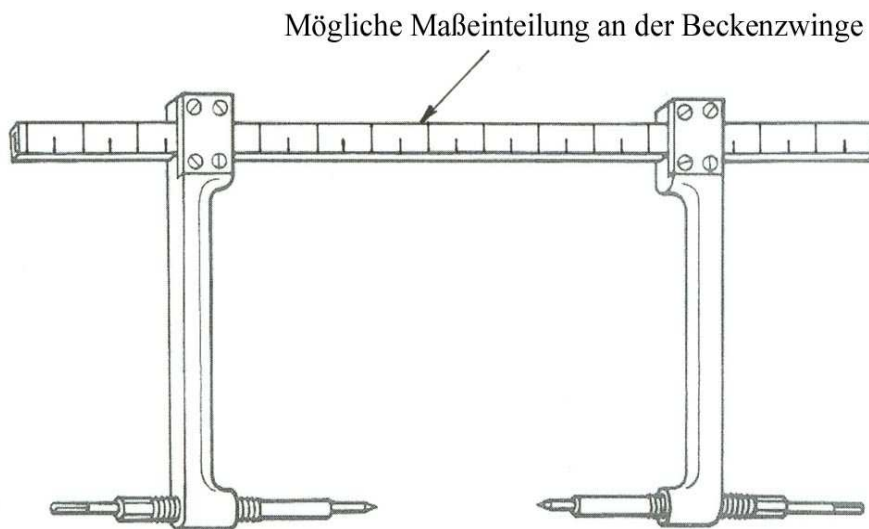


Abbildung 39: Montage der Beckenzwinge modifiziert nach (Ganz et al., 1991)

Ganz et al. (1991) beschreiben bei der Anwendung der Beckenzwinge die Möglichkeit, gleichzeitig einen ventralen Fixateur externe zu montieren. Empfohlen wird dies bei zusätzlichen Blutungen aus dem prävesikalen Bereich.

Bei dieser Form der dorsalen und ventralen Fixation wäre es möglich mit einfachen Klemmbacken eine Verbindung zwischen Beckenzwinge und ventralem Fixateur herzustellen. Diese Verbindung würde die Rahmenkonstruktionen von Beckenzwinge und Fixateur externe mechanisch zu einem Ring zusammenfügen und die Stabilität erhöhen. Der Zugang zum Abdomen könnte durch Demontage der Verbindungselemente jederzeit wieder hergestellt werden.

7 Diskussion

Trotz Zunahme der Beckenfrakturen während der letzten 100 Jahre gehört dieses Trauma eher zu den seltenen Verletzungsformen. Die hohe Komplikationsrate und Letalität bei Beckenringverletzungen war Anlaß einer Vielzahl experimenteller Untersuchungen, die zu einem besseren Verständnis von Pathobiomechanik, Verletzungsschwere und therapeutischer Möglichkeiten geführt haben. Ziel der chirurgischen Behandlung sollte auch bei diesen schweren Verletzungen die Restitutio ad integrum sein.

Eine Klassifikation, die die Schwere der Verletzung beschreibt, als Basis für eine adäquate Behandlung dient und außerdem zum Vergleich der Resultate herangezogen werden kann, gibt es derzeit für die Beckenringverletzungen nicht.

Es wurden viele Versuche unternommen die Beckenfrakturen mit Hilfe der gängigen Klassifikationen orientierend am A-B-C-System der AO einzuteilen. Mit diesem Einteilungsprinzip ist lediglich eine Beurteilung des osteoligamentären Beckenkomplexes möglich. Nachdem erkannt wurde, daß für Prognose und schlüssige Behandlungskonzepte die derzeitigen Klassifikationen nicht ausreichend sind wurden zusätzliche Definitionen, die auch Weichteilschäden und Blutungsschwere berücksichtigen, vorgenommen (Trunkey, 1983; Bone, 1992; Bosch et al., 1992b; Pohlemann et al., 1996c; Ertel et al., 2001; Rommens et al., 2003). Diese ergänzenden Einteilungen werden nicht einheitlich verwendet. Damit bleibt die klinische Anwendbarkeit von Klassifikationen begrenzt, eine wissenschaftliche Vergleichbarkeit der Studien ist kaum möglich.

Prognostisch relevante Risikofaktoren sind der Grad der Instabilität und die Blutungsschwere (Gilliland et al., 1982; Sinnot et al., 1992; Gruen et al., 1994; Ertel et al. 2001; Culemann et al., 2004).

Untersuchungen bezüglich der Blutungslokalisation sind sehr widersprüchlich und daraus resultieren unterschiedliche Behandlungskonzepte (Tile, 1988; Cryer et al., 1988; Poole et al., 1991; Rieger et al., 1991; Wolinsky, 1997).

Auch die Bestimmung des primären Blutverlustes ist problematisch und Vergleiche aus den publizierten Daten sind schwierig. Ein Konzept, zur genaueren Bestimmung von Blutungslokalisierung und Blutungsschwere liegt derzeit nicht vor.

Die Tatsache, daß mehrere Blutungsquellen maßgeblich für die pelvine Massenblutung in Frage kommen hat unterschiedliche Ansätze der Blutungskontrolle hervorgerufen. Relevante Methoden zur Blutstillung in der Beckenetage sind: military antishock trousers (MAST), pneumatischer Notfallgürtel, Embolisation, Fixateur externe, Beckenzwingen oder definitive interne Stabilisierung (Tscherne und Pohlemann, 1996; Seekamp et al., 2004; Dyer und Vrahas, 2005; Gourlay et al., 2005; Krieg et al., 2005; Sadri et al., 2005).

MAST werden in den USA teilweise noch eingesetzt und haben ihre Berechtigung bei langen Transportstrecken zur Blutungskontrolle bei Beckenringverletzungen. Die Frage, welche Erstmaßnahme zur Blutstillung geeigneter ist, die Embolisation oder der Fixateur externe wird noch kontrovers diskutiert (Bassam et al., 1998; Preston et al., 2003; Miller et al., 2003; Sadri et al., 2005).

Stabilisatoren wie Beckenzwinge und Fixateur externe können aufgrund ihrer kurzen Applikationszeit (5-20min) bereits im Schockraum während diagnostischer Maßnahmen montiert werden und verzögern eine Angiographie mit Embolisation unwesentlich. Im deutschen Sprachraum hat sich bei instabilen Beckenringverletzungen und instabiler Kreislaufsituation die Notfallstabilisierung mit Beckenzwinge oder einfach applizierbarem Fixateur externe durchgesetzt. Die Beckenzwinge wird in Notfallalgorithmen zur Primärstabilisierung empfohlen (Pohlemann et al., 1998, Ertel et al., 2001; Gänsslen et al., 2004, Seekamp et al., 2004; Thannheimer et al., 2004; Burkhardt et al., 2005).

Nervenschädigungen nach Beckenringfrakturen bestimmen häufig die Langzeitprognose. Die Frage, ob Nervenläsionen frühzeitig operativ angegangen werden sollten oder ein Abwarten zulässig ist, kann derzeit nicht beantwortet werden (Matta und Saucedo, 1989; Hersche et al., 1993).

Die Therapie der Beckenringverletzungen erfordert, abhängig von der Verletzungsschwere, unterschiedliche Behandlungskonzepte.

Nach wie vor wird die überwiegende Anzahl von Beckenfrakturen konservativ behandelt. In der Literatur sind hohe Komplikationsraten bei konservativer Behandlung instabiler Beckenfrakturen nachgewiesen worden. Aus diesem Grund ist die Stabilität des Beckenringes Voraussetzung für ein konservatives Behandlungsregime (Failing und McGanity, 1992; Gruen et al., 1995; Tile, 1995). Konservativ behandelbar sind demnach Typ-A-Verletzungen sowie Typ-B-Verletzungen, die stabil eingestaucht sind.

Typ-A-Verletzungen können frühfunktionell nach Schmerzmaßgabe behandelt werden. Bei Typ-B-Verletzungen wird eine baldige Mobilisation gegebenenfalls mit Teillastung der verletzten Seite angestrebt.

Das Extensionsverfahren bei Beckenringverletzungen ist in Ausnahmen wie zum Beispiel Inoperabilität indiziert.

Die langwierige Ausbehandlung von instabilen Frakturen mit Kompressionsbehandlung in der Beckenschwebe gilt als obsolet (Pohlemann et al., 1998).

Bei den operativen Stabilisierungstechniken wurde zunächst der äußeren Stabilisation der Vorzug gegeben. Interne Verfahren der Osteosynthese begannen mit Plattenosteosynthesen an der Symphyse und erst später konnten sich auch interne dorsale Stabilisierungstechniken etablieren (Leighton et al., 1991; Tile, 1995). Interne Osteosynthesen gewährleisten eine höhere Stabilität als die externe Fixation und zeigen bessere Resultate mit anatomischer Ausheilung (Lindahl und Hirvensalo, 2005). Die knöchern anatomische Ausheilung ist, wie mehrere Untersuchungen belegen, kein Garant für gute funktionelle Ergebnisse (Culemann und Reilmann, 1997; Dujardin et al., 1998; Rommens et al., 2003). Dies zeigt unter anderem, daß der Beckenring nicht als knöchern statischer Ring betrachtet werden kann, sondern vielmehr als dynamischer Kraftträger verstanden werden muß. Zum Verständnis der Bewegungsdynamik reichen die derzeitigen biomechanischen Modelle nicht aus.

Nachteil der inneren Stabilisierung ist eine zeitaufwendige technisch anspruchsvolle Operation mit zusätzlichem Weichteilschaden. Deshalb können interne Osteosynthesen für die Notfallstabilisierung nur sehr eingeschränkt empfohlen werden. Es sollte nicht die Frage interne Osteosynthese versus externer Fixation gestellt werden. Vielmehr sind Behandlungsabläufe mit Kombination beider Verfahren sinnvoll.

Nachdem als operatives Verfahren zunächst der Fixateur externe einen Fortschritt in der Behandlung von Beckenringverletzungen darstellte, wurden doch auch die Nachteile und Einschränkungen dieser Versorgung erkannt. Probleme bereiteten vor allem Beckenfrakturen mit dorsaler Instabilität, die mit den herkömmlichen Fixateur externe Systemen nicht suffizient stabilisiert werden können.

Auf der Basis von medizinisch-technischer und biomechanischer Grundlagenforschung liegen mittlerweile einige Untersuchungen vor, die experimentell verschiedene Stabilisierungstechniken am Beckenring vergleichen.

Mit den unterschiedlichen Fixateur externe Konstruktionen, die auf dem Markt sind, wurden alle möglichen Untersuchungen vorgenommen, welche Biomechanik, Stabilität und klinische Anwendbarkeit betreffen. Diese Untersuchungen haben den Beweis erbracht, daß der ventral montierte Fixateur externe lediglich bei „Open-book“-Verletzungen mit erhaltener dorsaler Stabilität Belastungsstabilität erreichen kann (Tile, 1984).

In der klinischen Praxis sind die Forschungsergebnisse nur bedingt anwendbar, da die Untersuchungen statisch durchgeführt wurden. Dynamische Messungen des Fixateur externe am Becken in vivo liegen nicht vor.

Neben einfachen Konstruktionen, die die Anforderung einer schnellen atraumatischen Montage erfüllen entstanden aufwendigste Konstruktionen wie die transiliakale Montage nach Mears (1979) oder Vécsei (1988). Diese komplizierten Fixateure, die ventral und dorsal stabilisieren, gewähren zwar nahezu Belastungsstabilität, sind jedoch für die Patienten sehr unkomfortabel, die Lagerung ist schwierig und eine suffiziente Pflege nur schwer durchführbar. Somit werden diese Systeme den klinischen Anforderungen nicht gerecht. Damit wird die Schwierigkeit deutlich, der Komplexität von instabilen Beckenringverletzungen durch äußere Spanner Rechnung zu tragen.

Mit dem Fixateur externe nach Egbers et al. (1992) wurde eine biomechanisch überlegene ventrale Montage vorgestellt, mit der größere Kompression auf den dorsalen Beckenring ausgeübt werden kann. Nachteilig war bisher die lange Applikationszeit die im Durchschnitt 47,3 min betrug (Rieger et al., 1994). Die Konstruktion wird mittlerweile als sogenannter „biologisch dynamischer Bügelfixateur“ vertrieben und soll laut

Hersteller schneller zu montieren sein. Klinische Daten für diesen Fixateur liegen bisher nicht vor.

Die Frage einer besseren Kraftübertragung des ventral montierten Fixateur externe führte zu Untersuchungen mit unterschiedlichen Schraubendurchmessern, Schraubenanzahl und zu neuen Möglichkeiten der Schraubenplatzierung im Beckenkamm. Während die Schanz-Schrauben in den frühen Montageformen im vorderen Anteil der Crista iliaca eingebracht wurden hat sich die supraacetabuläre Schraubenplatzierung nahezu vollständig durchgesetzt. Eine stabilere Verankerung, als auch eine bessere Kraftverteilung im dorsalen Beckenbereich konnte nachgewiesen werden (Vécsei, 1988; Nordeen et al., 1993; Egbers et al., 1997).

Hinsichtlich der Anzahl und Dimensionierung der Schrauben zeigte sich, daß ein möglichst großer Pindurchmesser und mehrere Pins, mit möglichst großem Abstand zueinander gewählt werden sollten. Die anatomischen Bedingungen am Becken limitieren Anzahl, Durchmesser und Abstände der Pins. Als Standard werden mehrheitlich 5-6 mm Pins eingesetzt. Die Anzahl schwankt zwischen 1-3 Pins pro Hemipelvis.

Biomechanische Betrachtungen der instabilen Beckenringfraktur führen zwangsläufig zu der Überlegung einer direkten dorsalen Stabilisierung. Für die interne Osteosynthese gibt es mittlerweile mehrere etablierte Verfahren (Culemann et al., 2004). Externe dorsale Fixation wurde klinisch von Remiger et al. (1994) in Verbindung mit einem ventralen Fixateur externe eingesetzt. Der hohe pflegerische Aufwand mit problematischer Lagerung der Patienten beschränkt dieses Verfahren derzeit auf Einzelfälle.

Mit der Beckenzwinge nach Ganz et al. (1991) und der ACE-Clamp nach Browner (1994) wurden weitere Konstruktionen zur direkten dorsalen Kompression vorgestellt. Beide Systeme sind für den notfallmäßigen Einsatz konzipiert. Obwohl die Methode der direkten dorsalen Kompression schon bereits 1964 von Richter mit dem Beckenkompressionsbügel vorgestellt wurde, stellte die Ganz'sche Zwinge eine Innovation dar und unterscheidet sich von den herkömmlichen Fixateur externe Systemen grundlegend. Aus

biomechanischen Gesichtspunkten sind die Beckenzwingen, der ventralen Fixateur externe Montage, bei dorsaler Beckeninstabilität überlegen. Als weiterer Vorteil gilt der nahezu uneingeschränkte Zugang zum Abdomen für weitere Diagnostik oder gegebenenfalls zur Laparotomie.

Die klinischen Ergebnisse der Beckenzwingen sind nicht unumstritten. Ein direkter Nachweis der Blutungskontrolle bei hämodynamisch instabilen Patienten durch prospektive Untersuchungen, kann, schon aus ethischen Gründen, nicht erbracht werden. So stützen sich die Untersuchungen unter anderem auf den Verbrauch von Blutkonserven nach Applikation der Beckenzwinge (Heini et al., 1996). Außerdem gibt es eine Vielzahl klinischer Beobachtungen hinsichtlich der Kreislaufstabilisierung nach erfolgter Zwingenmontage (Tiemann et al., 2004; Burkhardt et al., 2005). Eine kurze Applikationszeit (ca. 5-20 Minuten) und einfache Handhabung wird von Ganz et al. (1991) propagiert. Während die kurze Montagezeit allgemein anerkannt ist, wird vor einfacher Handhabung mehrfach gewarnt und durch aufgetretene Komplikationen erläutert (Pohlemann et al., 1996c; Bartlett et al., 1997; Kregor und Routt, 1999; Biffl et al., 2001).

Eine günstigere Montage bietet die Ganz-Zwinge gegenüber der ACE-Clamp durch konstruktiv vorgegebene parallele Pinausrichtung (Schütz et al., 1996).

Bei einer kritischen Diskussion über den Stellenwert externer Fixationssysteme bei Beckenringfrakturen sind folgende Indikationen mehrheitlich anerkannt:

- 1) Notfallversorgung bei instabilen Frakturen einschließlich offenen Frakturen
- 2) Definitive Versorgung von Typ-B-Verletzungen, mit transpubischer Instabilität (vor allem Außenrotationsverletzungen)
- 3) In Kombination mit interner Stabilisierung des hinteren Beckenringes zur Versorgung vorderer transpubischer Instabilitäten

Komplikationen bei externer Fixation sind teilweise systemimmanent und können deshalb nicht gänzlich vermieden werden. Zudem sind Beckenringfrakturen seltene Verletzungen und nur wenigen Chirurgen ist es vorbehalten auf größere, eigene Erfahrungen der osteosynthetischen Versorgung zurückzugreifen. Komplikationen lassen sich erst vermeiden wenn die Behandlungsrisiken bekannt sind. Primäres Ziel bei der Behand-

lung von instabilen Beckenringverletzungen muß sein, das Überleben schwerstverletzter Patienten zu sichern. Dabei sollen die technischen Möglichkeiten voll ausgeschöpft werden und den Operateuren die verschiedenen Osteosyntheseverfahren geläufig sein. Iatrogen verursachte Komplikationen müssen auf ein Minimum reduziert werden. Dazu ist ein Training am Präparat mit Anwendung der üblichen Verfahren dienlich, obwohl die Simulation der komplexen Beckenringverletzungen sicher nicht der tatsächlichen klinischen Realität entsprechen kann.

Essentiell ist ein standardisiertes Vorgehen bei der Notfallversorgung. Noch gibt es kein allseits anerkanntes Therapiekonzept, es zeigt sich jedoch eine Übereinstimmung bezüglich der Dringlichkeit der operativen Versorgung von komplexen Beckenverletzungen (Meighan et al., 1998; Thannheimer et al., 2004; Smith et al., 2005).

Die Wertigkeit der einzelnen Behandlungskonzepte läßt sich anhand der Literatur nicht abschließend beurteilen. Grund dafür sind die unterschiedlichsten Ansätze der experimentellen Untersuchungen sowie fehlende vergleichbare Daten bezüglich der Verletzungsschwere. Ferner kann die geringe Anzahl der Beckenringverletzungen bei unterschiedlichen Behandlungsstrategien keine statistisch validen Ergebnisse liefern (Heini et al., 1996). Die Anwendung von Notfallstabilisierungssystemen sollte in den entsprechenden Traumazentren trainiert werden (Meighan et al., 1998).

Die eigenen Vorschläge zur Optimierung bestehender äußerer Stabilisatoren machen deutlich, daß die Verfahren technisch noch weiterentwickelt werden können.

Dazu bedarf es weiterer Untersuchungen, die nur am Modell durchgeführt werden können. Ziel nachfolgender Studien sollte eine möglichst realitätsnahe Simulation der Beckenringverletzung sein.

Zusammengefaßt konnte anhand der Literatur gezeigt werden, daß bei der Behandlung von Beckenringverletzungen trotz intensiver Untersuchungen noch viele Fragen offen bleiben. Die verwirrende Vielzahl von Behandlungsvorschlägen zur Beckenringstabilisierung wird weiterhin einer ständigen Diskussion unterliegen.

Obwohl die Möglichkeiten der chirurgischen Intervention optimiert wurden, verbleibt eine nicht unerhebliche Anzahl von Patienten mit fortbestehenden Behinderungen, die eine soziale und berufliche Reintegration erschweren.

8 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde anhand umfangreicher Literatur die Problematik bei der Versorgung von Beckenringverletzungen aufgezeigt und die Anwendung externer Fixationssysteme kritisch analysiert. Die Versorgung von Schwerstverletzten, mit Beckenringfrakturen und hämodynamisch instabiler Kreislaufsituation, fand besondere Berücksichtigung.

Es konnten die früheren Versorgungsmöglichkeiten bei Beckenringverletzungen, die Entwicklung von unterschiedlichen Therapieformen und die aktuellen Behandlungsstrategien dargestellt werden. Eine Vielzahl der bisher angewendeten externen Fixationssysteme wurden beschrieben, anhand von Bildmaterial erläutert und die Vor- und Nachteile der einzelnen Konstruktionen diskutiert. In den vorliegenden Studien zur Belastbarkeit der unterschiedlichen externen Fixateure wurden die Ergebnisse kritisch betrachtet.

Die Indikation für die äußere Stabilisation am Becken wurde anhand von Beispielen erläutert und spezifische Komplikationen bei Verwendung externer Fixationssysteme beschrieben. Dabei konnte aufgezeigt werden, daß der Schraubenverankerung im Beckenkamm, zur Befestigung von äußeren Spannern, eine besondere Bedeutung zukommt.

Konstruktionsänderungen an Schanz'schen Schrauben zur Festigkeitserhöhung und für eine bessere Knochenverankerung wurden aufgezeigt, Vorschläge für eine erleichterte Schraubenapplikation gemacht. Praktikable Änderungsmöglichkeiten für eine sicherere Anwendung der Beckenzwinde konnten beschrieben werden.

In der Arbeit konnte gezeigt werden, daß weiterhin kontroverse Behandlungskonzepte für die Versorgung schwerer Beckenringfrakturen bestehen und die Anwendung externer Fixationssysteme nicht einheitlich empfohlen werden. Auch die Behandlungsergebnisse waren, in der vorliegenden Literatur sehr unterschiedlich.

Aufgrund fehlender prospektiv randomisierter Studien für die Behandlung von schweren Beckenringfrakturen können keine wissenschaftlich eindeutig nachgewiesene Therapieempfehlungen gemacht werden.

Die Literaturarbeit konnte zeigen, daß weitere Entwicklungen bei der Versorgung von schweren Beckenringfrakturen notwendig und möglich sind. Folgende Studien sollten standardisiert erfolgen um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

9 Abkürzungen und Bezeichnungen

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ARDS	Acute respiratory distress syndrom
BMI	Body mass index
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
HA	Hydroxylapatit
MAST	Military antishock trousers
MOV	Multiorganversagen
ORIF	Open reduction and internal fixation
PASG	Pneumatic antishock gourment
PTS	Polytraumaschlüssel
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SIPS	Spina iliaca posterior superior

10 Literaturverzeichnis

- 1) AGNEW S.G.:
Hemodynamically unstable pelvic fractures
Orthop Clin North Am **25** (1994), 715-721
- 2) AHLERS J., MARBERGER H., WALDE H.J., WILBERT D.:
Osteosynthesen bei Mitverletzungen des Urogenitaltraktes.
Akt Traumatol **7** (1977), 259-268
- 3) AHLERS J., SCHWEIKERT C-H., SCHWARZKOPF W.:
Ergebnisse nach Symphysensprengungen und Iliosacralgelenksluxationen.
Hft Unfallheilk **140** (1979), 249-258
- 4) ARSDALEN van K.N., WEIN A.J., HANNO P.M., MALLOY T.R.:
Erectile failure following pelvic trauma: a review of pathophysiology, evaluation
and management, with particular reference to penile prosthesis.
J Trauma **24** (1984), 579-585
- 5) ASCHE G.:
Wege der Osteosynthese mit dem Fixateur Externe.
Howmedica: Schriften zur Traumatologie
2. Freudenstädter Fixateur Externe Symposium 6/7 Okt: (1989)
- 6) BANDHAUER K., HASSLER H.:
Die Verletzungen der Urogenitalorgane.
Chirurg **60** (1989), 649-656
- 7) 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** (1997), 540-542
- 8) BASSAM D., CEPHAS G.A., FERGUSON K.A., BEARD L.N., YOUNG J.S.:
A protocol for the initial management of unstable pelvic fractures.
Am Surg **64(9)** (1998), 862-867
- 9) BÄUMER F., GAY B., MARKERT U., IMHOF M.:
Problematik und Häufigkeit abdominoperinealer Pfählungsverletzungen.
Unfallchirurg **93** (1990), 212-215
- 10) BEASON D., DAKIN G., LOPEZ R., ALONSO J., BANDAK F., EBERHARDT A.:
Bone mineral density correlates with fracture load in experimental side impacts of the
pelvis
J Biomech **36** (2003), 219-227

-
- 11) BELL A., SMITH R., BROWN T., NEPOLA J.:
Comperative study of the Orthofix and Pittsburgh frames for external fixation of unstable pelvic ring fractures.
J Orthop Trauma **2** (1988), 130-138
 - 12) BEN-MENACHEM Y., COLDWELL D.M., YOUNG J.W.R.,
BURGESS A.R.:
Hemorrhage associated with pelvic fractures: causes, diagnosis and emergent management.
Am J Roentg **157** (1991), 1005-1014
 - 13) BENNINGHOFF
Anatomie Bd 1
Urban & Schwarzenberg, München (1994)
 - 14) BERGMANN G.:
In vivo Messung der Belastung von Hüftimplantaten.
Habilitationsschrift Freie Universität Berlin
Köster, Berlin (1997)
 - 15) BERNER W., OESTERN H-J., SORGE J.:
Ligamentäre Beckenringverletzungen - Behandlung und Spätergebnisse.
Unfallheilk **85** (1982) 377-387
 - 16) BICHLER K-H., FLÜCHTER S.H.:
Zur Problematik der Harnröhrenruptur bei Beckenfrakturen.
Unfallheilk **82** (1979), 477-484
 - 17) BIFFL W., SMITH W., MOORE E., GONZALEZ R., MORGAN S., HENNESSEY T.,
OFFNER P., RAY C., FRANCIOSE R., BURCH J.:
Evolution of a Multidisciplinary Clinical Pathway for the Management of Unstable Patients With Pelvic Fractures
Ann Surg **233** (2001), 843-850
 - 18) BLOCK W.:
Drahtextension am Beckenkamm.
Dtsch Zeitschr f Chirurg **160** (1921), 411-412
 - 19) BÖHLER J.:
Bilanz der konservativen und operativen Knochenbruchbehandlung – Becken und Wirbelsäule.
Chirurg **54** (1983), 241-247
 - 20) BÖHLER L.:
Die Technik der Knochenbruchbehandlung.
Wilhelm Maudrich, Wien, München, Bern (1954), 513-527

- 21) BONE L.:
Emergency treatment of the injured patient.
In: Skeletal Trauma, BROWNER B.: (Eds) Saunders, Philadelphia
(1992), 127-145

- 22) BONNEL F.:
Biomechanische Betrachtungen über Beckenverletzungen und die Anwendung des
Fixateur Externe bei Zerreißen der Symphyse und des Sakroiliakalgelenkes.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 161-163

- 23) BOSCH U., POHLEMANN T., HAAS N., TSCHERNE H.:
Klassifikation und Management des komplexen Beckentraumas.
Unfallchirurg **95** (1992b), 189-196

- 24) BOSCH U., POHLEMANN T., TSCHERNE H.:
Strategie bei der Primärversorgung von Beckenverletzungen.
Orthopäde **21** (1992a), 386

- 25) BRENNEMANN F., KATYAL D., BOULANGER B., TILE M., REDELMEIER D.:
Long-term outcomes in open pelvic fractures.
J Trauma **49** (1997), 773-777

- 26) BROWN TD., STONE JP., SCHUSTER JH., MEARS DC.:
External fixation of unstable pelvic ring fractures: Comparative rigidity of some
current frame configurations.
Med Biol Eng Comp **20** (1982), 727-733

- 27) BROWNER B.:
The use of the pelvic stabilizer in the emergency management of pelvic ring
disruptions for the control of associated hemorrhage.
In: Surgery of the pelvis and acetabulum – The second international consensus,
Pittsburgh (1994), Kongreßband 21-27

- 28) BUCHOLZ R.W.:
The pathological anatomy of Malgaigne fracture-dislocations of the pelvis.
J Bone Joint Surg **63-A** (1981), 400-404

- 29) BUCKLE R., BROWNER B., MORANDI M.:
Evaluation of an external fixation device for emergent reduction and stabilization of
displaced pelvic fractures associated with massive hemorrhage.
In: Surgery of the acetabulum - An international consensus,
Kongreßband, Pittsburgh (1992), 53

- 30) BUCKLEY S.L., BURKUS K.J.:
Computerized axial tomography of pelvic ring fractures.
J Trauma **27** (1987), 496-502

-
- 31) BÜHREN V., MARZI I., TRENTZ O.:
Indikation und Technik des Fixateur Externe in der Akutversorgung von Polytraumen.
Zentbl Chir **115** (1990), 581-591
- 32) BURGESS A.R., EASTRIDGE B.J., YOUNG J.W., ELLISON S.T.,
ELLISON S.P. jr., POKA A., BATHON H.G., BRUMBACK R.J.:
Pelvic ring disruptions: effective classification system and treatment protocols.
J Trauma **30** (1990), 848-856
- 33) BURKHARDT M., CULEMANN U., SEEKAMP A., POHLEMANN T.:
Strategies for surgical treatment of multiple trauma including pelvic fracture. Review of
the literature
Unfallchirurg **108** (2005), 812, 814-820
- 34) CERVA S., MIRVIS S., SHANMUGANATHAN K., PAIS S.:
Detection of bleeding in patients with major pelvic fractures: value of
contrast –enhanced CT.
Am J Roentg **166** (1996), 131-135
- 35) CHAO E.Y.S.:
Forces and motion in normal pelvis.
In: Surgery of the pelvis and acetabulum - An international consensus,
Pittsburgh, Kongreßband (1992), 84
- 36) COHEN M.A., SADLER A.H.:
Treatment of pelvic fractures and associated dislocations.
Orthop Rev **15** (1986), 142-153
- 37) CRYER H.M., MILLER F.B., EVERS M. B., ROUBEN L.R., SELIGSON D.L.:
Pelvic fracture classification: correlation with hemorrhage.
J Trauma **28** (1988), 973-980
- 38) CULAMANN U., REILMANN H.:
Verletzungen des Beckens.
Unfallchirurg **100** (1997), 487-496
- 39) CULEMANN U., TOSOUNIDIS G., REILMANN H., POHLEMANN T. :
Injury to the pelvic ring. Diagnosis and current possibilities for treatment
Unfallchirurg **107** (2004), 1169-1181
- 40) DAHNERS L.E., JACOBS R.R., MCKENZIE E.B., GILBERT J.A.:
Biomechanical studies of an anterior pelvic external fixation frame intended for
control of vertical shear fractures.
South Med J **79** (1986), 815-817
- 41) DAVID A., POMMER A., EITENMÜLLER J., MUHR G., HAHN M.P.:
Tierexperimentelle Untersuchung zur Haftfestigkeit von Hydroxylapatit-
beschichteten AO/ASIF-Schanz-Schrauben für den Fixateur externe.
Unfallchirurg **97** (1994), 391-398

- 42) DAVIDSON BS., SIMMONS GT., WILLIAMSON PR., BUERK CA.:
Pelvic fractures associated with open perineal wounds: a survival injury.
J Trauma **35** (1993), 36-39
- 43) DE BASTIANI G., ALDEGHERI R., RENZI BRIVIO L.:
The treatment of fractures with a dynamic axial fixator.
J Bone Joint Surg **66 B** (1984), 538-545
- 44) DENCK H., ENDER H.G., JONAS M.:
Gefäßverletzungen bei Beckenbrüchen und ihre Behandlung.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 170-173
- 45) DENIS F., DAVIS S., COMFORT T.:
Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases.
Clin Orthop **227** (1988), 67-81
- 46) DRAIJER F., EGBERS H-J., HAVEMANN D., ZIMMERMANN M.:
Nachuntersuchungsergebnisse konservativ und operativ behandelter
Beckenringverletzungen im Rahmen einer prospektiven Studie.
Unfallchirurg **98** (1995), 355-360
- 47) DRAIJER F.:
Urologische und neurologische Langzeitfolgen bei Beckenverletzungen.
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996)
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 48) DUJARDIN F.H., HOSSENBACCUS M., DUPARC F., BIGA N.,
THOMINE J.M.:
Long-term functional prognosis of posterior injuries in high-energy pelvic
disruptions.
J Trauma **12** (1998), 145-151
- 49) DUWELIUS P.J., VAN ALLEN M., BRAY T.J., NELSON D.:
Computed tomography-guided fixation of unstable posterior pelvic ring
disruptions.
J Trauma **6** (1992), 420-426
- 50) DYER G., VRAHAS M.:
Review of the pathophysiology and acute management of haemorrhage in pelvic
fracture.
Injury **22** (2005), 20-23
- 51) EASTRIDGE B., STARR A., MINEI J., O'KEEFE G.:
The Importance of Fracture Pattern in Guiding Therapeutic Decision-Making in Patients
with Hemorrhagic Shock and Pelvic Ring Disruptions
J Trauma **53** (2002), 446-451

-
- 52) ECKERT P., JUNGBLUTH K.H., STRAATEN G., DOEHN G.,
WAGENKNECHT L.:
Retroperitoneales Hämatom des Mehrfachverletzten.
Akt Chir **11** (1976), 389
- 53) EGBERS H.:
Indikation und Praxis der konservativen Verfahren und der äußeren Fixation.
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996), 32-36
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 54) EGBERS H.-J., RIEGER H.: (Eds)
Die äußere Stabilisierung des Beckens.
Hans Marseille GmbH, München (1997a)
- 55) EGBERS H.-J., SIEBELS W., STEINHAUSER E.:
Biomechanische Untersuchungen zur externen Fixation am Becken.
In: EGBERS H.-J., RIEGER H.: (Eds) Die äußere Stabilisierung des Beckens.
Hans Marseille GmbH, München (1997b), 63-78
- 56) EGBERS H.-J., DRAIJER F.:
Die äußere Stabilisierung der Beckenfraktur von der Beckenschwebe zum
Beckenfixateur.
In: EGBERS H.-J., RIEGER H.: (Eds) Die äußere Stabilisierung des Beckens.
Hans Marseille GmbH, München (1997a), 53-62
- 57) EGBERS H.-J., DRAJER F., HAVEMANN D., ZENKER W.:
Stabilisierung des Beckenrings mit dem Fixateur externe. Biomechanische
Untersuchungen und klinische Erfahrungen.
Orthopäde **21** (1992), 363-372
- 58) EGBERS H.-J., HAVEMANN D., NISSEN R., STRIEPLING E.:
Die Behandlung von Beckenringfrakturen mit dem Fixateur externe.
Hft Unfallheilk **200** (1988), 682
- 59) EGBERS H.-J., HAVEMANN D., SCHROEDER L., BÖHMER H.:
Indikationen für die äußere Stabilisierung von Beckenringfrakturen.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 292-293
- 60) EGBERS H.-J., HAVEMANN D., SCHROEDER L.:
Vor- und Nachteile der externen Fixation bei Beckenringfrakturen.
Langenbecks Arch Chir **361** (1983), 761
- 61) EGBERS H.-J., HAVEMANN D.:
Äußere Fixation des instabilen Beckenringes.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 610-611

-
- 62) EID K., KEEL M., KELLER A., ERTEL W., TRENTZ O.:
Influence of sacral fracture on the long-term outcome of pelvic ring injuries
Unfallchirurg **108** (2005), 35-36, 38-42
- 63) ELLISON M., TIMBERLAKE G.A., KERSTEIN M.D.:
Impotence following pelvic fracture.
J Trauma **28** (1988), 695-696
- 64) ERTEL W., KEEL M., EID K., PLATZ A., TRENTZ O.:
Control of Severe Hemorrhage Using C-Clamp and Pelvic Packing in Multiply Injured
Patients With Pelvic Ring Disruption
J Orthop Trauma **15** (2001), 468-474
- 65) EULER E., BETZ A., SCHWEIBERER.:
Diagnostik, Klassifikation und Indikation zur operativen Therapie von
Beckenringfrakturen.
Orthopäde **21** (1992), 354-362
- 66) EULER E.:
Das Becken: Anatomie, Biomechanik, Frakturversorgung und
Tumorprothetik
Hefte zur Zeitschrift „Der Unfallchirurg“ **250** (1996), 1-4
- 67) EVERS B.M., CRYER H.M., MILLER F.B.:
Pelvic fracture hemorrhage. Priorities in management.
Arch Surg **124** (1989), 422-425
- 68) EYSSEL M., WEISS H., TOWFIGH H.:
Diagnostik und Therapie abdominopelviner Organverletzungen bei
Beckenfrakturen Mehrfachverletzter.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 265-266
- 69) FAILINGER M.S., McGANITY P. L.:
Current concepts review. Unstable fractures of the pelvic ring.
J Bone Joint Surg **74-A** (1992), 781-791
- 70) FELANDA M.R., DITTEL K.-K.:
Instabile Beckenringverletzungen Klassifikation - Behandlungsstrategie.
Akt Traumatol **23** (1993), 263-271
- 71) FELDKAMP G., KREBS H., SCHÄFERS W.:
Beckenringbrüche und ihre Komplikationen.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 200-202
- 72) FLEISCHER G., KALLIERIS D., KÄPPNER R., SCHMIDT G.:
Zur quantitativen Traumatomechanik der Beckenfraktur.
Unfallchirurg **98** (1995), 398-405

-
- 73) FLOTH H., KUDERNA H.:
Die urologischen Komplikationen der Beckenfrakturen, Diagnose, Therapie und Ergebnisse.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 189-193
- 74) FRÖHLICH P., BARNBECK F.:
Fixateur externe am Becken – Indikation, Montage und Ergebnisse.
Zentbl Chir **112** (1987), 1501-1507
- 75) GÄNSSLEN A., KRETTEK C., POHLEMANN T.:
Die temporäre Stabilisierung des Beckenringes mit der sog. Notfallbeckenzwinge
Operat Orthop Traumatol **16** (2004), 192-204
- 76) GÄNSSLEN A.:
Epidemiology of pelvic ring injuries.
Injury Suppl 1 **27** (1996), 13-20
- 77) GANZ R., KRUSHELL R., JAKOB R., KÜFFER J.:
The antishock pelvic clamp.
Clin Orthop **267** (1991), 71-78
- 78) GARCIÀ J., DOBLARÈ M.:
Three-Dimensional Finite Element Analysis of Several Internal and External Pelvis Fixations
J Biomech Eng **122** (2000), 516-522
- 79) GERTZBEIN S.D., CHENOWETH D.R.:
Occult injuries of the pelvic ring
Clin Orthop **128** (1977), 202
- 80) GHANAYEM A.J., STOVER M.D., BELLON E., WILBER J.H.:
Comparison between the single pin external fixator and pelvic clamps in reducing pelvic volume in unstable pelvic fractures.
In: Surgery of the pelvis and acetabulum – The second international consensus, Pittsburgh (1994), Kongreßband S 44
- 81) GIBBONS K.J., SOLONUİK D.S., RAZAK N.:
Neurological injury and patterns of sacral fractures.
J Neurosurg **72** (1990), 889-893
- 82) GILLILAND M., WARD R., BARTON R., MILLER P., DUKE J.:
Factors affecting mortality in pelvic fractures.
J Trauma **22** (1982), 691-693
- 83) GOKCEN E., BURGESS A., SIEGEL J., MASON-GONZALES S., DISCHINGER P., HO S.M.:
Pelvic fracture mechanism of injury in vehicular trauma patients.
J Trauma **36** (1994), 789-796

-
- 84) GOURLAY D., HOFFER E., ROUTT M., BULGER E.:
Pelvic angiography for recurrent traumatic pelvic arterial hemorrhage
J Trauma **59** (2005), 1173-1174
- 85) GRIGGS S., KULENOVIC E., SELIGSON D.:
Malgaigne's fracture: the Larrey variant – a case report.
J Trauma **31** (1991), 1553-1554
- 86) GRUEN G.S., LEIT M.E., GRUEN R.J., GARRISON H.G.,
AUBLE T.E., PEITZMAN A.B.:
Functional outcome of patients with unstable pelvic ring fractures stabilized with
Open reduction and internal fixation.
J Trauma **39** (1995), 838-844
- 87) GRUEN G.S., LEIT M.E., GRUEN R.J., PEITZMAN A.B.:
The acute management of hemodynamically unstable multiple trauma patients with
pelvic ring fractures.
J Trauma **36** (1994), 706-713
- 88) GYLLING S., WARD R, HOLCRAFT J., BRAY T., CHAPMANN M.:
Immediate external fixation of unstable pelvic fractures.
Am J Surg **150** (1985), 721-724
- 89) HALSEY D., FLEMING B., POPE M., KRAG M., KRISTIANSSEN T.:
External fixator pin design.
Clin Orthop **278** (1992), 305-312
- 90) HANSON P.B., MILNE J.C., CHAPMAN M.W.:
Open fractures of the pelvis. Review of 43 cases.
J Bone Joint Surg **73-B** (1991), 325-329
- 91) HARTUNG R.:
Weichteilverletzungen des Retroperitoneums, der Nieren und ableitenden
Harnwege.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 512-518
- 92) HARWOOD P., GROTZ M., EARDLEY I., GIANNOUDIS P.:
Erectile dysfunction after fracture of the pelvis
J Bone Joint Surg Br. **87** (2005), 281-290
- 93) HAVEMANN D., SCHROEDER L.:
Stabilisierung von Beckenfrakturen mit dem Fixateur externe.
Hft Unfallheilk **148** (1980), 538-541
- 94) HAVEMANN D., SCHROEDER L.:
Behandlung von Beckenfrakturen mit dem Fixateur externe.
Akt. Traumatologie **12** (1982), 83-85

-
- 95) HEINI P.F., WIIT J., GANZ R.:
The pelvic C-clamp for the emergency treatment of unstable pelvic ring injuries. A report on clinical experience of 30 cases.
Injury Suppl 1 **27** (1996), 38-45
- 96) HENDERSON R.C.:
The long-term results of nonoperatively treated major pelvic disruptions.
J Trauma **3/1** (1989), 41-47
- 97) HENNING F., KIRSCH N., KLEIN P.:
Erektile Dysfunktion nach Beckenfrakturen und Beckentraumen.
Langenbecks Arch Surg **374** (1989), 329-333
- 98) HENRY S., POLLAK A., JONES A., BOSWELL S., SCALEA T.:
Pelvic Fracture in Geriatric Patients: A Distinct Clinical Entity
J Trauma **53** (2002), 15-20
- 99) HERSCHE O., ISLER B., AEBI M.:
Verlauf und Prognose von neurologischen Ausfällen nach Beckenringfrakturen mit Beteiligung des Os sakrum und/oder Iliosakralgelenks.
Unfallchirurg **96** (1993), 311-318
- 100) HOFFMANN R.:
Ostéotaxis, ostéosynthèse externe par fiches et rotules.
Acta Chir Scand **107** (1954), 72-88
- 101) HOFMANN D., BURGER H., REHM K.E., STEINER A., HENNEKING K.:
Modifizierte Schanzsche Schrauben für den Fixateur externe.
Unfallchirurgie **11** (1985), 107-110
- 102) HOFMANN G., BREDOW J.:
Spätergebnisse der Beckenringverletzungen - Behandlung mit dem Fixateur externe.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 612-619
- 103) HÖLTING Th., RUF W., BUHR H., TELLER P., KRETZSCHMAR U.:
Lebensbedrohliche Blutungen bei Beckenfrakturen polytraumatisierter Patienten.
Chirurg **59** (1988), 547-551
- 104) HUITTINEN V-M., SLÄTIS P.:
Postmortem angiography and dissection of the hypogastric artery in pelvic fractures.
Surgery **73** (1973), 454-462,
- 105) HUITTINEN V-M.:
Lumbosacral nerve injury in fracture of the pelvis.
Acta Chir Scand Suppl **429** (1972), 1-43
- 106) HUPEL T.M., McKEE M.D., WADDELL J.P., SCHEMITSCH E.H.:
Primary external fixation of rotationally unstable pelvic fractures in obese patients.
J Trauma **45** (1998), 111-115

- 107) HYLDAHL C., PEARSON S., TEPIC S., PERREN S.M.:
Induction and prevention of pin loosening in external fixation: an in vivo study on sheep tibiae.
J Trauma **5** (1991), 485-492
- 108) ISLER B., GANZ R.:
Klassifikation der Beckenringverletzungen.
Unfallchirurg **93** (1990), 289-302
- 109) JOHN T., ERTEL W.:
Pelvic injuries in the polytraumatized patient
Orthopäde **205** (2005), 917-930
- 110) JONAS M., WRUHS O.:
Verletzungen des Brust- und Bauchraumes bei Beckenbrüchen.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 177-181
- 111) JUDET R., JUDET J., LETOURNEL E.:
Fractures of the acetabulum: Classification and surgical approaches for open reduction.
Preliminary report.
J Bone Joint Surg **46A** (1964), 1615-1646, 1675
- 112) JUNGBLUTH K.H. HULAND H.:
Becken und Harnorgane aus chirurgischer und urologischer Sicht.
Langenbecks Arch Surg **364** (1984), 95-101
- 113) KARAHARJU E.O., SLÄTIS P.:
External fixation of double vertical pelvic fractures with a trapezoid compression frame.
Injury **10** (1978), 142-145
- 114) KELLAM J.F.:
The role of external fixation in pelvic disruptions.
Clin Orthop **241** (1989), 66-82
- 115) KESSLER S.B., KENN R-W., KRÜGER P., STÜTZLE H., FRIGG R.:
Die primäre interne Stabilisierung von dorsalen Beckenverletzungen.
Hft Unfallheilk **220** (1991), 489-490
- 116) KING J.:
Impotence after fractures of the pelvis.
J Bone Joint Surg **57-A** (1975), 1107-1109
- 117) KLEIN W.:
Prinzipien der dynamisch-axialen Fixation.
In: NEUMANN H-S., KLEIN W., BRUG E. (Eds) Die dynamisch-axiale externe Fixation.
Marseille, München, (1993), 33-46

-
- 118) KNOCH M., STOSIEK C., LINK W.:
Die Prognose des Beckentraumas in Abhängigkeit von den vorliegenden Begleitverletzungen.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 258-264
- 119) KREGOR P.J., ROUTT M.L.C. Jr.:
Unstable pelvic ring disruptions in unstable patients.
Injury **30** (1999), 19-28
- 120) KRIEG J., MOHR M., ELLIS T., SIMPSON T., MADEY S., BOTTLANG M.:
Emergent stabilization of pelvic ring injuries by controlled circumferential compression: a clinical trial.
J Trauma **59** (2005), 659-664
- 121) KRUEGER P., EULER E., RADERSCHADT M., WISCHHÖFER E., HARTGE S., WEIMANN E., SCHWEIBERER L.:
Vergleichende experimentelle und klinische Untersuchungen verschiedener stabilisierender Osteosynthesetechniken im dorsalen Beckenbereich.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 625-626
- 122) LABITZKE R., WITZEL U.:
Biomechanische Grundlagen und Technik der Hülsen-Seil-Verspannung der Beckenruptur.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 622-624
- 123) LAMBOTTE A.:
Chirurgie opératoire des fractures.
Masson, Paris (1913) zit. nach POIGENFÜRST J.: Beckenbrüche.
In: NIGST H.(Eds) Spezielle Frakturen- und Luxationslehre, Band I/2
Thieme, Stuttgart (1972), 141-228
- 124) LANGENDORFF H-U.:
Diagnostik und Erstversorgung bei Beckenfrakturen.
In: GAHR R.H.: (Eds) Entwicklungen in der Unfallchirurgie.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1993), 105-111
- 125) LASTARRIA E., CHOUDHARRY.M., ESHGHI M., ADONIZIO J.C.:
Pseudodiverticulum of the bladder: An unusual complication of pelvic trauma.
J Urol **142** (1989), 372-373
- 126) LATENSER B.A., GENTILELLO L.M., TARVER A., THALGOTT J.S., BATDORF J.W.:
Improved outcome with early fixation of skeletally unstable pelvic fractures.
J Trauma **31** (1991), 28-31
- 127) LETOURNEL E.:
Pelvic fractures.
Injury **10** (1978), 145-148

- 128) LINDAHL J., HIRVENSALO E.,
Outcome of operatively treated type-C injuries of the pelvic ring.
Acta Orthop **76** (2005), 667-678
- 129) LIU J., AN LAI K., LI CHOU Y.:
Strength of the Pin-Bone Interface of external fixation pins in the iliac crest.
Clin Orthop **310** (1995), 237-244
- 130) LOOSER K., CROMBIE H. Jr.:
Pelvic fractures: an anatomic guide to severity of injury.
Review of 100 cases.
Am J Surg **132** (1976), 638-642
- 131) LUTZEYER W.:
Harnröhren und Blasenverletzungen.
Langenbecks Arch Chir **361** (1983), 197-203
- 132) MAGNUS G.:
Über Beckenbrüche, Behandlung und Resultate, Mitteilung von 1210 Fällen.
Arch Klin Chir **167** (1931), 667-670
- 133) MAHAN J., SELIGSON D., HENRY S.L., HYNES P., DOBINS J.:
Factors in pin tract infections.
Orthopedics **14** (1991), 305-308
- 134) MAJEED S.A.:
External fixation of the injured pelvis. The functional outcome.
J Bone Joint Surg **72-B** (1990), 612-614
- 135) MAJEED S.A.:
Neurologic deficits in major pelvic injuries.
Clin Orthop **282** (1992), 222-228
- 136) MALGAIGNE J.F.:
Traite´des fractures et des luxations. Baillièrre, Paris (1847)
(zit. nach Rieger, 1996a)
- 137) MALGAIGNE J.F.:
The Classic: Double Vertical Fractures of the Pelvis
Clin Orthop **151** (1980), 8-11
From Malgaigne, J. F.: *Treatise on Fractures*.
Philadelphia, J.B. Lippincott, (1859), ch. 6, 523
- 138) MANNER G., KNAPP U.:
Die Behandlung von Beckenfrakturen mit dem Beckenkompressionsbügel.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 288-289

- 139) MARBERGER H., LUGGER L.J.:
Die knöcherne Beckenverletzung mit Beteiligung des unteren Harntraktes aus der Sicht des Urologen.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 181-185
- 140) MASON W., KHAN S., JAMES C., CHESSER T., WARD A.:
Complications of temporary and definitive external fixation of pelvic ring injuries
Injury **36** (2005), 599-604
- 141) MATTA.J., SAUCEDO T.:
Internal fixation of pelvic ring fractures.
Clin Orthop **242** (1989), 83-97
- 142) MEARS D., FU F.:
Modern concepts of external fixation of the pelvis.
Clin Orthop **151** (1980), 65-72
- 143) MEARS D.C., RUBASCH H.E.:
Pelvic and acetabular fractures.
Slack, Thorofare-New Jersey (1986)
- 144) MEARS D.C., RUBASH H.E.:
External and internal fixation of the pelvic ring.
AAOS: Instructional course lectures **33** (1984), 144-158
- 145) MEARS D.C., RUBASH H.E.:
Pelvic and acetabular fractures.
Slack, Thorofare, New Jersey: (1986)
- 146) MEARS D.C.:
External skeletal fixation.
Williams & Wilkins, Baltimore (1979), 350-456
- 147) MEARS D.C.:
Das Management von Beckenpseudoarthrosen und Beckenfehlstellungen.
Orthopäde **25** (1996), 441-449
- 148) MEIGHAN A., GREGORI A., KELLY M., MacKay G.:
Pelvic fractures: the golden hour
Injury **29** (1998), 211-213
- 149) MEIßNER A., FELL M., WILK R., BOENICK U., RAHMANZADEH R.:
Zur Biomechanik der Symphyse.
Unfallchirurg **99** (1996), 415-421
- 150) MEIßNER A.:
Klassifikation und Diagnostik bei Beckenringverletzungen.
Hft zu „der Unfallchirurg“ **232** (1993), 772-776

-
- 151) MEYER-BURGDORFF G.:
Über Beckenbrüche.
Zentralblatt für Chirurgie **63** (1936), 1016-1017
- 152) MIECHILS.I., ROMMENS P., BROOS P., GRUWEZ J.A.:
Der Fixateur externe in der Stabilisation der Beckenringfrakturen.
In: STUHLER Th. (Eds) Fixateur externe - Fixateur interne
Springer, Berlin, Heidelberg, (1989), 268-272
- 153) MILLER P., MOORE P., MANSELL E., MEREDITH J., CHANG M.:
External Fixation or Arteriogram in Bleeding Pelvic Fracture: Intitial Therapy Guided
by Markers of Arterial Hemorrhage
J Trauma **54** (2003), 437-443
- 154) MORENO C., MOORE E.E., ROSENBERGER A., CLEVELAND H.C.:
Hemorrhage associated with major pelvic fracture:
A multispecialty challenge.
J Trauma **26** (1986), 987-994
- 155) MORONI A., TOKSVIG-LARSEN S., MALTARELLO M.C., ORIENTI L.,
STEA S., GIANNINI S.:
A comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered
external-fixator pins. An in vivo study in sheep.
J Bone Joint Surg **80(4)** (1998), 547-554
- 156) MOSS M.C., BIRCHER M.D.:
Volume changes within the true pelvis during disruption of the pelvic ring.
Where does the haemorrhage go?
Injury Suppl 1: **27** (1996), 21-23
- 157) MUCHA P., FARNELL M.B.:
Analysis of pelvic fracture management.
J Trauma **24** (1984), 379-386
- 158) MUCHA P.J., WELCH T.J.:
Hemorrhage in major pelvic fractures.
Surg Clin North Am **68** (1988), 757-773
- 159) MUHR G., BUCHHOLZ J., JOSTEN CH.:
Visceral-urologische Verletzungen beim Beckentrauma.
Chirurg **64** (1993), 874-879
- 160) MÜLLER K.H., MÜLLER-FÄRBER J.:
Die Osteosynthese mit dem Fixateur externe am Becken.
Arch Orthop Traumat Surg **92** (1978), 273-283
- 161) MÜLLER M.E.:
The Comprehensive Classification of Fractures Part II: Pelvis and acetabulum.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York, (1996) CD-ROM

- 162) MÜLLER-FÄRBER J., DECKER S.:
Das stumpfe Bauchtrauma als Komplikation der Beckenfrakturen.
Unfallheilkunde **82** (1979), 89-100
- 163) MÜLLER-FÄRBER J., MÜLLER K-H.:
Die verschiedenen Formen der instabilen Beckenringverletzungen und ihre
Behandlung.
Unfallheilkunde **84** (1984), 441-455
- 164) MÜLLER-FÄRBER J., MÜLLER K-H.:
Indikation und Technik der Stabilisierung des dorsalen Beckenringsegmentes.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 632-637
- 165) NERLICH M., MAGHSUDI M.:
Algorithms for early management of pelvic fractures.
Injury Suppl 1: **27** (1996), 29-37
- 166) NORDEEN M.H., TAYLOR B.A., BRIGGS T.W., LAVY C.B.:
Pin placement in pelvic external fixation.
Injury **24** (1993), 581-584
- 167) OESTERN H-J., TSCHNERNE H., STURM J., NERLICH M.:
Klassifizierung der Verletzungsschwere.
Unfallchirurg **151** (1985), 465-472
- 168) ONI O., CAPPER M., SOUTIS C.:
An investigation of the bending stiffness of and the plane stresses generated by
a flanged external fixator pin.
J Trauma **9(1)** (1995), 83-88
- 169) OZUMBA D., STARR A., BENEDETTI G., WHITLOCK S., FRAWLEY W.:
Male sexual function after pelvic fracture
Orthopedics **27** (2004), 313-318
- 170) PAAR O., SOHN M., KASPERK R.:
Strategie der interdisziplinären Frühoperation bei instabiler Beckenverletzung
und urogenitaler Begleitläsion.
Unfallchirurg **93** (1990), 353-358
- 171) PAUWELS F.:
Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates
Springer, Berlin Heidelberg New York (1965)
- 172) PENNAL G.F., MASSIAH K.A.:
Nonunion and delayed union of fractures of the pelvis.
Clin Orthop **151** (1980), 124-129

-
- 173) PENNAL G.F., TILE M., WADDEL J.P., GARSIDE H.:
Pelvic Disruptions: Assessment and Classification
Clin Orthop **151** (1980), 12-21
- 174) PENNAL G.F.:
The use of the external fixation. Presented at the Annual Meeting of the
Canadian Orthopaedic Association. (1958),
(zit. nach TILE 1984)
- 175) PENNIG D., GAUSEPOHL T.:
External Fixation in Pelvic Ring Injuries: the Pelvic Fixator
In: De BASTIANI A., GRAHAM A., GOLDBERG A.: (Eds)
Trauma and Orthopaedics
Springer, Berlin, Heidelberg, (2000), 219-235
- 176) PEREZ J., HUGHES M., BOWERS K.:
Angiographic embolisation in pelvic fracture
Injury **29** (1998), 187-191
- 177) PERRY J.F.:
Pelvic Open fractures.
Clin Orthop **151** (1980), 41-45
- 178) POHLEMANN T., BOSCH U., GÄNSSLEN A., TSCHERNE H.:
The Hannover experience in management of pelvic fractures.
Clin Orthop **305** (1994b), 69-80
- 179) POHLEMANN T., BRAUNE C., GÄNSSLEN A., HÜFNER T., PARTENHEIMER A.:
Pelvic Emergency Clamps: Anatomic Landmarks for a Safe Primary Application
J Orthop Trauma **18** (2004), 102-105
- 180) POHLEMANN T., CULEMANN U., GÄNSSLEN A., TSCHERNE H.:
Die schwere Massenblutung: Ermittlung der Blutungsschwere und klinische
Erfahrung mit der Notfallstabilisierung.
Unfallchirurg **99** (1996c), 734-743
- 181) POHLEMANN T., GÄNSSLEN A., BOSCH U., TSCHERNE H.:
The technique of packing for control of hemorrhage in complex pelvic fractures.
Techniques in Orthopaedics **9** (4) (1995), 267-270
- 182) POHLEMANN T., GÄNSSLEN A., KIESSLING B., BOSCH U.,
HAAS N., TSCHERNE H.:
Indikationstellung und Osteosynthesetechniken am Beckenring.
Unfallchirurg **95** (1992a), 197-209
- 183) POHLEMANN T., GÄNSSLEN A., SCHELLWALD O.,
CULEMANN U., TSCHERNE H.:
Ergebnisbeurteilung nach instabilen Verletzungen des Beckenringes.
Unfallchirurg **99** (1996), 249-259

- 184) POHLEMANN T., GÄNSSLEN A., TSCHERNE H.:
Die Problematik der Sakrumfraktur. Klinische Analyse von 337 Fällen.
Orthopäde **21** (1992b), 400-412
- 185) POHLEMANN T., KIESSLING B., GÄNSSLEN A., BOSCH U., TSCHERNE H.:
Standardisierte Osteosynthesetechniken am Beckenring- Analyse des
Krankengutes und operative Technik.
Orthopäde **21** (1992c), 337-384
- 186) POHLEMANN T., KRETTEK C., HOFFMANN R., CULEMANN U.,
GÄNSSLEN A.:
Biomechanischer Vergleich verschiedener Notfallstabilisierungsmaßnahmen
am Beckenring.
Unfallchirurg **97** (1994a), 503
- 187) POHLEMANN T., LOBENHOFFER Ph., TSCHERNE H.:
Kapitel 9: Therapie der Beckenstabilisierung.
In: TSCHERNE H., POHLEMANN T.: (Eds) Unfallchirurgie Becken und
Acetabulum.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1998), 135-185
- 188) POHLEMANN T., TSCHERNE H., BAUMGÄRTEL F., EGBERS H. J.,
EULER E., MAURER F., FELL M., MAYR E., QUIRINI W.W.,
SCHLICKEWEI W., WEINBERG A.:
Beckenverletzungen: Epidemiologie, Therapie und Langzeitverlauf.
Unfallchirurg **99** (1996a), 160-167
- 189) POHLEMANN T., TSCHERNE H.:
Indikation zur chirurgischen Therapie von Sakrumfrakturen.
Chirurg **63** (1992d), 884-896
- 190) POHLEMANN T., TSCHERNE H.:
Komplextrauma Becken: Definition, Pathoanatomie und Blutungsschwere.
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996b)
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 191) POIGENFÜRST J.:
Unfallmechanismen und Entstehungsarten von Beckenbrüchen.
Hft Unfallheilk **70** (1979), 1-46
- 192) POIGENFÜRST J.:
In: NIGST H. (ed) Spezielle Frakturen- und Luxationslehre, Band I/2.
Thieme, Stuttgart, (1972), 141-228
- 193) POKA A., LIBBY E.P.:
Indications and techniques for external fixation of the pelvis
Clin Orthop **329** (1996), 54-59

-
- 194) POMMER A., DÀVID A., BARCZIK P., MUHR G.:
Das Lockerungsverhalten von Schanz-Schrauben bei Fixateur-externe-Montagen
an der unteren Extremität.
Unfallchirurg **101** (1998), 708-712
- 195) POOLE G.V., WARD F.E., MUAKKASSA F.F., HSU H.S.,
GRISWOLD J.A., RHODES R.S.:
Pelvic fracture from major blunt trauma.
Ann Surg **213** (1991), 532-539
- 196) PUTZ R., MÜLLER-GERBL M.:
Anatomische Besonderheiten des Beckenrings
Unfallchirurg **95** (1992), 164-167
- 197) RACK T., STÜRMER K.M., GUO X.:
Umbauvorgänge, Lockerung und Infektion an Schanz-Schrauben.
In: WOLTER D., HANSIS M., HAVEMANN D. (Eds) Externe und interne
Fixateursysteme.
Springer Berlin Heidelberg New York, (1995), 34-36
- 198) RAITHEL D.:
Diagnostisches und therapeutisches Konzept bei Gefäßverletzungen der
Beckenetage.
Langenbecks Arch Surg **361** (1983), 205-208
- 199) REGEL G., PAPE HC., POHLEMANN T., SEEKAMP A., BOSCH U.,
TSCHERNE H.:
Scores als Entscheidungshilfe.
Unfallchirurg **97** (1994), 211-216
- 200) REILMANN H., WEINBERG A.M.:
Indikationsstellung, Zeitpunkt und Zugangswege zur operativen Stabilisierung
(incl Verfahrenswahl; interne vs externe Stabilisierung)
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996)
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 201) REMIGER A., BLATTER G., MAGERL F.:
Die kombinierte ventrale und dorsale Fixateur externe-Osteosynthese bei
Typ C-Beckenringfrakturen.
Z. Unfallchr Vers Med **87(4)** (1994), 249-258
- 202) RICHTER H.:
Die transacetabuläre Beckensprengung und ihre Behandlung mittels
percutaner Schraubenzugkompression.
Mschr Unfallheilk **67** (1964), 109-115

-
- 203) RICHTER M., OTTE D., GÄNSSLEN A., BARTRAM H., POHLEMANN T.:
Injuries of the pelvic ring in road traffic accidents: a medical and technical analysis
Injury **32** (2001), 123-128
- 204) RIEGER H., NEUMANN H.-S.:
Beckenringverletzungen.
In: EGBERS H.-J., RIEGER H. (Eds) Die äußere Stabilisierung des Beckens.
Hans Marseille GmbH, München (1997) 9-52
- 205) RIEGER H., PENNING D., BRUG E., BÜNTE H., KRINGS W.:
Beckenringverletzung und Bauchtrauma.
Unfallchirurg **94** (1991), 110-115
- 206) RIEGER H., WETTERKAMP D., SCHRÖDER-SCHLÜTER J.H.:
Osteotaxis bei Beckenringverletzungen.
Hft zu „Der Unfallchirurg“ **241** (1994), 241-248
- 207) RIEGER H.:
Bestehende Klassifikation Beckenring: Wirrwarr oder Entscheidungshilfe?
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996b)
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 208) RIEGER H.:
Das instabile Becken.
In: NEUMANN H.-S., KLEIN W., BRUG E. (Eds) Die dynamisch- axiale
externe Fixation.
Marseille, München, (1993), 77-88
- 209) RIEGER H.:
Das instabile Becken.
Zuckschwerdt, München, Bern, Wien, New York (1996a)
- 210) RIEMER B.L., BUTTERFIELD S.L., DIAMOND D.L., YOUNG J.C.,
RAVES J.J., COTTINGTON E., KISLAN K.:
Acute mortality associated with injuries to the pelvic ring: the role of early
patient mobilization and external fixation.
J Trauma **35** (1993), 671-677
- 211) RITTMEISTER M., LINDSEY R., KOHL H.:
Pelvic fracture among polytrauma decedents
Arch Orthop Trauma Surg **121** (2001), 43-49
- 212) ROMMENS P., GERCEK E., HANSEN M., HESSMANN M.:
Mortalität, Morbidität und funktionelles Endergebnis nach “Open-book-Verletzungen“
und lateralen Kompressionsverletzungen des Beckenringes
Unfallchirurg **106** 542-549

-
- 213) ROMMENS P.M., VANDERSCHOT P.M., DE BOODT P., BROOS P.L.:
Surgical management of pelvic ring disruptions.
Unfallchirurg **95** (1992), 455-462
- 214) ROSE E.:
Zur Diagnostik der einfachen Beckenfrakturen.
Charite'Annalen 13 (1865), 19-66
- 215) ROTHENBERGER D., FISCHER R., PERRY J.:
Major vascular injuries secondary to pelvic fractures: an unsolved clinical problem.
Am J Surg **136** (1978), 660-662
- 216) ROUTT C., SIMONIAN P., DEFALCO A., MILLER J., CLARK T.:
Internal fixation in pelvic fractures and primary repairs of associated
genitourinary disruptions: a team approach.
J Trauma **40** (1996), 784-790
- 217) ROWE S., SOCHOR M., STAPLES K., WAHL W., WANG S.:
Pelvic ring fractures: implications of vehicle design, crash type, and occupant
characteristics.
Surgery **136** (2004), 842-847
- 218) RUBASH H.E., BROWN T.D., NELSON D.D., MEARS D.C.:
Comperative mechanical performances of some new devices for fixation of
unstable pelvic ring fractures.
Med Biol Eng Comp **21** (1983b), 657-663
- 219) RUBASH.E., MEARS D.:
External fixation of the pelvis.
AAOS Instr. Course Lect **32** (1983a), 329-349
- 220) RUPP R.E., EBRAHEIM N.A., JACKSON T.J.:
Anatomic and radiographic considerations in the placement of anterior
pelvic external fixator pins.
Clin Orthop **302** (1994), 213-218
- 221) RÜTER A., BRAUN W.:
Die Verwendung des Fixateur externe bei Beckenringverletzungen.
Hft Unfallheilk **181** (1986), 582-590
- 222) RÜTER A., BRAUN W.:
Die Osteosynthese mit dem Fixateur Externe bei Beckenringverletzungen.
Hft Unfallheilk **200** (1988), 260-264
- 223) SADRI H., NGUYEN-TANG T., STERN R., HOFFMEYER P., PETER R.:
Control of severe hemorrhage using C- clamp and arterial embolization in
hemodynamically unstable patients with pelvic ring disruptions.
Arch Orthop Trauma Surg **125** (2005), 443-447

- 224) SCHERZER E., KUDERNA H.:
Nervenläsionen bei Beckenfrakturen.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 218-220
- 225) SCHLICKEWEI W.:
Stabilisierungstechniken hinterer Beckenring (mit Ergebnissen Beckengruppe).
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996a), 57-63
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 226) SCHLICKEWEI W.:
Osteosyntheseverfahren bei Beckenverletzungen.
Kompendium zum AO-Basiskurs
Thieme, Stuttgart, New York (1996b), 182-187
- 227) SCHMIDEK H.H., SMITH D.A., KRISTIANSEN T.K.:
Sacral fractures.
Neurosurgery **15** (1984), 735-746
- 228) SCHMIEDT E.:
Frakturen und Luxationen im Beckenbereich- Urogenitale Verletzungen.
Unfallheilkunde **82** (1979), 331-339
- 229) SCHMIT-NEUERBURG K.P., HÖLTER H.W.:
Therapeutische Prioritäten beim Polytrauma mit Beckenverletzungen.
Langenbecks Arch Surg **361** (1983), 189-195
- 230) SCHÜTZ M., MAUERMAYER W.:
Versorgung des Urogenitalsystems bei Verletzungen des Beckens und der
Beckenorgane.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 191-196
- 231) SCHÜTZ M., STÖCKLE U., HOFFMANN R., SÜDKAMP N., HAAS N.:
Clinical experience with two types of pelvic C-clamps for unstable pelvic
ring injuries.
Injury Suppl 1: **27** (1996), 46-50
- 232) SCHWEMMLE K., SCHULTHEIS K.H.:
Abdominelle Begleitverletzungen der Beckenfrakturen.
Unfallchirurgie **11** (1985), 7-11
- 233) SEMBA R.T., YASUKAWA K., GUSTILO R.B.:
Critical analysis of results of 53 Malgaigne fractures of the pelvis.
J Trauma **23** (1983), 535-537
- 234) SEN M., HARVEY E., STEINITZ D., GUY P., REINDL R.:
Anatomical risks of using supra- acetabular screw in percutaneous internal fixation of
the acetabulum and pelvis.
Am J Orthop **34** (2005), 94-96

- 235) SERAFI A., VIELSÄCKER H., MÜLLER K-W.:
Anwendbarkeit der Klassifikation nach Isler und Ganz im klinischen Alltag.
Akt Traumatol **22** (1992) 197-202
- 236) SHAW J.A., ENG M., MINO D.E., WERNER F.W., ENG W.W.,
MURRAY D.G.:
Posterior stabilization of pelvic fractures by use of threaded compressions
rods - Case reports and mechanical testing.
Clin Orthop **192** (1985), 240-254
- 237) SHULER T.E., DARRELL B.C., GRUEN G.S., PEITZMAN A.B.:
Percutaneous iliosacral Screw Fixation: Early treatment for unstable
posterior pelvic ring disruptions.
J Trauma **38** (1995), 453-458
- 238) SIEGEL J., MASON-GONZALES S., DISCHINGER P.:
Safety belt restraints and compartment intrusions in frontal and lateral motor
vehicle crashes: mechanism of injury, complications and acute care costs.
J Trauma **34** (1993), 736-758
- 239) SIMONIAN P.T., CHIP R.M., HARRINGTON R.M., TENCER A.F.:
Anterior versus posterior provisional fixation in the unstable pelvis.
Clin Orthop **310** (1995), 245-251
- 240) SIMONIAN P.T., CHIP R.M.:
Biomechanics of pelvic fixation.
Orthopaedic Clinics of North America **28** (1997), 351-367
- 241) SINNOTT R., RHODES M., BRADER A.:
Open pelvic fracture: An injury for trauma centers.
Am J Surg **163** (1992), 283-287
- 242) SLÄTIS P., HUITTINEN V-M.:
Double vertical fractures of the pelvis. A report on 163 patients.
Acta Chir Scand **138** (1972), 799-807
- 243) SLÄTIS P., KARAHARJU E.O.:
External fixation of unstable pelvic fractures with a trapezoid compression frame.
J Bone Joint Surg **63-B** (1981), 291
- 244) SLÄTIS P., KARAHARJU E.O.:
External fixation of the pelvic girdle with a trapezoid compression frame.
Injury **7** (1975), 53-56

-
- 245) SMITH W., MOORE E., OSBORN P., AGUDELO J., MORGAN S., PAREKH A., COTHREN C.:
Retroperitoneal pacing as a resuscitation technique for hemodynamically unstable patients with pelvic fractures: report of two representative cases and a description of technique.
J Trauma **59** (2005), 1510-1514
- 246) SODERSTROM C.A.:
Severe pelvic fractures. Problems and possible solutions.
Am Surg **48** (1982), 441-446
- 247) SPIEGEL P.:
Diskussionsbeitrag zu Dahners et al.
J Trauma **10** (1984), 880
- 248) STELZNER F.:
Komplexe Traumen des Perineums, speziell des anorectalen Kontinenzorgans - Erfahrungen und Ergebnisse bei 27 Patienten von 1956-1988.
Langenbecks Arch Chir **375** (1990), 55-63
- 249) STEWART M.C., LITTLE R.E., HIGHLAND T.R.:
Osteomyelitis of the ilium secondary to external pelvic fixation.
J Trauma **26** (1986), 284-286
- 250) STÖCKLE U., GÖING T., KÖNIG B., HAASE N., DUDA G., HAAS N.P.:
Schräg dorsaler Beckenfixateur, Entwicklung und biomechanische Testung.
Unfallchirurg **103** (2000), 618-625
- 251) STOCKS G.W., GABEL G.T., NOBEL P.C., HANSON G.W., TULLOS H.S.:
Anterior and posterior internal fixation of vertikal shear fractures of the pelvis.
J Orthop Res **9** (1991), 237-245
- 252) STÖHRER M., LÖCHNER-ERNST D., WEIGELT C.:
Urologische Spätschäden nach Verletzungen der Beckenorgane.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 280-282
- 253) TEUBNER E., GERSTENBERGER F.:
Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie.
Das Becken: Form und Funktion, Biomechanik und Trauma Bd. **42** (1993)
- 254) THANNHEIMER A., WOLTMANN A., VASTMANS J., BÜHREN V.:
The unstable patient with pelvic fracture
Zentbl Chir **129** (2004), 37-42
- 255) TIEMANN AH., SCHMIDT C., GONSCHOREK O., JOSTEN C.:
Use of the „c-clamp“ in the emergency treatment of unstable pelvic fractures
Zentbl Chir **129** (2004), 245-251

- 256) TILE M., BURRI C., POIGENFÜRST J.:
In: MÜLLER M.E., ALLGÖWER M., SCHNEIDER R.,
WILLENEGGER H.(Eds) Manual of internal fixation.
Technics recommended by the AO-ASIF- Group
Springer Berlin Heidelberg New York, (1991), 485-500
- 257) TILE M., PENNAL G.:
Pelvic disruptions, principles of management.
Clin Orthop **151** (1980), 56-64
- 258) TILE M.:
Fractures of the pelvis.
In: The rationale of operative fracture care, SCHATZKER J., TILE M.: (Eds)
Springer, Berlin, Heidelberg, New York, (1996), 221-269
- 259) TILE M.:
Fractures of the pelvis and acetabulum.
William & Wilkins, Baltimore, London, Los Angeles, Sydney,
2. Aufl. (1995)
- 260) TILE M.:
Pelvic ring fractures: Should they be fixed?
J Bone Joint Surg **70-B** (1988), 1-12
- 261) TILE M.:
Fractures of the Pelvis and acetabulum.
Williams&Wilkins, Baltimore, (1984)
- 262) TRAFTON PG.:
Pelvic ring injuries.
Surg Clins N Am **70** (1990), 655-669
- 263) TRENTZ O., BÜHREN V., FRIEDL H.P.:
Beckenverletzungen.
Chirurg **60** (1989), 639-648
- 264) TRENTZ O.:
Chirurgische Tätigkeit bei stumpfen Verletzungen: Becken.
Hft Unfallheilk **189** (1987), 261-267
- 265) TROJAN E.:
Gefäß- Nervenverletzungen bei Frakturen und Luxationen im Beckenbereich.
Hft Unfallheilk **140** (1979), 44-47
- 266) TRUNKEY D.:
Trauma.
Sci Am **249** (1983), 28-35

-
- 267) TRUNKEY D.D., CHAPMANN M.W., LIM R.C. Jr., DUNPHY J.E.:
Management of pelvic fractures in blunt trauma injury.
J Trauma **14** (1974), 912-923
- 268) TSCHERNE H., POHLEMANN T., GÄNSSLEN A.:
Klassifikation, Einstufung, Dringlichkeit und Indikation bei Beckenverletzungen
Zentralbl Chir **125** (2000), 717-724
- 269) TSCHERNE H., POHLEMANN T.:
Notfallmanagement des Beckentraumas.
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie
20-23 Nov. (1996), 72-76
Handout zum Fortbildungskurs D 6 Beckenverletzungen
- 270) TSCHERNE H., POHLEMANN T.: (Eds) Unfallchirurgie, Becken und Acetabulum
Springer Berlin Heidelberg New York, (1998)
- 271) TSCHERNE H., REGEL G., STURM J.A., FRIEDL HP.:
Schweregrad und Prioritäten bei Mehrfachverletzungen.
Chirurg **58** (1987), 631-640
- 272) TSCHERNE H.:
Notfallmaßnahmen bei Beckenverletzungen.
Hft zu „Der Unfallchirurg“ **232** (1993), 764-771
- 273) UNGETHÜM M., BLÖMER W., REICHLE V.:
Experimentelle Untersuchungen zur Gewindeoptimierung von Knochenschrauben.
Akt Traumatologie **13** (1983), 128-132
- 274) VÉCSEI V., KUDERNA H., GROSSE A., HOFMAN G.:
Indikationen und Ergebnisse bei der Anwendung des Fixateur externe zur
Versorgung von Beckenbrüchen und Verrenkungen.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 228-233
- 275) VÉCSEI V.:
Ergebnisse der biomechanischen Untersuchungen verschiedener Fixateur externe
Montagen.
Akt Traumatologie **18** (1988), 261-264
- 276) VOIGT G.:
Über einige Entstehungsmechanismen der Beckenfrakturen.
Hft Unfallheilk **124** (1975), 153-156
- 277) VÖLKEL W.:
Operative Maßnahmen und Ergebnisse bei Verletzungen des knöchernen
Beckenringes.
Unfallchirurgie **9** (1983), 197-201

- 278) VRAHAS M.S., WILSON S.C., CUMMINGS P.D., PAUL E.M.:
Comparison of fixation methods to limit intrapelvic bleeding associated with unstable pelvic fractures. In: Surgery of the pelvis and acetabulum – An international consensus, Pittsburgh (1992), 93
- 279) WADDELL J.P.:
Anterior fixation of sacroiliac joint dislocation.
In: Surgery of the pelvis and acetabulum - An international consensus, Kongreßband, Pittsburgh (1992), 57
- 280) WALDROP T., EBRAHEIM N., YEASTING R., JACKSON W.:
The Location of the Sacroiliac Joint on the Outer Table of the Posterior Ilium
J Orthop Trauma **7** (1993), 510-513
- 281) WARD D.A., BIRCHER M.D.:
The early management of pelvic and acetabular fractures.
Injury Suppl 1 **27** (1996), 24-28
- 282) WATSON-JONES R.:
Dislocations and fracture-dislocations of the pelvis.
Br J Trauma **27** (1938), 773-781
- 283) WEBSTER G., GURALNICK M.:
Reconstruction of posterior urethral disruption
Urol Clin N Am **29** (2002), 429-441
- 284) WEINBERG A., REILMANN H.:
Die Arbeitsgruppe Becken in der DGU und der Deutschen Sektion der AO-International.
Orthopäde **21** (1992), 449-452
- 285) WESTHOFF J., HÖLL S., KÄLICHE T., MUHR G., KUTSCHA-LISSBERG F.:
Die offene Beckenfraktur
Unfallchirurg **107** (2004), 189-195
- 286) WILD J., HANSON G., TULLOS H.:
Unstable fractures of the pelvis treated by external fixation.
J Bone Joint Surg **64 A** (1982), 1010-1020
- 287) WILKER D., SCHWEIBERER L.:
Abdominopelvine Begleitverletzungen.
Hft Unfallheilk **164** (1984), 187-193
- 288) WILLIAMS R.P., FRIIS E.A., COOKE F.W., Mc QUEEN D.A., TOOHEY J.S.:
External fixation of unstable Malgaigne fractures: the comparative mechanical performance of a new configuration.
Orthop Rev **21** (1992), 1423-1430

- 289) WIPPERMANN B.W., SCHRATT H.-E., STEEG S., TSCHERNE H.:
Komplikationen der Spongiosaentnahme am Beckenkamm.
Chirurg **68** (1997), 1286-1291
- 290) WITSCHGER P., HEINI P., GANZ R.:
Beckenzwingen zur Schockbekämpfung bei hinteren Beckenringverletzungen.
Applikation, biomechanische Aspekte und erste klinische Resultate.
Orthopäde **21** (1992), 393-399
- 291) WOLINSKY P.R.:
Assessment and management of pelvic fracture in the hemodynamically
unstable patient.
Orthop Clin North Am **28** (1997), 321-329
- 292) WOLTER D., HANSIS M., HAVEMANN D.:
Externe und interne Fixateursysteme.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1995)
- 293) YOUNG J., RESNIK C.:
Fracture of the pelvis: current concepts of classification.
Am J Roentg **155** (1990), 1169-1175
- 294) YOUNGER E.M., CHAPMANN M.W.:
Morbidity at bone graft donor sites.
J Orthop Trauma **3** (1989), 192-195
- 295) ZWANK L., SCHWEIBERER L.:
Beckenfrakturen im Rahmen des Polytrauma.
Unfallheilkunde **82**: (1979) 320-326

11 Danksagung

Mein Dank gilt

meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz für die Überlassung des Themas, die sehr hilfreiche freundliche Unterstützung und kritische Durchsicht des Manuskriptes.

Frau Dr. med. B. Wiedemann, Herrn Dr. med. G. Müller, Herrn Dr. med. T. Demhartner und Herrn Prof. Dr. med. H. Lydtin danke ich für den Zuspruch die Arbeit voranzutreiben und für die konstruktiven Hinweise bei der Korrektur.

Meiner Frau Dr. med. Veronika Paetzold, meiner Tochter Lea Paetzold und meinem Sohn Paul Paetzold danke ich für die Geduld und Nachsicht, die sie während der Zeit meiner Dissertation aufgebracht haben.

12 Lebenslauf

Name: Tino Michael Gasche
Geburtsdatum: 12.02.1961
Geburtsort: München
Familienstand: verheiratet
Kinder: 21.01.97 Geburt unserer Tochter Lea Paetzold
22.07.99 Geburt unseres Sohnes Paul Paetzold

Schulbildung

1967-1971 Grundschole in München
1971-1973 Gisela-Gymnasium in München
1973-1977 Hermann-Frieb-Realschule in München, Abschluß der
mittleren Reife
1987-1991 Münchenkolleg, Abschluß der allgemeinen Hochschulreife

Berufsausbildung/Berufsausübung

1977-1980 Berufsausbildung als Flugzeugmechaniker in Erding
1981-1983 Wehrdienst
1983-1984 Tätigkeit als Triebwerkmechaniker im Flug-Motoren-
Reparaturwerk Häusler in Baierbrunn bei München
1984 Meisterschule mit Abschluß als Mechanikermeister
1984-1985 Tätigkeit als Mechanikermeister in Mittelamerika im
Rahmen eines Entwicklungshilfeprojektes
1985-1987 Tätigkeit als Meister in einer Werkstatt für psychisch
Kranke in München
1987- Seit 1987 ehrenamtlicher Leiter einer Ausbildungs-
werkstatt für Zweiradmechaniker

Studium

11/91	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
09/93	Physikum
08/94	I Staatsexamen
03/97	II. Staatsexamen
12/98	III. Staatsexamen

Medizinische Tätigkeit

03/97-07/97	praktische Ausbildung in der chirurgischen Abteilung des Städt. Krankenhauses München Harlaching bei Prof. Dr. med. J. Horn
08/97-12/97	praktische Ausbildung in der Universitätsklinik für Orthopädische Chirurgie, Inselspital Bern, bei Prof. Dr. med. R. Ganz
12/97-03/98	praktische Ausbildung in der med. Klinik des Kreiskrankenhauses Starnberg bei Prof. Dr. med. H. Lydtin
01/99-06/00	Arzt im Praktikum in der Unfallchirurgischen Abteilung der Kreisklinik Dachau bei Prof. Dr. med. B. Claudi
07/00-05/02	Assistenzarzt in der Chirurgischen Klinik Seefeld bei Dr. med. N. Hermes
Seit 05/02	Städtisches Krankenhaus München Schwabing, Abteilung für Unfall- Hand und Wiederherstellungschirurgie bei Dr. med. E. Höcherl
5.07.2006	Erwerb der Facharztbezeichnung Chirurgie bei der Bayrischen Landesärztekammer