

Externe Fixation von Beckenringfrakturen, biomechanische Messungen am Knochenersatzmodell

External Fixation of pelvic ring fractures, biomechanical studies at the plastic pelvic sample

Wölfl Ch G¹, Richter H¹, Egbers H-J², Gahr R H³

Chirurgische Klinik mit Poliklinik der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg¹ (Direktor: Prof. Dr. med. W. Hohenberger), Fachbereich Unfallchirurgie (Leiter: Prof. F. F. Hennig)
Klinik für Unfallchirurgie, Christian-Albrechts-Universität Kiel² (komm. Direktor: Priv.-Doz. Dr. med. habil. H.-J. Egbers)
Zentrum für Traumatologie mit Brandverletztenzentrum, Städtisches Klinikum „St. Georg“, Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Leipzig³ (Geschäftsführender Chefarzt: Prof. (Skp) Dr. med. habil. R.H. Gahr)

Zusammenfassung:

Wölfl ChG, Richter H, Egbers HJ, Gahr RH. Externe Fixation von Beckenringfrakturen, biomechanische Messungen am Knochenersatzmodell. Klinische Sportmedizin/Clinical Sports Medicine-Germany (KCS) 2001, 2(6): 98-105.

Fragestellung: Ziel war die Testung verschiedener Fixateur-Systeme bei instabilen Beckenfrakturen. Die Messungen wurden unter reproduzierbaren Verhältnissen durchgeführt, der biologisch-dynamische Fixateur als Referenz wurde mit Aufbauten des Hoffmann-II-Systems verglichen.

Material und Methoden: Die Messungen erfolgten mittels einer Universaltestmaschine unter Laborbedingungen, es wurde ein Meßvorgang pro Aufbau in Bezug auf folgende Kriterien durchgeführt:

1. Instrumentierungsgewicht
2. Abstand Schwerpunkt – ISG
3. Vorspannung
4. Steifheit
5. Maximalkraft bis zur Öffnung der Osteotomie um 5 mm

Ergebnisse:

1. Gewicht: Die einfache H-II-Instrumentierung war mit 750 g die leichteste, der Nachbau des biologisch-dynamischen Fixateurs mit 2017 g die schwerste Konstruktion.
2. Schwerpunktabstand von ISG: 135mm beim einfachen H-II-Fixateur, Slätis-Rahmen 190mm, Referenz biolog.-dynam. Fixateur 150mm
3. Vorspannung: 100 N wurde erreicht vom biologisch-dynamischen Fixateur, dem H-II-Fixateur Nachbau des Egbers Fixateur und dem einfachen H-II mit Handkompression. Zwei H-II-Instrumentierungen ohne Vorspannung, Slätis-Rahmen und Triax erreichten 50 N und 30 N.
4. Steifheit: H-II-Fixateur mit Handkompression 20,4 N/mm in transversaler Richtung in der Symphyse und 8 N/mm in transversaler Richtung im ISG. Der biolog.-dynam. Fixateur 8 N/mm in sagittaler Richtung im ISG.
5. Maximalkraft: Mit 140 N in transversaler Richtung (Symphyse) und transversaler Richtung (ISG) war der Hoffmann-II-Fixateur mit Handkompression führend, mit 57 N in sagittaler Richtung (ISG) der biologisch-dynamische Fixateur.

Fazit: Fixateursysteme ohne Vorspannmöglichkeit in der Iliosakralregion schaffen ungenügend Stabilität um hintere Beckenringfrakturen zu versorgen. Der biologisch-dynamische-Fixateur als Referenz bestätigt in dieser Studie seine guten Eigenschaften. Mit dem Hoffmann-II-System wurde eine Instrumentierung gefunden die eine Alternative für die Versorgung instabiler Beckenringverletzungen bietet.

Key words: Fixateur-externe, Biomechanik, Beckenringfrakturen, Vorspannung

Abstract:

Wölfl ChG, Richter H, Egbers HJ, Gahr RH. External Fixation of pelvic ring fractures, biomechanical studies at the plastic pelvic sample. Klinische Sportmedizin/Clinical Sports Medicine-Germany (KCS) 2001, 2(6): 98-105.

Objective: We tested different external fixation systems for the treatment of unstable pelvic ring disruptions. The measurements were done under reproductive and controlled settings. We compared the biologic-dynamic fixation system with several instrumentations built from the Hoffmann-II-Fixation System

Material and methods: We tested the systems with an universal testing machine under laboratory settings, we performed one test with each system, looking for the following subjects:

1. weight of the instrumentations
2. distance centre of gravity - ISJ
3. preload

4. stiffness
5. maximal force to open the osteotomy for 5mm

Results:

1. with 750g, the Hoffman-II-Instrumentation with hand compression was the lightest, the biologic-dynamic fixator made out of Hoffmann-II-parts with 2017g the heaviest instrumentation
2. the easy H-II-instrumentation has an distance from 135mm, the Slatis-frame 190mm and the biologic-dynamic fixator from Egbers 150mm
3. 100N were achieved by the biologic-dynamic fixator and it's copy and from the easy Hoffmann-II-instrumentation with hand compression. The Slatis-frame reached 50N, the Triax-instrumentation 30N and two ventral H-II-fixation systems no preload.
4. The Ho-II-fixator with handcompression reached 20,4 N/mm in transverse direction in the symphysis and 8 N/mm in transverse direction in the ISJ. The biologic-dynamic Fixator 8 N/mm in sagittale direction in the ISJ
5. With 140 N in transverse direction in the symphysis and transverse direction in the ISJ the Hoffmann-II-fixation system with handcompression was leading, with 57 N in sagittale direction in the ISJ der biologic-dynamic Fixateur was tested the best.

Conclusion: Instrumentations without the possibility of a preload to the ISJ do not achieve enough stability to treat instable dorsal pelvic ring fractures. The biologic-dynamic fixation system from Mr. Egbers once again proved its positive characteristics. With the very simple H-II-Instrumentation with hand compression an external fixation system could be found and tested in the model which can be an alternative for the treatment of instable pelvic disruptions.

Key words: external fixation, biomechanics, pelvic ring fractures, preload

Einleitung

Frakturen des Beckenringes sind immer noch selten. Nur 1–3 % aller Skelettverletzungen sind Beckenringfrakturen. Meist entstehen sie als Folge von Hochrasanztraumata (high-energy-trauma) und stellen die dritthäufigste Todesursache bei Verkehrsunfällen, nach Verletzungen des ZNS und des Thorax, dar [9].

Die häufigsten Ursachen für Beckenringfrakturen sind Autounfälle (57%), Unfälle als Fußgänger (18%), Motorradunfälle (9%), Stürze aus großer Höhe (9%) und Verschüttungsunfälle (4%). In 13–17% der Fälle treten dabei Instabilitäten des Beckenringes auf. Aufgrund der hohen Kräfteinleitung die nötig ist um den Beckenring in seiner Kontinuität zu unterbrechen, entstehen als Folge schwere Kombinationsverletzungen mit Beteiligung des neurologischen Systems, des genitourethralen Bereiches, des restlichen Stützapparates und des Abdomens [1].

Die Art der Beckenverletzung allein läßt keine Prognose über das Letalitätsrisiko des Patienten zu. Vor allem die oft nur unvollständig erfaßten peripelvinen Begleitverletzungen und das Ausmaß einer möglichen pelvin bedingten Kreislaufinstabilität sind neben den Nervenverletzungen für solche Traumata prognosebestimmend [11].

Diese Erkenntnisse führten zu dem Begriff des „komplexen Beckentraumas“, definiert als Beckenverletzung mit peripelvinen Weichteilschaden, wie Verletzungen des Urogenitaltraktes, des pelvinen Darmes, der pelvinen Gefäß- und Nervenbahnen und der umgebenden Weichteile [2].

Eine frühzeitige chirurgische Intervention bei derart verletzten Patienten hat zu einer deutlich verringerten Sterblichkeit geführt [4]. Die definitive Art der Versorgung wird weiterhin kontrovers diskutiert.

Die externe Fixation ist hierbei eine universell einsetzbare Methode für die initiale operative Stabilisierung von instabilen Beckenringfrakturen. Mit der Einführung des biologisch-dynamischen Fixationssystems durch [3], ergab sich erstmals auch die Möglichkeit einer Instrumentierung mit hoher Stabilität auch im hinteren Beckenring.

Der wesentliche Verfechter der externen Fixation war der schweizer Arzt Roul Hoffmann (1881-1972). Er experimentierte mit dem von Lambotte (Antwerpen) 1902 erfundenen Fixateur.

Er konnte dieses System weiterentwickeln und verbessern. Roul Hoffmann erarbeitete die Bedeutung der Osteotaxis und veröffentlichte eine Übersicht über die umfangreichen Anwendungsmöglichkeiten des Hoffmann-Fixateurs worin auch eine Instrumentierung am Becken beschrieben war [7].

1975 entwickelten Slätis und Karaharju eine trapezoidförmige Rahmenmontage mit dem Hoffmann Fixateur. Diese als „Slätis-Frame“ bekannte Montage fand schnell eine weite Verbreitung. Mit dieser Anordnung konnte mehr Kompressionskraft auf den gewichttragenden hinteren Beckenring ausgeübt werden als mit bisher verwendeten Instrumentierungen [13]. Egbers [3] leitete mit seiner Entwicklung eines biologisch-dynamischen Fixateur Externe eine neue Ära der externen Fixation bei instabilen Beckenringfrakturen ein. Durch die Möglichkeit eine größere Vorspannung in den hinteren Beckenring einzubringen, konnten ausreichend stabile Verhältnisse geschaffen werden, so daß die Verletzung mit dem Fixateur auch zur Ausheilung gebracht werden konnte.

Viele Punkte sprechen für die Versorgung mittels Fixateur Externe. Während bei der internen Osteosynthese eine genaue und damit oft langwierige Präparation nötig ist um iatrogene Schäden zu vermeiden und der Patient einer Operation ausgesetzt werden muß, für die er oft in der Initialphase der Versorgung gar nicht ausreichend stabil ist, ist die externe Fixation eine relativ einfache Methode mit vergleichsweise geringen Risiken. Sie kann auch schon im Schockraum

vorgenommen werden und ist somit ein fester Bestandteil der Stabilisierungs- bzw. Reanimationsphase des polytraumatisierten Patienten ist [8].

Rieger [12] beschreibt die Vorteile der externen Fixation wie folgt:

- Beckenstabilisierung mit geringem technischen Aufwand auch oder gerade beim polytraumatisierten Patienten
- Blutungskontrolle
- Vermeidung von operativ bedingten Blutverlust und weiterer Devaskularisierung durch frakturferne (bzw. läsionsferne) Stabilisierung und damit eine geringere Traumatisierung
- Pflegeerleichterung, insbesondere im Hinblick auf die meist polytraumatisierten Patienten, im Vergleich zur Extension oder Beckenschwebe
- Damit auch Reduktion des Thrombose - und Embolierisikos
- Schmerzreduktion
- Möglichkeit der Mobilisierung und Physiotherapie
- Möglichkeit der Stabilisierung auch bei ungünstigen Weichteilverhältnissen sowie abdominopelvinen Begleitverletzungen und
- Vermeidung einer zweiten Narkose zur Metallentfernung, zumindest bei einfachen Montagen

In dieser Studie wurde die Steifigkeit von verschiedenen Fixateur Externe Systemen zur Versorgung von instabilen Beckenringfrakturen getestet.

Die Messungen wurden unter reproduzierbaren Verhältnissen am Beckenmodell aus Knochenersatzmaterial durchgeführt. Der biologisch-dynamische Fixateur nach Egbers als Referenz und verschiedene Aufbauten mit dem Hoffmann-II-System, sowie der Slätis-Frame und eine Triax- Instrumentierung wurden verglichen.

Ziel war es, mit dem Hoffmann-II-System eine Instrumentierung zu finden, die zum einen vergleichbare Stabilitätsverhältnisse bietet wie der biologisch-dynamische Fixateur nach Egbers, zum anderen aber auch eine praktisch umsetzbare Variante darstellt.

Methodik

Für die Instrumentierungen wurden 6 Beckenmodelle aus Knochenersatzmaterial der Firma SAWBONES (1301 Full pelvis & sacrum 57 mm acetabulum, cortical white) verwendet.



Abb. 1 Der biologisch-dynamische-Fixateur am Beckenmodell

Der biologisch-dynamische Fixateur nach Egbers ist ein speziell gefertigter Fixateur Externe aus Kohlefaserverbundstoff. Er folgt einem speziellen biomechanischen Wirkprinzip. So ermöglicht er die stufenlose Einleitung einer Vorspannung in die Iliosakralfuge. Nach Montage werden die Pins zunächst körperfern distrahiert was zu einer Krafteinleitung im ISG führt und dann die Symphyse durch die körpernahe Vorrichtung geschlossen wodurch sich die Kraft im ISG noch einmal verstärkt (siehe Abb. 10). Die biomechanischen Eigenschaften dieses Fixateurs gelten für die von uns durchgeführten Versuche als Referenzwerte. Als Weiterentwicklung des von Roul Hoffmann Mitte der 50iger Jahre entwickelte Systems, bietet das

Hoffmann-II-System ein universell einsetzbares Baukastensystem zur externen Fixation von Frakturen. Aus Holz wurde eine Vorrichtung gebaut, welche es ermöglichte, die Beckenmodelle standardisiert für die Testung der verschiedenen Fixateurinstrumentierungen vorzubereiten. Die Vorrichtung bestimmt die Lage des Beckens indem sie alle Freiheitsgrade in einem orthogonalen System nimmt.

Spina iliaca anterior superior und Symphyse bilden die Frontalebene, Fläche A. Die Darmbeinkämme, Cristae iliacae, liegen an der rechtwinkligen Fläche B an. Durch den Verschluß mit einem Deckel, der Fläche C, wird der letzte Freiheitsgrad genommen. Die Innenmaße der Vorrichtung betragen 171 mm x 219 mm x 301 mm.

Außerdem ermöglicht die Vorrichtung, definierte, zueinander parallele und rechtwinklige Bohrungen und eine entsprechende Frakturlegung mittels Osteotomie. Die Bohrungen sind zum Einbringen der Testzugstangen nötig.



Abb. 2 Vorrichtung komplett mit Bohrhülsen

Um die Vorspannung zu messen bzw. einzustellen, die durch die verschiedenen Instrumentierungen an den Beckenmodellen möglich ist, wurde eine spezielle Kraftmeßdose vorbereitet.

Durch das Einsetzen dieser Kraftmeßdose mittels eines Gewindestabes in die linke Beckenhälfte kann, über eine durch die hohle Gewindestange verlaufende Druckstange die Kraft im Iliosakralgelenk und in der Symphyse bei Schluß der Fraktur durch die Fixateure, aufgezeichnet werden. Diese Aufzeichnung geschieht kontinuierlich!



Abb. 3 Kraftmeßdose mit Druckaufnehmer

Durchgeführt wurden die Messungen an einer servohydraulischen SCHENK® Uniaxial Universaltestmaschine (Hydropuls, PSA 0404 / Serie 56). Nach Applikation der Apex Pins, Montage der jeweiligen Fixateursysteme und Ermittlung der Vorspannung, wurden die unterschiedlichen Aufbauten durch ein Gegengewicht schwebend an den Zugstangen in der Universaltestmaschine aufgehängt.

Dabei wurden die Zugstangen je nach Testdurchlauf an der Symphyse oder am Iliosakralgelenk montiert.

Zuerst wurden die Becken mittels eines herkömmlichen Schraubstockes fixiert. In einem zweiten Schritt wurden dann die Apex Pins mit einer Bohrmaschine appliziert. Es wurden zwei verschiedene Varianten gewählt. Zum einen wurden die Pins

supraacetabulär auf einer Ebene zum ISG hin konvergierend in den stabilsten Pfeiler eingebracht. Eine zweite Applikation war ebenfalls supraacetabulär allerdings parallel übereinander.

Nach der Instrumentierung am Beckenmodell wurden alle Aufbauten mittels einer elektronischen Tischwaage gewogen. Außerdem wurden die Becken nach ihrer Vorbereitung, also mit Bohrungen, Osteotomie, Muttern und Blechen, gewogen. Somit konnte durch Differenzberechnung das jeweilige Gewicht der Instrumentierungen ermittelt werden.

Der Schwerpunkt wurde ermittelt als Abstand vom Zentrum der Wirbelsäule, d.h. es wurde ein Abstand Schwerpunkt-Iliosakralregion ermittelt. Dazu wurde die Instrumentierung über eine Rolle aufgehängt und durch Gewichte ausgependelt.

In der Symphyse wurde Federn angebracht, deren Härte so angelegt war, das eine Kompression bis zum Schluß der Symphyse einer Vorspannung von 20N entsprach. In der Iliosakralfuge wurde zunächst die Kraftmeßdose eingeschraubt und dann die Vorspannung gemessen. Ausgehend von den Werten des biologisch-dynamischen Fixateurs war ein Vorspannung von 100 N in der Iliosakralfuge das Ziel. Die Kräfte wurden kontinuierlich während der Anpassung der Fixateursysteme gemessen. Die maximal mögliche Kraft im Iliosakralgelenk $F_{C_{\text{imax}}}$ und in der Symphyse $F_{C_{\text{smax}}}$ wurde ermittelt.

Als Abbruchkriterium für die folgenden 3 Testserien wurde jeweils eine Öffnung des Frakturspaltes von 5mm zugrunde gelegt.

In einer ersten Testserie wurde die Kraft $F_{\text{Symphyse transv.}}$ gemessen, die nötig war um in der Symphyse eine Divergenz von 5 mm zu erzeugen. In der zweiten Testserie wurde dann die Kraft $F_{\text{Iliosakral transv.}}$ ermittelt, um Öffnung der Fraktur an der Iliosakralfuge um 5 mm in transversaler Richtung zu erreichen.

In einer letzten Testserie wurde schließlich die Kraft $F_{\text{Iliosakral sagittal}}$ ermittelt die eine Frakturverschiebung von 5 mm ermöglichte.

Durch die Testserien konnten die jeweiligen Maximalkräfte ermittelt werden. Aus den aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagrammen ergaben sich die Steifigkeitswerte.

Ergebnisse

Das jeweilige Gewicht der Instrumentierungen wurde hier ohne den Anteil des Beckenmodells aufgeführt. Das Beckenmodell ohne Fixateur-Externe und Implantat wiegt 1083g. Abb. 4 zeigt die Schwerpunkte der verschiedenen Montagen in mm Abstand vom Iliosakralgelenk. Mittels der vorher an die Beckenmodelle standardisiert angebrachten Kraftmeßdose wird die eingebrachte Vorspannung gemessen.

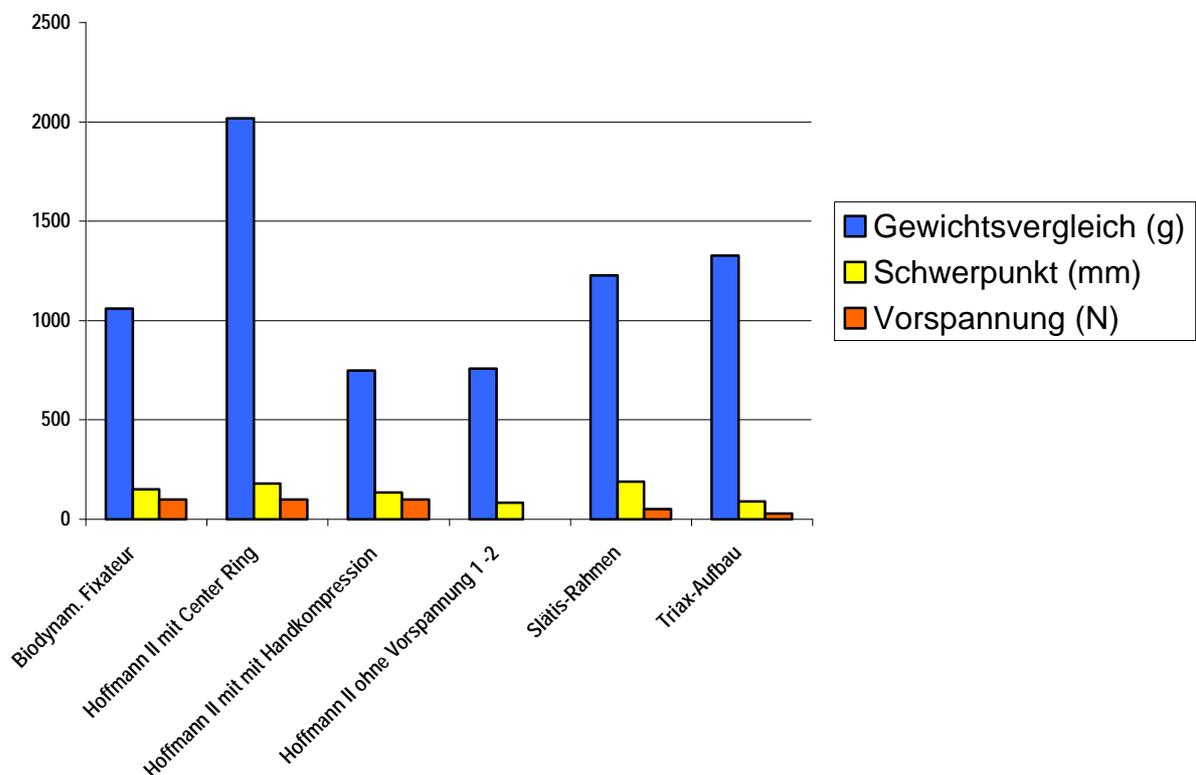


Abb. 4 Gewichtsvergleich, Schwerpunkt, Vorspannung

Steifheit der Beckenfixationen

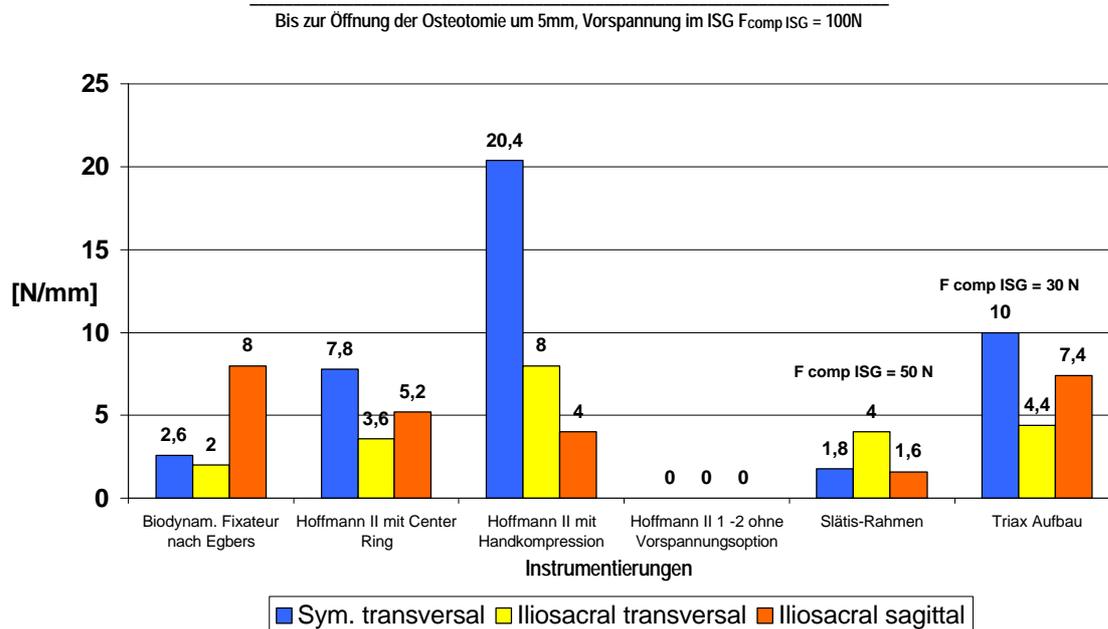


Abb. 5 Steifheit der Beckenfixationen

Maximalkraft

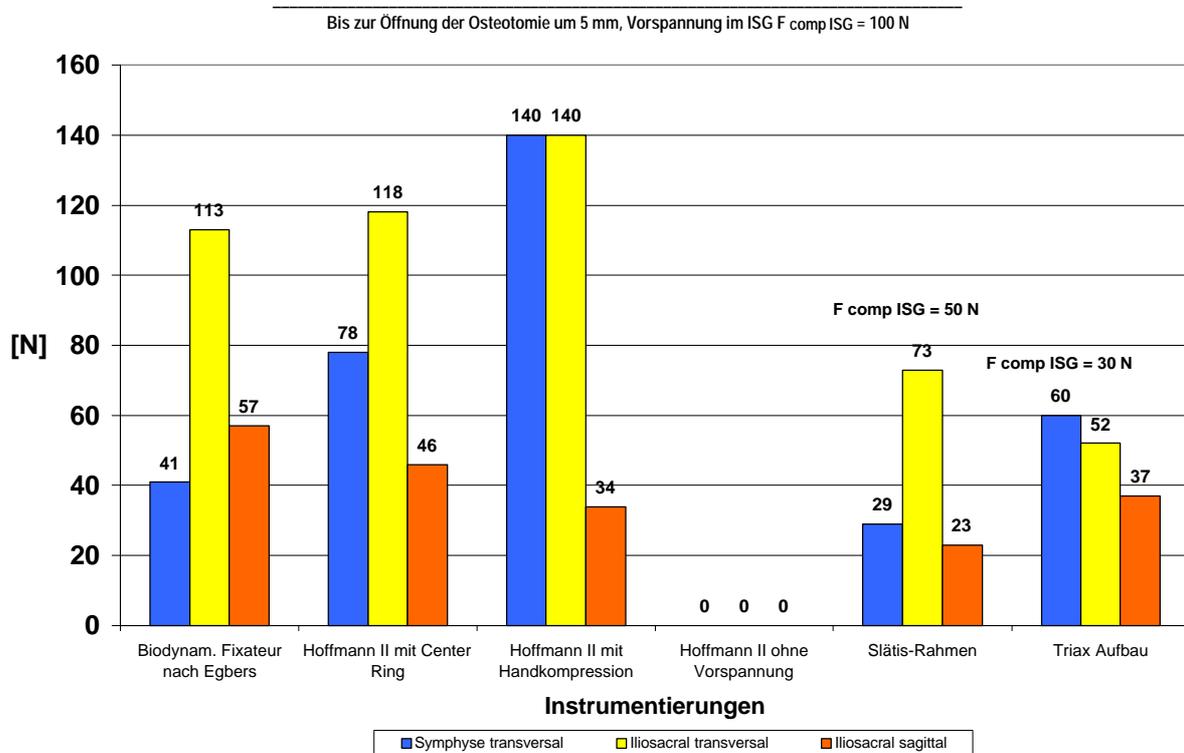


Abb. 6 Maximalkraft

Diskussion

Eine der Haupttodesursachen beim komplexen Beckentrauma ist die Blutung. Kommt es zu einer traumatischen Vergrößerung des kleinen Beckens, so kann es zu massiven Blutverlusten in diesem Raum kommen. Dies kann eindrucksvoll an folgendem Vergleich verdeutlicht werden. Sieht man den Raum den das knöcherne Becken umgibt als Kugel, so ergibt sich folgendes.

Das Volumen der Kugel berechnet sich aus der Formel:

$$V = 4/3 \cdot \pi \cdot r^3$$

Eine Vergrößerung des Radius der „Kugel“ geht als 3. Potenz in die Berechnung ein. Geht man z.B. von einem Radius von 5 cm aus so ergibt sich ein Volumen von etwas mehr als einem halben Liter (524 ml). Wird der Radius bei einer komplexen Beckenfraktur verdoppelt so vergrößert sich das Volumen auf über 4 l (4200 ml) bei einer Verdreifung sogar auf mehr als 14 l (14137 ml) [5].

Aber nicht nur die Kontrolle der Blutungen bei instabilen Beckenringfrakturen durch den Fixateur Externe stellt sich als prognosebestimmender Faktor dar. Wichtig ist auch eine möglichst anatomische Reposition. Man muß sich das Iliosakralgelenk als dreidimensionales Gebirge vorstellen. Die beiden Gelenkflächen passen anatomisch genau aufeinander. Kommt es nun in Folge einer Verletzung zu einer Fehlstellung läuft die Kraftübertragung nur noch über wenige Punkte. Dies führt dann in der Folge zu Überlastungen an diesen Stellen und somit zu Langzeitfolgen im Sinne von Bewegungseinschränkungen bei Arthrosen oder anderen schmerzhaften Gelenkproblemen. Hier hat der Fixateur Externe deutliche Vorteile. Wichtig ist eine frühe Mobilisation des Patienten. Durch den Fixateur Externe, hier z.B. den biologisch-dynamischen Fixateur nach Egbers, kann dies erreicht und somit die Mortalität verringert werden.

Hupel et al. [9] sieht die externe Fixation als eine universell einsetzbare Methode für die initiale Versorgung von instabilen Beckenringfrakturen. Als Management zur Frühmobilisation und damit zur Einschränkung und Prophylaxe von pulmonalen Komplikationen ist dies ein guter Ansatz. Mears und Rubash berichteten über eine 14%ige Abnahme der Mortalität durch eine schnelle Versorgung mittels externer Fixation bei hämodynamisch instabilen Verhältnissen. Abhängig vom Frakturtyp kann die externe Fixation auch der definitiven Versorgung dienen.

Als Referenz dieser Untersuchungen wurden die Werte herangezogen, die Egbers [3] mit seinem biologisch-dynamischen Fixateur erzielt hatte. Es galt den Aufbau nach Egbers mittels Baukastensystem zu konstruieren oder eine Alternative mit gleichen biomechanischen Eigenschaften zu erhalten.

Für die Testungen wurden Kunststoffbecken verwendet. Kunststoffknochen sind jeweils identisch in Form, Dichte und Größe und auch in beliebiger Zahl verfügbar. Humane Leichenbecken dagegen bieten erhebliche Schwankungsbereiche in Hinsicht auf Form, Dichte und Größe. Es zeigt sich das bei Versuchen mit Leichenbecken keine einheitliche Untersuchungsbedingungen zu schaffen sind. Auswertbare statistische Aussagen lassen sich bei Versuchen mit Leichenbecken nur in Rahmen großer Versuchsserien erzielen. Der Nachteil beim Kunststoffbecken ist, daß der Kunststoff andere mechanische Eigenschaften besitzt als humaner Knochen. So differieren Steifigkeit und Festigkeit und somit lassen sich die Ergebnisse bei Testungen mit dem Kunststoffknochen nicht uneingeschränkt auf das menschliche Becken übertragen [10].

Als Verletzungsmodell wurde bei unseren Untersuchungen eine Beckenverletzung vom Typ C simuliert. Dies ist die instabilste Form der dorsalen Ringunterbrechung des Beckens. Hierbei fehlt im Gegensatz zu einer Fraktur die Reibung und das Verkeilen zwischen den Frakturfragmenten.

Da beim Knochenersatzmodell im Allgemeinen kein Bandapparat simuliert werden kann, sind die Sakroiliakgelenke mittels Schrauben fixiert. Um die Verletzung zu simulieren wurde daher eine standardisierte Osteotomie mittels der speziell vorgefertigten Holzschablone gesägt.

Bei Verletzungen des Beckens mit hinterer Instabilität kommt der dorsalen Fixation eine wichtige Bedeutung zu. Sie muß im Fall einer Iliosakralgelenkszerreißung die Funktion aller in diesem Gelenk stabilisierenden Ligamente übernehmen [10].

Insgesamt wurden 7 verschiedene Fixateuraufbauten vermessen. Bereits im Gewichtvergleich zeigt sich, daß die einfache Hoffmann-II- Instrumentierung mit 750 g die leichteste Variante ist und somit Vorteile für den Patienten mit sich bringt. Mit 2017 g ist der Nachbau des biologisch-dynamischen Fixateurs die schwerste Konstruktion.

Ein weiterer wichtiger Punkt bei der externen Fixation am Becken ist die Konstruktionsgröße und damit der Schwerpunktstand vom Körper. Hier liegt der einfache H II Fixateur mit 135 mm Abstand von der ISG unter den Referenzwert des biologisch-dynamischen Fixateurs, 150 mm, die besonders ausladende Konstruktion des Slätis-Rahmen mit 190 mm zeigt deutliche Nachteile.

Im Sinne der Grundidee des biologisch-dynamischen Fixateurs, eine Vorspannung in die Iliosakralfuge einzubringen, wurde eine Standardvorspannung von 100 N vorgegeben. Erreicht werden konnte dies Vorspannung nur vom biologisch-dynamischen Fixateur, dem Hoffmann-II-Fixateur Nachbau des Egbers Fixateur und dem einfachen Hoffmann II mit Handkompression. Bei zwei Hoffmann-II-Instrumentierungen konnte gar keine Vorspannung erreicht werden, der Slätis-Rahmen und der Triax erreichten mit 50 N und 30 N nur weitaus weniger an Kräfteinleitung in das ISG.

Zunächst wurde versucht, mit Bauteilen des Hoffmann-II-Systems den Egbers Fixateur zu instrumentieren. Hierbei zeigte sich aber, daß dies nicht praktikabel ist. Es müssen zu viele Teile zusammengefügt werden, was einen hohen Zeitaufwand bedeutet, weiterhin ist die Instrumentierung zu schwer und auch nicht in sich stabil.

Ausgehend von einer veränderten Pinapplikation wurde dann eine einfache Instrumentierung mit dem Hoffmann-II-System erdacht, die aus wenigen Teilen besteht, schnell zu applizieren ist und die das Einbringen einer Vorspannung mittels Handkompression ermöglicht.

Die bei dieser Instrumentierung gemessenen Werte waren dem biologisch-dynamischen Fixateur nach Egbers gleichwertig und den restlichen Fixateursystemen in den meisten Fällen überlegen.

Es konnte belegt werden, daß die Systeme mit der Möglichkeit eine Vorspannung in die Iliosakralfuge einzubringen den anderen Systemen überlegen sind.

Ausgehend von diesen Ergebnissen konnte mit dem Hoffmann-II-Fixateur mit Handkompressionsmöglichkeit eine zwar zunächst nur experimentelle aber dennoch einfache, praktikable und suffiziente Alternative zum teuren biologisch-dynamischen Fixateur entwickelt und getestet werden.

Der biologisch-dynamische Fixateur nach Egbers als Referenzosteosynthese bestätigte in dieser Studie seine guten Eigenschaften. Mit dem Hoffmann-II-System konnte eine Instrumentierung gefunden werden, die äquivalente Stabilitätsverhältnisse ermöglicht.

Literatur

1. Bassam D, Cephas GA, Ferguson KA, Beard LN, Young JS (1998) A protocol for the initial management of unstable pelvic fractures. *Am Surg* 64, 862-867.
2. Bosch U, Pohlemann T, Haas N, Tscherne H (1992) Klassifikation und Management des komplexen Beckentraumas. *Unfallchirurg* 95, 189-196.
3. Egbers HJ, Draijer F (1997) Externe Stabilisierung von Beckenringfrakturen mit einem biologisch-dynamischen Beckenfixateur. In: Egbers, H.-J. und Rieger, H. Die äußere Stabilisierung des Beckens. München: Marseille Verlag, 85-94.
4. Euler E (1996) Beckenverletzungen im Rahmen eines Polytraumas. Handout Fortbildungskurs Beckenverletzungen 60. Jahrestagung der DGU 1987.
5. Gahr RH, Wöfl Ch G, Egbers HJ (2000) Biomechanik der Beckenfixateure. Vortrag, 3. Bayreuther Unfallchirurgie-Tagung Juni 2000.
6. Hoffmann R (1954) Ostéotaxis, ostéosynthese externe par fiches et rotules. *Acta Chir Scand* 107, 72-88.
7. Hofmann G (1988) Behandlung frischer Frakturen und Luxationen am Becken mit dem Fixateur externe. *Hft Unfallheilk* 200, 312-313.
8. Hupel Th M, McKee MD, Waddell JP, Schemitsch EH (1998) Primary External Fixation of Rotationally Unstable Pelvic Fractures in Obese Patients. *J Trauma* 45, 111-115.
9. Kraus E, Schlickewei W, Cordey J, Wahl D, Kuner EH, Perren SM (1998) Methode zur vergleichenden Messung der Stabilität von Osteosynthesen am dorsalen Beckenring. *Unfallchirurgie* 24, 25-31.
10. Pohlemann T, Culemann U, Gänsslein A, Tscherne H (1996) Die schwere Beckenverletzung mit pelviner Massenblutung: Ermittlung der Blutungsschwere und klinische Erfahrung mit der Notfallstabilisierung. *Unfallchirurg* 99, 734-743.
11. Rieger H (1996) Das instabile Becken. Diagnostik, Therapie und Prognose der Beckenringfraktur. München Bern Wien New York, Zuckerschwed
12. Slätis P, Karaharju EO (1975): External fixation of the pelvic girdle with a trapezoid compression frame. *Injury* 7, 53-56.

Korrespondenzadresse:

Christoph Wöfl

Chirurgische Klinik mit Poliklinik der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
Krankenhausstrasse 12, 91054 Erlangen

e-mail.: christoph.woelfl@chir.imed.uni-erlangen.de

Tel.: 09131-8533296, Fax.: 09134-5955