

**Aus der Klinik für Allgemeine, Viszeral-,
Transplantations-, Gefäß- und Thoraxchirurgie
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. K.-W. Jauch



**Vergleich der Biomechanik herkömmlicher chirurgischer
Methoden zur Versorgung von Rippenfrakturen mit dem
neuen bioresorbierbaren Implantat Bio – ISOS**

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

vorgelegt von
Maximilian Kurt Bauer

aus Wien

2012

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Oliver Pieske

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Riccardo Giunta
Priv. Doz. Dr. med. Matthias Pietschmann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Axel Greiner

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser,
FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 06.12.2012

Inhaltsverzeichnis

1. Abkürzungsverzeichnis	1
2. Einleitung	2
3. Zielsetzung	5
4. Grundlagen	6
4.1 Anatomie des Rippenthorax	6
4.2 Begriffsdefinition Osteosynthese	8
4.3 Rippenfrakturen: Epidemiologie, Diagnostik und Therapieoptionen.....	8
4.3.1 Epidemiologie der Rippenfrakturen	8
4.3.2 Morbidität und Mortalität	8
4.3.2.1 Instabiler Thorax	10
4.3.2.2 Altersspezifische Unterschiede	11
4.3.3 Klinische Diagnostik	11
4.3.4 Konservative Therapieoptionen.....	12
4.3.6 Invasive Therapie	13
4.3.6.1 Behandlungsstrategien.....	13
4.3.6.2 Operative Therapieoptionen	13
4.4 Diagnostik bei Thoraxtrauma	15
4.4.1 Diagnostischer Standard	15
4.4.2 Studienlage	15
4.4.4 Schlussfolgerung und Fazit	17
4.5 Herkömmliche Methoden zur Osteosynthese von Rippenfrakturen.....	18
4.5.1 Kirschnerdraht Osteosynthese	18
4.5.2 „Rib-Struts“ (Metallschienen)	19
4.5.3 Rippenklammer	19
4.5.4 Plattenosteosynthese	20
4.5.4.1 Standardplatte	21

4.5.4.2 Kompressionsplatte	22
4.5.4.3 Winkelstabile Platte.....	23
4.6 Intramedulläre Methoden zur Osteosynthese von Rippenfrakturen	24
4.6.1 Bioresorbierbare Materialien.....	24
4.6.2 Bioresorbierbare Intramedulläre Spannosteosynthese (Bio-ISOS)	26
4.6.2.1 Das Bio – ISOS Implantat.....	26
5. Material und Methoden	28
5.1 Anthropometrische Analysen	28
5.1.1 CT gesteuerte Rippenvermessung	28
5.1.2 Voruntersuchungen mit MagicWeb®	30
5.1.2.1 Nachteil der Rippenvermessung mit MagicWeb®.....	30
5.1.3 CT – Bilder	31
5.1.4 Methodik der Rippenvermessung mit Osirix®	32
5.1.5 Lokalisationsdiagnostik und Pathogenese der Rippenfrakturen.....	34
5.2 Biomechanische Analysen.....	35
5.2.1 Materialanalyse für die intramedullären Implantate.....	35
5.2.1.1 Referenzimplantate aus nicht resorbierbarem Polypropylen (PP).....	35
5.2.1.2 Bioresorbierbare Implantate	36
5.2.1.2.1 Poly-ε-Caprolacton (PCL).....	36
5.2.1.2.2 BIO – ISOS Material: Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid) 70:30 (PLLA/PDLLA)	37
5.2.2 Stabilitätsuntersuchung der intramedullären Implantate	38
5.2.2.1 Versuchsaufbau des Drei – Punkt – Biegeversuchs	38
5.2.2.2 Durchführung des Drei – Punkt – Biegeversuchs	40
5.2.3 Bestandteile der Osteosynthesen	42
5.2.3.1 Herkömmliche Osteosynthesematerialien	42
5.2.3.1.1 Kirschnerdrähte	42
5.2.3.1.2 Osteosyntheseplatten des Leibiger® Sets	42
5.2.3.2 Spezielle Rippenosteosynthesen: MatrixRIB – Set®	43

5.2.3.2.1 Winkelstabile Rippenplatten	43
5.2.3.2.2 Intramedulläre Metallschienen	44
5.2.3.3 Intramedulläre Implantate.....	44
5.2.3.4 Sawbones® Röhren	45
5.2.4 Herstellung der Osteosynthesen	46
5.2.4.1 Vorbereitung der Sawbones® Röhren.....	46
5.2.4.2 Osteosynthese mit Kirschnerdrähten	46
5.2.4.3 Osteosynthese mit Platten.....	47
5.2.4.4 Osteosynthese mit intramedullären Schienen.....	48
5.2.4.5 Osteosynthese mit intramedullärem Bio – ISOS Implantat.....	49
5.2.5 Stabilitätsprüfung der Osteosynthesen	50
5.2.5.1 Versuchsaufbau des Vier – Punkt – Biegeversuchs	50
5.2.5.2 Untersuchte Osteosynthesen.....	51
5.2.5.3 Durchführung des Vier – Punkt – Biegeversuchs	52
5.2.6 Statistische Auswertung und grafische Darstellung	54
6. Ergebnisse	55
6.1 Anthropometrische Ergebnisse	55
6.1.1 Rippenvermessung im Thoraxverlauf	55
6.1.2 Messwerte der Rippenbreite im Direktvergleich.....	57
6.1.2.1 Messwerte der Rippenbreite am 45° Messpunkt	57
6.1.2.2 Messwerte der Rippenbreite am 90° Messpunkt.....	58
6.1.2.3 Messwerte der Rippenbreite am 135° Messpunkt.....	59
6.1.3 Messwerte der Rippenhöhe im Direktvergleich	60
6.1.3.1 Messwerte der Rippenhöhe am 45° Messpunkt	60
6.1.3.2 Messwerte der Rippenhöhe am 90° Messpunkt	61
6.1.3.3 Messwerte der Rippenhöhe am 135° Messpunkt	62
6.1.4 Auswertung der rippengeometrischen Ergebnisse	63
6.1.4.1 Rippenbreite	63

6.1.4.2 Rippenhöhe.....	64
6.1.4.3 Rippengeometrie: Relation der Rippenhöhe zur Rippenbreite.....	65
6.1.4.4 Kortikalisdicke	66
6.1.5 Lokalisation der Rippenfrakturen.....	67
6.1.5.1 Anzahl der Rippenfrakturen im linken und rechten Rippen thorax.....	67
6.1.5.2 Frakturlokalisation im Rippenverlauf.....	68
6.1.5.3 Unfallmechanismus	69
6.2 Biomechanische Analysen.....	71
6.2.1 Materialanalyse der intramedullären Implantate	71
6.2.1.1 Testergebnisse der 5,0mm Implantate.....	71
6.2.1.2 Testergebnisse der 7,5mm Implantate.....	71
6.2.1.3 Testergebnisse der BIO – ISOS Implantate.....	71
6.2.1.4 Auswertung der Materialanalyse.....	72
6.2.2 Stabilitätsuntersuchung der Rippenosteosynthesen.....	73
6.2.2.1 Herkömmliche Osteosyntheseverfahren.....	73
6.2.2.2 Spezielle Methoden zur Versorgung von Rippenfrakturen.....	73
6.2.2.3 Osteosynthesen mit intramedullären Implantaten	73
6.2.2.4 Auswertung der Osteosyntheseverfahren	74
6.2.2.5 Direktvergleich der Rippenosteosynthesen	75
6.2.2.6 Zusammenfassung der Ergebnisse der biomechanischen Stabilitätsuntersuchung der Rippenosteosynthesen.....	76
7. Diskussion.....	77
7.1 Rippenfrakturen: Behandlungsstrategien	77
7.1.1 Heilungsverlauf bei konservativer versus chirurgischer Therapie	77
7.2. Anthropometrische Analysen	79
7.2.1 Lokalisation der Rippenfrakturen und Rippengeometrie	79
7.2.2 Ergebnisdiskussion der Rippenfrakturlokalisation.....	80
7.2.3 Diskussion der Rippenmessergebnisse.....	81
7.3 Biomechanik verschiedener Osteosyntheseverfahren bei Rippenfrakturen	83

7.3.1 Biomechanische und klinische Anforderungen an die Osteosynthese	83
7.3.2 Osteosyntheseverfahren bei Rippenfrakturen.....	84
7.3.2.1 Die Plattenosteosynthese	84
7.3.2.2 Intramedulläre Osteosynthesen	86
7.3.2.3 Bioresorbierbare Verfahren	87
7.4 Diskussion der biomechanischen Messergebnisse	89
7.4.1 Materialanalyse.....	89
7.4.2 Osteosyntheseverfahren.....	89
7.5 Modell zur Versorgung von Rippenfrakturen mittels Bio – ISOS	91
8. Zusammenfassung	94
9. Literaturverzeichnis	96
10. Abbildungs- und Quellenverzeichnis	110
11. Tabellenverzeichnis	116
12. Danksagung.....	118
13. Anhang.....	119
13.1 Rippenvermessung mit MagicWeb®	119
13.1.1 Methodik der Rippenvermessung mittels MagicWeb®	119
13.1.2 Messergebnisse der Rippenbreite im Thoraxverlauf.....	120
13.1.3 Messwerte der Rippenbreite im Direktvergleich.....	122
13.1.3.1 Messwerte der Rippenbreite am 45° Messpunkt.....	122
13.1.3.2 Messwerte der Rippenbreite am 90° Messpunkt.....	123
13.1.3.3 Messwerte der Rippenbreite am 135° Messpunkt.....	124
13.1.4 Auswertung und Zusammenfassung der MagicWeb® Ergebnisse	125
13.1.5 Nachteil der Rippenvermessung mit MagicWeb®.....	125
13.2 Vermessung von Schweinerippen	126

1. Abkürzungsverzeichnis

3D - MPR	3-dimensional multi-planar reconstruction
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesen
ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrome
ASTM	American Society for Testing and Materials
Bio - ISOS	Bioresorbierbare Intramedulläre Spannosteoseynthese
CPAP	Continous Positive Airway Pressure
CT	Computertomografie
DCP	Dynamic Compression Plate
DIN	Deutsches Institut für Normung
et al.	et alii/-ae/-a (lateinisch = und andere)
Fmax	Wert des Kraftmaxiums
ISS	Injury Severity Score
Kap.	Kapitel
Max	Maximal(wert)
Min	Minimal(wert)
OP	Operation
PCA	Patient Controlled Analgesia
PCL	Poly-ε-Caprolacton
PEEP	Positive Endexpiratory Pressure
PLLA/PDLLA	Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid) 70:30
PP	Polypropylen
PDS	Polydioxanon
RWTH Aachen	Rheinisch Westfaelische Technische Hochschule Aachen
SR - PGA	Self Reinforced Polyglycolide
z.B.	zum Beispiel

2. Einleitung

Unter allen Frakturen gehören die Rippenfrakturen mit einer Inzidenz von 7% – 40% zu den häufigsten Knochenverletzungen des Menschen [4, 20, 51, 138, 141, 174]. Grundsätzlich muss zwischen Unfällen mit isolierten Rippenfrakturen (13,1%) bei einfachen Thoraxtraumata und Unfällen mit Rippenfrakturen in Zusammenhang mit Mehrfachverletzungen (86,9%) unterschieden werden [141]. Schwere Thoraxtraumata sind häufig vergesellschaftet mit einem Pneumo- (37,2%) oder Hämatothorax (26,8%), in seltenen Fällen mit dem Bild des instabilen Thorax (5,8%) [24, 135, 138, 141, 174].

Die Therapie der Rippenfraktur ist heutzutage nach wie vor die Domäne der konservativen Medizin [117, 127, 154, 165]. Nur schwerwiegende Thoraxtraumata mit Weichteilbeteiligung oder instabilem Thorax stellen absolute OP – Indikationen dar [4, 82, 146]. Dies ist umso erstaunlicher, da aus dem klinischen Alltag bekannt ist, dass in zahlreichen Fällen durch die insuffiziente Ruhigstellung der Rippenfrakturenden Schmerzen mit protrahiertem Heilungsverlauf und entsprechend eingeschränkter Lebensqualität resultieren können, die eine lang andauernde Analgesie und Atemgymnastik erfordern. Demgegenüber konnten mehrere Studien einen signifikanten Benefit hinsichtlich Morbidität und Mortalität bei operativ stabilisierten Rippenfrakturen zeigen [5, 50, 114, 146]. Der Grund für die nach wie vor geltende Restriktion der operativen Versorgung von Rippenfrakturen mag historisch bedingt in den potentiellen Nachteilen der herkömmlichen Osteosyntheseverfahren liegen [128].

Goldstandard der operativen Therapie stellt nach wie vor die Plattenosteosynthese als stabiles Versorgungsverfahren dar. Bei dieser Methode muss jedoch intraoperativ die gesamte Fraktur dargestellt, reponiert und durch die Platte mit mindestens drei Schrauben auf jeder Frakturseite fixiert werden, sodass ein vergleichsweise großer operativer Zugang zur Implantateinbringung notwendig ist [103, 160]. Ein weiterer Nachteil der Plattenosteosynthese kann durch die Steifigkeit des Implantates resultieren, wodurch die Atemmechanik des Rippen thorax beeinträchtigt wird [14, 130]. Insbesondere bei osteoporotischem Knochen kann darüber hinaus eine gefürchtete Schraubenlockerungen am Übergang zum nicht – steifen Rippenbereich auftreten [14, 47, 63, 78, 79, 82, 96].

Einen hoffnungsvollen Ansatz zur Reduzierung der für die Plattenosteosynthese genannten Nachteile stellt das in jüngster Zeit auf den Markt gebrachte Splintsystem (MatrixRIB® System, Firma Synthes) dar. Es handelt sich dabei um eine speziell der Rippenanatomie angepasste intramedulläre Metallschiene, durch welche die Rippe inwendig stabilisiert wird. Systematisch aufgearbeitete klinische Ergebnisse stehen jedoch noch aus, wenngleich die biomechanischen Analysen in zwei ersten Studien vergleichsweise gute Ergebnisse für das Splintsystem darstellen konnten [15, 16]. Grundsätzlich gilt jedoch bei allen Implantaten aus Metall, dass diese nach abgeschlossener Frakturheilung „überflüssig“ sind. Sie müssen daher bei mechanischen Komplikationen wie zum Beispiel Irritation der Weichteile, sowie Schmerzhaftigkeit - zum Nachteil des Patienten und der Gesundheitsökonomie - wieder operativ entfernt werden [146].

Um einerseits die Nachteile der Plattenosteosynthese bzw. der metallischen Implantate zu vermeiden und andererseits die Vorteile der biomechanisch günstigen, sowie weniger-invasiven OP-Technik zu nutzen, wurde durch die Arbeitsgruppe für „Bioresorbierbare intramedulläre Spannosteosynthesen“ („Bio – ISOS“) ein vollständig neuartiger Versorgungsansatz für die Versorgung von Rippenfrakturen entwickelt. Diese Arbeit wurde durch das Ministerium für Bildung und Forschung gefördert (Gewinner des Innovationswettbewerb Medizintechnik 2007).

Das Funktionsprinzip des bioresorbierbaren Implantates ist in Abbildung 1 schematisch dargestellt. Neben den bereits oben genannten Vorteilen ist aus der Literatur bekannt, dass ein dynamischer Knochenaufbau mit progredienter Kraftübertragung auf den heilenden Knochen bei resorbierbaren Knochenimplantaten möglich ist [10, 12, 60, 66, 81, 99, 118, 121, 122].

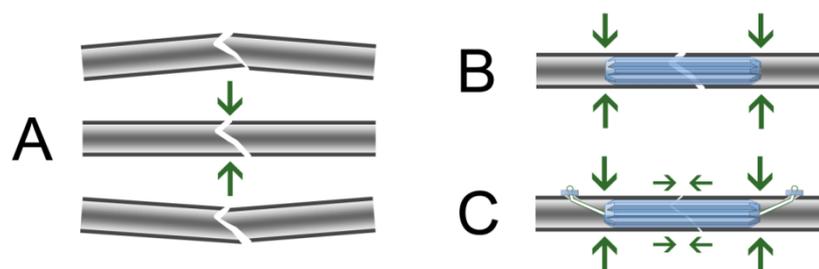


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Implantation einer Bio – ISOS Osteosynthese in einen frakturierten Röhrenknochen.

grau = gebrochener Röhrenknochen

blau/weiß = Implantat bestehend aus Schiene, Spannfaden und Ankern

Da Bio – ISOS bislang noch nicht im klinischen Einsatz ist, sollte im Rahmen der vorliegenden Dissertation analysiert werden, ob die Bio-ISOS-Osteosynthese zur Versorgung von Rippenfrakturen grundsätzlich geeignet ist. Dazu mussten im Wesentlichen zwei Fragen beantwortet werden:

(1) Ist die Implantatgeometrie von Bio-ISOS mit der humanen Rippenanatomie kompatibel?

(2) Ist die Bio-ISOS-Osteosynthese im Vergleich zu herkömmlichen Osteosyntheseverfahren des Rippenthorax biomechanisch ausreichend stabil.

3. Zielsetzung

Ziel des ersten Teils der Arbeit waren anthropometrische Analysen des Rippen thorax. Durch die Rippenvermessung sollte eine Grundlage für den Einsatz des neuen Verfahrens der bioresorbierbaren intramedullären Spannosteosynthese geschaffen werden. Zentrale Fragen dabei waren, (1) an welcher Stelle des Brustkorbes die Rippen bei einem Trauma am häufigsten brechen und (2) wie sich der Rippendurchmesser von cranial nach caudal bzw. dorsal nach ventral verändert.

Im zweiten Teil der Arbeit war das Ziel, die Biomechanik der Bio-ISOS Schiene und Osteosynthese einschätzen zu können. Es sollte untersucht werden, welches bioresorbierbare Material am besten für die Schiene geeignet ist und wie sich die Biomechanik der Bio – ISOS Osteosynthese im Vergleich zu herkömmlichen Osteosyntheseverfahren (z.B. Plattenosteosynthese), sowie neuartigen Osteosyntheseverfahren (intramedullärer Metallsplint) zur Versorgung von Rippenfrakturen verhält.

4. Grundlagen

4.1 Anatomie des Rippenthorax

Der Brustkorb besteht aus 12 Rippenpaaren, die ihren Ursprung an der Wirbelsäule nehmen und im Halbkreis von dorso-kranial nach ventro-kaudal zum Brustbein verlaufen. Dabei sind die oberen Rippen 1 – 7 über direkte gelenkige Verbindungen mit den Incisurae costales sterni verbunden, die Rippen 8 – 10 über knorpelige Abschnitte befestigt und die Rippen 11 und 12 (manchmal auch schon Rippe 10) enden frei in der Bauchmuskulatur. In den Interkostalräumen verlaufen begleitend zu jeder Rippe an dessen Unterseite die Interkostalgefäße und –nerven.

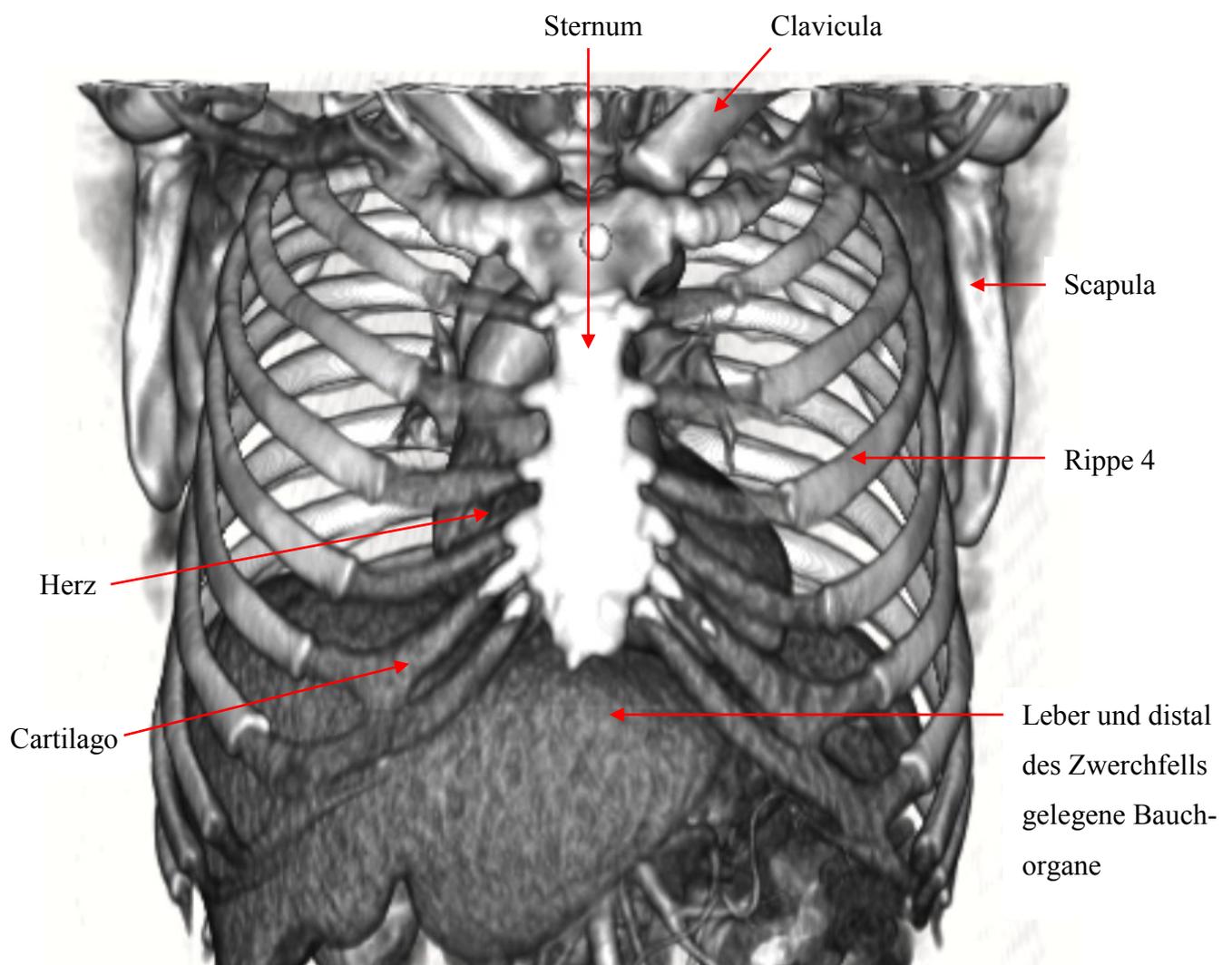


Abbildung 2: 3D – Rekonstruktion von CT – Bildern des Thorax-Skeletts mit Osirix®.

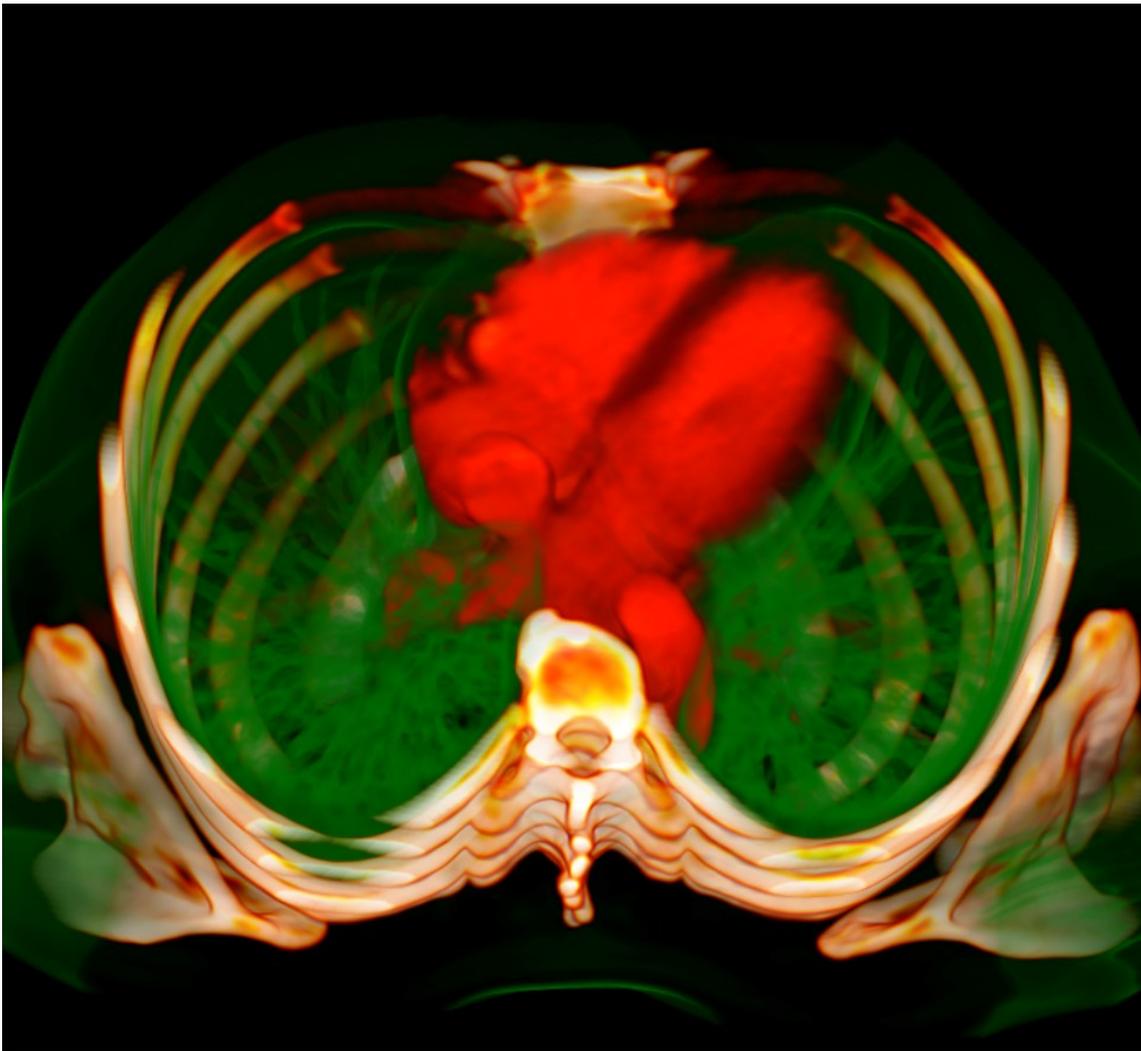


Abbildung 3: 3D – Rekonstruktion von CT – Bildern mit Osirix®, Thoraxquerschnitt mit angrenzenden Scapulae; farblich rot markiert: Herz; grün markiert: Lungengewebe.

Durch diese anatomischen Gegebenheiten frakturieren am häufigsten die mittleren Rippen 3 – 7 [133]. Zu ca. 70% sind die lateralen und zu ca. 30% die ventralen Regionen betroffen. Handelt es sich um die oberen beiden Rippen 1 und 2, lässt dies durch die geschützte Lage zwischen Clavicula, Scapula und Schulter auf ein schwereres Trauma schließen [141]. Ein Bruch der unteren Rippen 9 – 12 führt oftmals zu einer Verletzung von Leber, Niere oder Milz.

4.2 Begriffsdefinition Osteosynthese

Eine Osteosynthese ist eine „Verbindung und Verklammerung von Knochenteilen nach Fraktur oder nach Knochendurchtrennung durch Platten, Schrauben, Nägel oder Drähte (z.B. Plattenosteosynthese, Marknagelung). Die einzelnen Verfahren unterscheiden sich durch den Grad der Stabilität. ... Wo immer möglich, werden minimalinvasive Verfahren bevorzugt.“ [175]

4.3 Rippenfrakturen: Epidemiologie, Diagnostik und Therapieoptionen

4.3.1 Epidemiologie der Rippenfrakturen

Von allen Frakturen am Thorax ist die Rippenfraktur die häufigste [138]. 10% der Gesamtheit aller Traumata sind vergesellschaftet mit Rippenfrakturen.

In etwa 6% - 12% der Fälle handelt es sich um isolierte Rippenfrakturen. Aufgrund des Unfallhergangs gehen Rippenfrakturen häufig mit anderen Verletzungen einher [119, 138, 169, 174].

Dabei besteht eine hohe Dunkelziffer nicht erkannter Rippenfrakturen. Alleine im konventionellen Röntgen des Thorax werden etwa 50% der Rippenfrakturen nicht erkannt [8, 37, 41, 87, 155].

4.3.2 Morbidität und Mortalität

Zu unterscheiden sind isolierten Rippenfrakturen, bei denen Schmerzen und Einschränkungen der Atemmechanik im Vordergrund stehen [18], von schwerwiegenden (Poly-)Traumen. Bei diesen sind meist nicht die Rippenfrakturen selbst das lebensbedrohliche Krankheitsbild, sondern die daraus resultierenden Komplikationen. Es besteht die Gefahr der Entstehung eines Pneumothorax (37,2%), Hämatothorax (26,8%), Hämato - Pneumothorax (15,3%), einer pulmonalen Kontusion (17,2%), eines instabilen Thorax (5,8%) oder eines isolierten subcutanen Emphysems (2,2%) [24, 135, 138, 141, 174].

Die häufigsten direkten Todesfolgen sind dabei die Pneumonie, das ARDS, die Lungenembolie oder der instabile Thorax selbst [5, 18, 74, 141].

Pathophysiologisch wird durch die auftretenden Schmerzen bei Rippenfrakturen zugleich eine Schonhaltung eingenommen. Das führt zu verminderten Atemexkursionen und vermindertem Abhusten von Sekreten [18]. Folglich kommt es zu progredienten Atelektasen und Schleimretention [90, 100].

Diese Umstände bieten die besten Voraussetzungen für die Kolonialisierung des Bronchialsystems, was zu einer Pneumonie führt. Dadurch kann es zu einer Störung der Lungenfunktion kommen, bis hin zum ARDS [128]. Hinzu kommt, dass bei einer Lungenkontusion die Beatmungsdauer verlängert ist, wodurch sich die Inzidenz der Pneumonie erhöht [137].

Häufige Risikofaktoren sind eine hohe Verletzungsschwere und das steigende Alter [3, 4, 17]. Hinzu kommen oftmals Komorbiditäten wie Herzfehler, Arrhythmien, Nierenversagen, Lebererkrankungen, neurologische Ausfälle oder Metastasen [74].

Bei Frakturen der ersten drei Rippen kann es zu Verletzungen der Vasa subclavia und des Plexus brachialis kommen. Sind hingegen die Rippen 10 bis 12 betroffen, kann dies zu einer Laceration der Leber und Milz führen [8, 88, 109, 141].

Rippenfrakturen weisen eine Gesamtmortalität von 12% auf [61, 119, 138, 148, 169, 174]. Vergleichbare Zahlen zeigen sich auch bei Kindern und älteren Menschen [51, 139]. Die Mortalität steigt mit der Anzahl der Rippenfrakturen. Laut Wilson et al. besteht bereits ab 3 Frakturen eine Mortalitätsrate von über 30% [169].

Entsprechend des Unfallherganges unterscheidet man zwei Formen des Thoraxtraumas, das stumpfe und das penetrierende. Häufiger ist das stumpfe Thoraxtrauma, verursacht durch einfache Stürze bis hin zu Hochrasanztraumen, wie beispielsweise bei Motorradunfällen [169].

Shorr et al. analysierten 515 Patienten, Sirmali et al. 548 Patienten, Brasel et al. führten eine Datenbankanalyse mit 23426 Patienten durch, alle zum stumpfen Thoraxtrauma [18, 138, 141]. Dabei ergaben sich je nach Unfallhergang Mortalitätsraten von 4% bis 15,5%.

Weitaus seltener sind penetrierende Verletzungen des Thorax, dazu gehören Stich- und Schusswunden [31]. Diese zeigen höhere Mortalitätsraten, die entsprechend einer Studie von Degiannis et al. [31] bei Stichwunden 15,6% und bei Schusswunden 81% betragen und in der Regel auf Zusatzverletzungen zurückzuführen sind.

4.3.2.1 Instabiler Thorax

Das schwerwiegende Bild des instabilen Thorax entsteht, wenn mindestens 2 Rippen an jeweils mindestens 2 Stellen brechen [82]. Dadurch umgreift der Rippenthorax nicht mehr als stabiler Schutz die Lunge. Insbesondere ist dadurch die Funktion zur Entfaltung der Lunge massiv eingeschränkt.

Beim instabilen Thorax ist die Atemmechanik völlig verändert. Beim gesunden Menschen zieht sich die Lunge durch die Eigenelastizität bei der Expiration zusammen und entfaltet sich wieder durch Dehnung des Brustkorbes. Das instabile Segment kann diese Aufgabe nicht mehr übernehmen. Es bewegt sich durch den Unterdruck bei Inspiration nach innen und bei Expiration wieder nach außen. Damit ist der mechanische Ablauf völlig gestört. Vermehrte Schmerzen treten auf und der im vorigen Kapitel 4.3.2 beschriebene Pathomechanismus läuft umso schneller ab [53, 63, 167].

Zusätzlich können Komplikationen auftreten, wie ein mediastinaler Lungenshift mit konsekutiv vermindertem venösem Rückfluss zum Herzen. Weichteillazerationen durch ein Rippenfragment sind möglich bis hin zur Schädigung des Zwerchfells, der Lungen, des Herzens oder der Aorta [159]. In Extremfällen muss der Patient langzeitbeatmet werden mit möglichen schwerwiegenden Folgen, die, wie beschrieben, bis hin zum Tode führen können [45, 132].

Von allen Thoraxtraumen resultiert in 5% – 13% das Bild des instabilen Thorax [53, 167], wobei es bei Kindern seltener auftritt als bei Erwachsenen [102, 111].

Borman et al. [9] werteten 11966 Patienten mit Thoraxverletzungen aus, davon 262 Patienten mit instabilem Thorax. Die Mortalität betrug durchschnittlich 20,6%, bei Patienten über 65 Jahren sogar 28,8%. Weitere Studien ergeben Mortalitätsraten von 11% - 40% [28, 45, 126, 137].

4.3.2.2 Altersspezifische Unterschiede

Viele Faktoren (wie Osteoporose oder Gangunsicherheit) führen bei älteren Menschen tendenziell dazu, dass diese mit zunehmendem Alter und steigender Anzahl an Rippenfrakturen mehr Schaden nehmen und vermehrt Komplikationen auftreten [20, 33]. Bulger et al. stellten fest, dass über 65 – jährige bei mehr als 4 Rippenfrakturen eine deutlich erhöhte Mortalität von 22% gegenüber jüngeren Patienten mit 10% aufweisen [20].

Bei Kindern ist der Missbrauch die häufigste Ursache für Rippenfrakturen [75, 125]. Eine weitere wichtige Rolle spielen auch hier die Verletzungen im Straßenverkehr. Oft sind Rippenfrakturen vergesellschaftet mit Multiorganverletzungen und Kopfverletzungen. Dabei steigt die Mortalität entsprechend auf bis zu 100% [51].

4.3.3 Klinische Diagnostik

Führendes klinisches Symptom für eine Rippenfraktur sind starke Schmerzen in dieser Thoraxregion. Ein sicheres Frakturzeichen sind Krepitationen (knirschende Knochengeräusche), die durch Aneinanderreiben der Frakturrenden entstehen. Weiterhin sind oftmals rote Streifen (Hämatome im Rippenverlauf) an der Thoraxwand zu sehen [23].

Je nach Schweregrad kann es bis hin zum instabilen Thorax mit Thoraxwanddeformitäten mit gestörter bis insuffizienter Atmung führen [25, 55]. Das instabile Segment bewegt sich bei jedem Atemzug mit der Lunge [53].

Als Indikator für die Ernsthaftigkeit der Rippenfraktur gelten die gesamte Verletzungsschwere und die Zusatzverletzungen, wie die Lungenkontusion oder der Hämatothorax. Hinzu kommt erschwerend das zunehmende Alter. Sehr ernst zu nehmen ist die steigende Anzahl an Rippenfrakturen [42, 51, 69, 83, 84, 141, 148].

Die radiologische Diagnostik ist separat in Kapitel 4.4 beschrieben.

4.3.4 Konservative Therapieoptionen

Einfache Rippenfrakturen und auch Rippenserienfrakturen werden heutzutage meist konservativ versorgt [128]. Rippenfrakturen sind bekanntlich sehr schmerzhaft und führen in der Regel zu einer Schonhaltung mit eingeschränkter Atemmechanik. Deswegen ist die Schmerzkontrolle das oberste Ziel der konservativen Therapie [38, 172]: Die Bandbreite reicht von parenteralen über intravenöse Schmerzmittel bis hin zum Einsatz einer Patient – Controlled – Analgesie (PCA) – Pumpe [48, 76, 141].

Eine optimale Schmerztherapie führt zu einer Reihe von Vorteilen: Durch die verbesserte Ventilation beugt sie Atelektasen vor, fördert die Vital- und Residualkapazität und die Fähigkeit Sekrete abzutransportieren [21, 73, 74, 171]. Es dauert im Normalfall mehrere Wochen, bis die Patienten Schmerzfreiheit erlangen [76]. Auf diesem Wege – der Patient kann seine Schmerzmedikation nach Bedarf selbst bestimmen – wird eine verbesserte Analgesie und pulmonale Funktion erreicht [91, 107].

Todd et al. erachten weiterhin bei Patienten über 45 Jahren den Einsatz der Spirometrie als hilfreich, um weitere Komplikationen zu verhindern [150]. Shorr et al. beschreiben als weitere Maßnahmen die frühe Mobilisation, physiotherapeutische Beübung, Atemtherapie, sowie die Bronchoskopie als notwendig, um die Mehrheit der pulmonalen Komplikationen zu reduzieren [138].

4.3.6 Invasive Therapie

4.3.6.1 Behandlungsstrategien

Die Versorgung des instabilen Thorax gestaltet sich weitaus schwieriger. Im Laufe der Jahre war sie geprägt durch technische Neuerungen. Vor 1950 wurde der instabile Thorax noch von extern stabilisiert [52]. Von 1950 bis 1975 galt die PEEP – Beatmung (Positive EndExpiratory Pressure) als Goldstandard [45, 127, 154]. Ab 1975 wurde die Beatmung auf CPAP (Continous Positive Airway Pressure) umgestellt, darüber hinaus spielte die O₂ – Gabe, die Analgesie und das Absaugen der Atemwege eine wichtige Rolle [117, 127, 154, 165].

Heutzutage werden zur Versorgung des instabilen Thorax die gleichen Mechanismen, wie bei einfachen Rippenfrakturen, als Grundlage eingesetzt. Zusätzlich werden die Patienten in den meisten Fällen endotracheal intubiert und beatmet [49, 161, 167]. Ziel der Intubation ist es, Atelektasen und die daraus resultierenden Shunts (Kurzschlussverbindung normalerweise getrennter Alveolen) zu verhindern. Weiterhin können Sekrete darüber abgesaugt werden [110].

Auch hier wird die epidurale Schmerztherapie zur besseren Schmerzkontrolle eingesetzt, die anderen Schmerztherapien deutlich überlegen ist. Es resultiert eine verkürzte Verweildauer auf der Intensivstation und im Krankenhaus generell [89, 92]. Bei allen Patienten mit cerebralen Verletzungen und ausgeprägten Lungenkontusionen ist eine Intubation unbedingt notwendig [86]. Komplikationen der Intubation sind Infektionen bis hin zur Sepsis und das Barotrauma [1].

4.3.6.2 Operative Therapieoptionen

Primärer Grund für die Operation sind Schmerzen und Fehlstellungen. Die Wahl, ob operiert wird oder nicht, hängt aber stark von der Erfahrung des Chirurgen ab [100].

Durch einen frühen Eingriff wird eine verkürzte Intubation und Beatmungsdauer erreicht [114]. Die Integrität der Thoraxwand und damit verbunden die volle Funktionsfähigkeit der Lunge und des Thorax wird ebenfalls schneller erreicht [50, 54]. Das führt zu einer schnelleren Gesundung und sinkenden Mortalität. Die Patienten verlassen schneller die Intensivstation, auch der komplette Krankenhausaufenthalt verkürzt sich [1, 5, 53, 163].

Weiterhin berichten die Patienten über eine verbesserte Schmerzkontrolle und verkürzte Schmerzdauer nach Fixation der Rippenfraktur [22, 63, 123, 140]. Letztlich resultieren

die Vorteile auch in einem ökonomischen Nutzen durch die verkürzte Krankenhausdauer [76].

Lardinois et al. beschreiben die „besten Indikationen zur chirurgischen Versorgung“ sind der antero – laterale instabile Thorax, die respiratorische Insuffizienz ohne pulmonale Kontusion und die Versorgung älterer Patienten [82]. Besonders ältere Patienten benötigen eine frühe Stabilisierung, da sie ansonsten später nur schwer von der Intubation entwöhnt werden können und eine erhöhte Gefahr für die Entwicklung von Pneumonien besteht [4, 146]. Eine weitere Indikation ist der Pneumothorax mit hoher Luftleckage [46].

Weiter beschreiben Lardinois et al. [82] die 4 Indikationen zur Versorgung des instabilen Thorax ($n = 66$):

1. Nicht intubierte Patienten mit respiratorischer Insuffizienz trotz kontinuierlicher Periduralanalgesie und aggressiver Sekretsäuberung ($n = 28$)
2. Patienten mit ausgeprägtem antero – lateralem instabilen Thorax und progressiver Dislokation der gebrochenen Rippen ($n = 15$)
3. Intubierte Patienten mit lang andauerndem Ventilationsbedarf ohne schwere Zusatzverletzung, wie pulmonaler Kontusion oder cerebralem Trauma ($n = 21$)
4. Notwendigkeit der Thorakotomie aufgrund intrathorakaler Verletzungen ($n = 2$)

4.4 Diagnostik bei Thoraxtrauma

4.4.1 Diagnostischer Standard

Nach durchgeführter klinischer Untersuchung wird üblicherweise als initiale Bildgebung ein konventionelles Röntgenbild des Thorax durchgeführt [153]. Dennoch werden Rippenfrakturen im Röntgenbild oft übersehen, da es sich zum Teil um feine Läsionen handelt [30, 85]. Auch Komplikationen wie der Pneumo- oder Hämatothorax oder die Lungenkontusion können dabei übersehen werden [62, 120, 166].

Zur weiteren Diagnostik kann eine Computertomografie des Thorax durchgeführt werden. Für eine genauere Betrachtung können im CT die Hounsfield - Einheiten der Schnittbilder entsprechend dem Lungen-, Weichteil- und Knochenfenster eingestellt und die Schnittbilder in koronarer und sagittaler Schnitfführung betrachten werden [88]. Das erlaubt eine exakte Einschätzung der anatomischen Gegebenheiten. Das diagnostische Potential ist hierbei unübertroffen [134, 153, 158]. Besonders bei Hochrasanztraumen ist es in Form der Polytraumaspirale ein unverzichtbarer Bestandteil der diagnostischen Einschätzung geworden [34, 87].

4.4.2 Studienlage

In einer Studie von Livingston et al. [87] wurden 400 Patienten untersucht. Im initialen Röntgenbild des Thorax wurden Rippenfrakturen bei 208 Patienten (54%) übersehen [87]. Dieser Wert von etwa 50% falsch negativen Befunden bei Röntgenbildern des Thorax als Methode der Wahl bestätigt sich auch in anderen Studien [30, 37, 41].

Weiterhin zeigte sich ein diagnostischer Irrtum in 72% der Fälle (129 von 179) von mehr als einer Fraktur [87].

Grieser et al. untersuchten 102 polytraumatisierte Patienten [57]. Hierbei zeigte das CT 30 zusätzliche relevante Befunde gegenüber dem konventionellen Röntgen bei 27 von insgesamt 102 Patienten. Es profitierten folglich 26,5% vom Einsatz der Computertomografie.

Auch in einer Studie von Omert et al. änderte sich das Therapiemanagement in 20% der Fälle durch den CT – Einsatz [115].

Exadaktylos et al. untersuchten 93 Patienten nach Motorradunfall oder Sturz aus > 5m Höhe. 25 Patienten zeigten ein initial unauffälliges Röntgenbild des Thorax. Nach Einsatz des CT wurden bei 13 der 25 Patienten multiple Verletzungen erkannt, entsprechend bei 50% der initial unauffälligen Röntgenaufnahmen.

Von den 23 Rippenfrakturen wurden im Röntgen lediglich 3 (13%) nicht erkannt. Die Autoren schlussfolgern, dass der Einsatz des CT besonders wichtig zum Erkennen von Weichteilverletzungen ist. Übersehen wurden im Röntgen 68,7% der Lungenkontusionen (46 von 67), 66,7% der Aortalazerationen (2 von 3) und 22,2% der Pneumothoraces (6 von 27) gegenüber 15% der Rippenfrakturen (3 von 20) [41].

Das Entscheidungskriterium zum Einsatz der Computertomografie stellen somit die Weichteilverletzungen dar, was die hohe Rate nicht erkannter Befunde im konventionellen Röntgen zeigt [29, 32, 58, 64, 112, 113, 156, 158, 164].

Aufgrund der guten Verfügbarkeit der Computertomografie kam es in den letzten Jahren zu einem häufigeren Gebrauch [153]. Neben den genannten Vorteilen entstehen dabei auch einige Nachteile. Das CT ist im Vergleich zum Röntgen zeitaufwändiger und nicht immer verfügbar. Hinzu kommen die hohen Kosten für das Gesundheitssystem [8].

Der wichtigste Aspekt ist jedoch die hohe Strahlenbelastung für den Patienten [8]. Besonders bei Kindern resultiert eine inakzeptabel hohe Belastung mit fraglichem klinischen Nutzen [109]. Kinder sind im Vergleich zu Erwachsenen 10-fach strahlensensibler, hinzu kommt die komplette Lebenszeit, in der Tumore entstehen können [19, 35].

4.4.4 Schlussfolgerung und Fazit

Während manche Autoren durch den Einsatz des CT Therapieänderungen von bis zu 70% gegenüber dem Röntgen beschreiben [158], erachten andere den Routineeinsatz nicht als sinnvoll [97, 120]. Der Einsatz des CT findet weitverbreitete Akzeptanz, der routinemäßige Einsatz wird bei allen Vor- und Nachteilen kontrovers diskutiert [32, 58, 64, 97, 112, 142, 156, 158, 164].

Die meisten Autoren sprechen sich nach wie vor für ein primäres Röntgen als Methode der Wahl aus [57, 87, 153]. Durch die schnelle Verfügbarkeit und Durchführbarkeit dient es als gutes Instrument zur Einschätzung des Schweregrades der Verletzung. Auch für schwer Verletzte bietet es darüber hinaus Vorteile: Die Patienten brauchen nicht erst in das CT gefahren werden, womit eine Therapieverzögerung in Kauf genommen wird. Mögliche Reaktionen auf Kontrastmittel, sowie eine niedrigere Strahlenbelastung sprechen für das Röntgen [153].

Vereinzelt sprechen sich Autoren aufgrund der Vorteile des CTs auch für den primären Einsatz aus [41]. Hingegen empfehlen die meisten einen selektiven Einsatz bei Risikopatienten, hämodynamisch stabilen polytraumatisierten und intubierten Patienten, die mit großer Wahrscheinlichkeit einen direkten Nutzen aus dem Einsatz des CT ziehen [57, 153].

4.5 Herkömmliche Methoden zur Osteosynthese von Rippenfrakturen

4.5.1 Kirschnerdraht Osteosynthese

Kirschnerdrähte sind lange, dünne Bohrdrähte in verschiedenen Ausführungen. Sie stellen eines der ältesten Verfahren zur Versorgung von Knochenbrüchen dar. In den 1920er Jahren wurde der Spickdraht erstmals durch den Chirurgen Martin Kirschner verwendet und seither mit ihm in Verbindung gebracht. Heute noch wird die Technik des rotierenden Bohrdrahtes für Repositionen und Fixierungen von Frakturen genutzt. Gebräuchlich sind die Materialien Edelstahl und Titan, die in Durchmessern von 0,1mm bis 6,0mm erhältlich sind. Verwendet werden bei Rippenfrakturen meist Kirschnerdrähte mit Durchmessern zwischen 1,6mm und 2,0mm.

Sie bieten vielseitige chirurgische Einsatzmöglichkeiten zur Fixation von Frakturen, zur intramedullären Schienung und als Bohrdraht um Durchgänge zu schaffen.

Hierzu wird eine Reposition der Rippenfraktur durchgeführt und die Drähte anschließend tangential zur Krümmung eingebohrt. Um die Rotationsstabilität zu gewährleisten, werden mindestens zwei Drähte eingebracht (nach Foucher [43, 44]). Man sollte eine Kreuzungsstelle direkt im Frakturspalt vermeiden, um eine Instabilität oder Spreizung zu verhindern.

Die Kirschnerdrähte zeichnen sich durch geringe Materialkosten für die Operation aus. Nachteile des Verfahrens sind

1. eine geringe Stabilität im Frakturspalt,
2. Wanderung der Kirschnerdrähte, besonders ausgeprägt in Hohlräumen und
3. Materialversagen.

Heutzutage wird diese Methode daher zur Versorgung von Rippenfrakturen kaum noch verwendet.

4.5.2 „Rib-Struts“ (Metallschienen)

Rib-Struts sind unterschiedlich lange Metallschienen, die submuskulär an der lateralen Thoraxwand eingebracht werden. Dabei werden die flachen Metallschienen über kurze, 3cm lange Schnitte im Gebiet gesunder Rippen eingebracht. Von dort aus werden diese über das Frakturgebiet geschoben und proximal und distal mit Draht – Cerclagen fixiert. Meist werden 2 – 3 Stahlschienen V-förmig eingebracht. Das Verfahren kann unter Lokalanästhesie durchgeführt werden. Da ein Eröffnen der Frakturzone und der Pleura nicht nötig ist, stellt diese Osteosynthese ein schnelles Verfahren mit geringem Komplikations- und Infektionsrisiko dar. Nachteil ist die ungenügende Schmerzausschaltung [133].

4.5.3 Rippenklammer

Die dünnen elastischen Rippenklammern (unterschiedliche Namen je nach Hersteller, z.B.: Judet Klammern, Essener Federstahl – Rippenklammern nach Labitzke) werden direkt ins Frakturgebiet eingebracht. Dazu werden die instabilen Rippen freigelegt und die Rippenklammern eingebracht. Diese werden fixiert durch Umbiegen der Klammer, wobei keine Schrauben notwendig sind. Geeignet sind die Rippenklammern auch bei Mehrfragmentbrüchen und Frakturen an der Knochen-Knorpel-Grenze. Die Fraktarenden werden adaptiert. Nachteil dabei ist, dass die Bewegungen im Frakturspalt nicht verhindert werden und somit Eine vollständige Schmerzfreiheit nicht erreicht werden kann. Eine primäre Knochenheilung somit auch nicht möglich ist [133].

4.5.4 Plattenosteosynthese

Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesen (AO) hat eine Vielzahl an Platten entwickelt, die folgende Grundeigenschaften in unterschiedlichem Maße erfüllen: Kompression, Protektion, Abstützung, Zuggurtung und Überbrückung.

In der Regel werden die AO – Drittelrohr - Platten und die AO - Rekonstruktionsplatten verwendet, um Rippenfrakturen zu stabilisieren. Diese werden nach offener Reposition der Fraktur direkt im Bereich der Frakturzone eingebracht. Fixiert werden die Platten anschließend durch je mindestens 3 Schrauben auf den angrenzenden Rippenabschnitten, unter Aussparung des Frakturspalts. Hierbei kommen in der Regel Kortikalisschrauben, seltener winkelstabile Spezialplatten - Schrauben zum Einsatz. Bei einfachen Zweifragmentbrüchen werden 6 – Loch Platten verwendet, bei Mehrfragmentbrüchen entsprechend längere Platten.

Die Plattenosteosynthesen weisen eine höhere Stabilität auf, als die Rippen. Somit stehen die Frakturen stabil aufeinander. Durch die hohe Steifigkeit resultieren große Kräfte an den Plattenenden. Das wiederum führt im Verlauf vor allem bei längeren Platten durch kontinuierliche Atemexkursionen zur Schraubenlockerung.

Die Autoren Bötsch und Rehm verglichen verschiedene Platten im Dauerversuch mit 30000 Belastungszyklen. Ihr Fazit war: „Die Aufgabe dieser Osteosynthesen besteht darin, Bewegungen zwischen den Bruchenden während den Atemexkursionen weitgehend zu verhindern und die Dauerbelastung bis zur knöchernen Heilung zu gewährleisten“ [14]. Sie folgerten jedoch, dass eine Überdimensionierung der Implantate zur Überbelastung am Übergang Rippe – Montage und somit zur Schraubenlockerung führt und schlussfolgerten: „Daher kann eine schwache Montage an einer schwachen Rippe noch eine befriedigende Haltbarkeit geben“ [14].

4.5.4.1 Standardplatte

Ziel dieser Platte ist es, Torsionskräfte und Biegekräfte zu neutralisieren, die auf den Frakturspalt lasten. Dabei wird eine Fraktur anatomisch reponiert und mittels der Platte in dieser Stellung stabilisiert.

Die Standardplatten besitzen rund geformte Löcher, in die normale Kortikalisschrauben beidseits der Fraktur eingebracht werden, die Fraktur wird damit überbrückt [176].

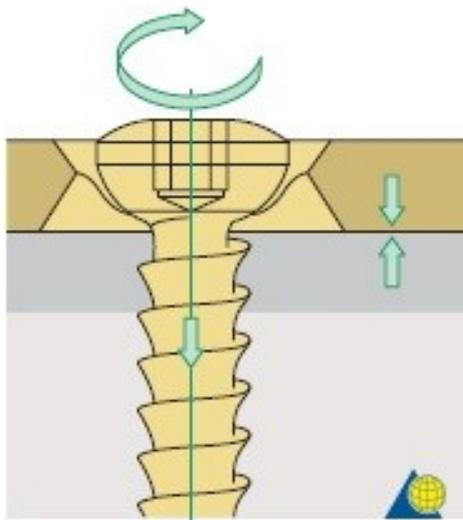


Abbildung 4: Prinzip der Fixierung einer Standardplatte mit Rundlöchern mittels einer Kompressionsschraube (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

4.5.4.2 Kompressionsplatte

Die typischerweise verwendete Dynamische Kompressionsplatte (DCP) stellt die Weiterentwicklung der bewährten AO Rundplatte dar. Durch die neuartigen Gleitlöcher (siehe Abb. 5) kommt es beim Eindrehen der Schrauben zu einem aufeinander Zugleiten der Frakturenenden.

Der Schraubenkopf liegt nach Einschrauben des Gewindes dem lateralen Pol des Gleitloches auf, verschiebt durch weiteres Einschrauben die Platte nach lateral und entsprechend den frakturierten Knochen nach medial. Die Frakturenenden gleiten dadurch aufeinander zu (siehe Abb. 6). Zusätzlich wird das Gewinde der Schraube in den Knochen gedreht, während der Schraubenkopf ohne Gewinde der Platte aufliegt und diese an den Knochen presst. Folglich leistet die Kompressionsplatte sowohl eine Kompression der Platte auf den Knochen, als auch den wichtigeren Aspekt der Kompression auf den Frakturspalt [176].

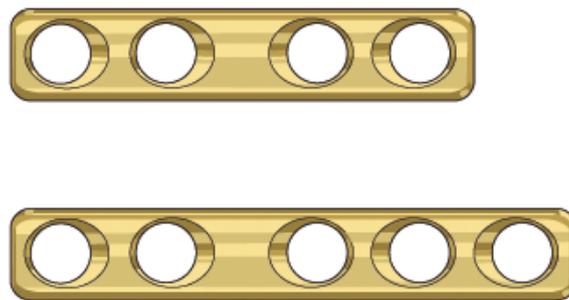


Abbildung 5: 4 – und 5 – Loch Dynamische Kompressionsplatten
(Copyright by AO Foundation, Switzerland)

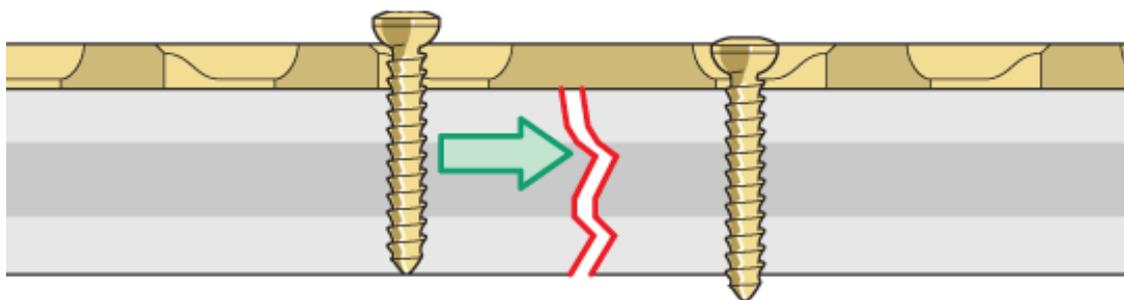


Abbildung 6: Schema der DCP mit Gleitlöchern und konsekutivem aufeinander Zugleiten der Frakturenenden (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

4.5.4.3 Winkelstabile Platte

Die winkelstabile Platte (siehe Abb. 7) besitzt in den Schraubenlöchern ein zusätzliches Gewinde. Es besteht die Möglichkeit Standardschrauben einzubringen und damit eine Kompression zu erzeugen, wie im vorigen Kapitel 4.5.4.2 beschrieben. Weiterhin können winkelstabile Schrauben eingebracht werden mit einem zusätzlichen Gewinde am Schraubenkopf. Ist nun das „normale“ Schraubengewinde in den Knochen eingedreht, schraubt sich das Gewinde des Schraubenkopfs in das der Platte, wodurch ein stabiler, gleichbleibender Winkel erreicht wird (siehe Abb. 8).

Somit werden die Knochenfragmente abgestützt, unabhängig von der Beschaffenheit des Knochens. Die Platten besitzen guten Halt, auch bei osteoporotischem Knochen und bei Mehrfragmentfrakturen. Durch den limitierten Platten-Periost-Kontakt ist als weiterer Vorteil eine geringere periostale Durchblutungsstörung aufzuführen [176].

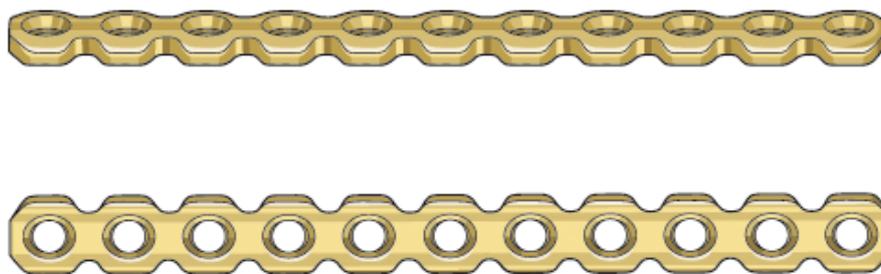


Abbildung 7: Winkelstabile Rekonstruktionsplatte der Arbeitsgruppe für Osteosynthesen (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

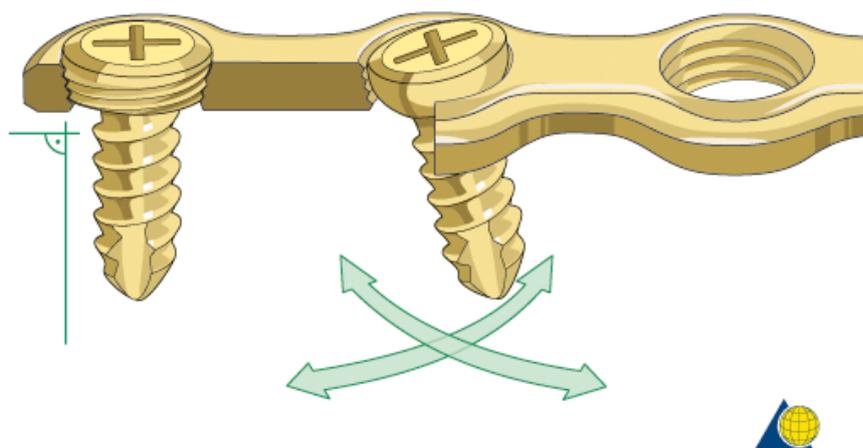


Abbildung 8: Funktionsweise der winkelstabilen Platte mit frei beweglicher Standardschraube im mittleren Loch und winkelstabiler Schraube im linken Loch (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

4.6 Intramedulläre Methoden zur Osteosynthese von Rippenfrakturen

4.6.1 Bioresorbierbare Materialien

Organische Verbindungen können vom Körper aufgenommen und verstoffwechselt werden. Diese Verbindungen sind damit bioresorbierbar. Intramedulläre bioresorbierbare Implantate bestehen aus Polylactiden, also Zuckern. Dabei werden vor allem 2 Copolymere verwendet: Poly(L-Lactid) und 70:30 Poly(L, DL-Lactid) [99], abgekürzt mit PLLA und PDLA. Während die erste Substanz aus 100% Poly(L-Lactid) besteht, ist PDLA ein Gemisch aus 70% Poly(L-Lactid) und 30% Poly(DL-Lactid). Die beiden Copolymere unterscheiden sich in ihrer Biomechanik hinsichtlich der Stärke, Formbarkeit und dem Abbauverhalten [70].

Abgebaut werden die Polylactide durch Hydrolyse. Dabei entstehen Lactidsäuren, die durch den Körper weiter verstoffwechselt werden [65].

Diese organischen Substanzen sind in der Regel gut vom Körper verträglich [7, 65, 71, 121, 122]. Auch sind sie in viele Formen zu bringen, wie Pins, Schrauben, Cerclagen, Platten, Klemmen, Stifte und viele weitere [151]. Polylactide werden dadurch mittlerweile in einer Reihe von Anwendungen erfolgreich verwendet [26, 136, 144, 151]. Sie erfüllen die Ansprüche einer ausreichenden Eigensteifigkeit und eines stufenweisen Abbaus, sodass die verwundeten Gewebe schrittweise Last übertragen bekommen und die Heilung gefördert wird.

Die Abbauprodukte der verschiedenen Substanzen sind variabel. Es gibt Substanzen, wie Polydioxanone (PDS) und selbstverfestigende Polyglycolide (SR-PGA), die sehr schnell abgebaut werden und an Stärke verlieren. PDS – Pins nach 6 Wochen, SR – PGA – Pins bereits nach 10 Tagen [26]. Das ist zu kurz, um eine Rippenfraktur sicher zu stabilisieren. Eine Zeit von 8 Wochen sollte mindestens gegeben sein, um eine sichere Stabilisierung zu gewährleisten. Je schneller eine Substanz abgebaut wird, umso mehr Lactidsäuren werden pro Zeit freigesetzt [71, 98]. Studien zur in vitro Zell – Biokompatibilität haben gezeigt, dass das Zellwachstum von der Konzentration der Abbauprodukte abhängt. Niedrige Konzentrationen stimulieren die Zellen, hohe Konzentrationen haben hingegen toxische Effekte [71]. Das ist vor allem bei SR – PGA – Pins ein Problem, wodurch mit einer Häufigkeit von 5 – 22% Löcher im Knochen entstehen [11-13, 66, 67].

Poly lactide haben dieses Problem nicht. Sie werden über einen längeren Zeitraum hinweg stufenweise abgebaut. PLLA – Pins besitzen nach 2 Monaten noch 80% und nach 4 Monaten noch 40% Stärke, der komplette Abbau dauert länger als 2 Jahre [147]. PLLA/PDLLA – Pins besitzen nach 3 Monaten noch 40% Stärke und werden nach 1 – 3 Jahren komplett abgebaut [27, 93, 94].

Im direkten Vergleich zum PLLA – Pin, hat der PLLA/PDLLA – Pin einen Vorteil im Abbauverhalten. PLLA – Pins besitzen ein höheres Risiko, dass sich beim Abbau größere Fragmente lösen [27]. Damit verliert das Implantat seine Form und somit auch die Funktion.

PLLA/PDLLA – Pins können in 60° C heißem Wasser aufgewärmt und nach Bedarf modelliert werden. Bei anschließender Abkühlung auf Körpertemperatur behalten sie ihre Form [99]. Sie können bei Raumtemperatur 3 Jahre lang gelagert werden ohne Beeinträchtigung des Molekulargewichtes und der Biomechanik [27].

4.6.2 Bioresorbierbare Intramedulläre Spannosteosynthese (Bio-ISOS)

Für die Auswahl der bioresorbierbaren Materialien waren folgende Kriterien entscheidend: Die Implantate sollten nicht spröde sein und stabil genug, um der Druck- und Zugbeanspruchung standzuhalten. Die Resorptionszeit musste lange genug sein, damit der Knochen in der Heilungsphase genügend Stabilität hat. Weiterhin sollte eine medizinische Zulassung der Substanzen bereits erfolgt sein. Für die finale Testphase standen 2 Substanzen zur Verfügung:

- a) Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid) (PLLA/PDLLA) 70:30
- b) Poly- ϵ -caprolacton (PCL)

Beide Polymere weisen ein Elastizitätsmodul von ca. 400 N/mm² auf (Bezug: Boehringer Ingelheim Pharma GmbH & Co. KG, Ingelheim am Rhein)

4.6.2.1 Das Bio – ISOS Implantat

Für das Bio - ISOS Implantat wurde das Material PLLA/PDLLA ausgewählt (siehe Kapitel 5.2.1.2.2). Es hat die Form eines Zylinders, der 3cm lang ist, mit einem Innendurchmesser von 2mm und einen variablem Außendurchmesser. Im Rahmen der biomechanischen Untersuchungen wurden folgende Durchmesser gewählt: 4,0mm; 4,5mm; 5,0mm und 7,5mm.

Als medizinisch zugelassene Substanz, kann das Implantat in die Markhöhle von Röhrenknochen eingebracht werden. Ziel der Arbeitsgruppe ist es, die Vorteile der operativen Therapie zu nutzen und mit einem neuartigen, bioresorbierbaren Osteosyntheseverfahren zusätzliche Vorteile zu schaffen. Durch die Bioresorbierbarkeit kann das Implantat vom Körper durch Hydrolyse abgebaut werden. Damit entfällt die komplette zweite Operation der Metallentfernung, was einen entscheidenden Beitrag zum Patientenkomfort leistet.

Zur Stabilisierung des Implantates wird es mit zwei resorbierbaren Fäden, sowie zwei resorbierbaren Verankerungen an den Enden stabilisiert, entsprechend ist die komplette Osteosynthese bioresorbierbar.

Daraus ergibt sich auch der Name der bioresorbierbaren intramedullären Spannosteosynthese, abgekürzt Bio – ISOS.

Zur Versorgung von Rippenfrakturen wird die 3cm lange bioresorbierbare PLLA/PDLLA – Schiene über den Frakturspalt in die Markhöhle des Röhrenknochens eingebracht. Aus dem Innenraum des Implantates, werden dort befestigte resorbierbare Fäden über 1,5cm lateral des Frakturspalt es gesetzte Bohrlöcher ausgeleitet und schließlich am Außenrand der Rippe verankert (siehe auch Kapitel 5.2.4.5). So kann eine verbesserte Stabilität und Kompression der Fraktur erreicht werden.

Gefördert wird das Projekt durch das Ministerium für Bildung und Forschung, dessen Innovationswettbewerb die Projektgruppe 2007 gewonnen hat.

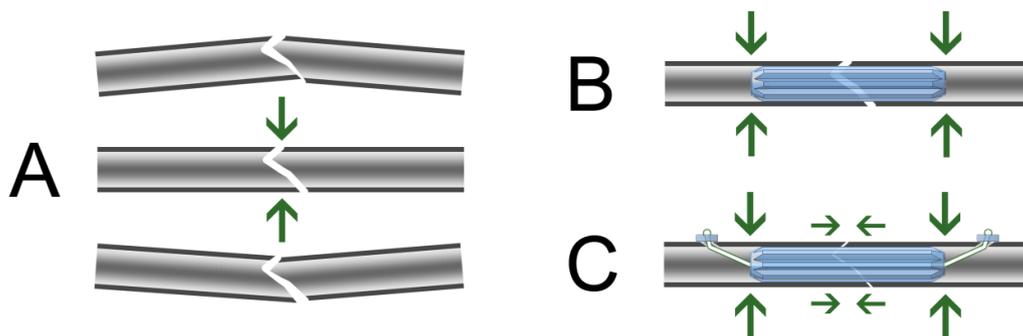


Abbildung 9: Schematische Darstellung der Implantation einer Bio – ISOS Osteosynthese in einen frakturierten Röhrenknochen.

5. Material und Methoden

5.1 Anthropometrische Analysen

5.1.1 CT gesteuerte Rippenvermessung

Im Thoraxverlauf wurde der Durchmesser der Rippen an verschiedenen Stellen vermessen. Mit der Annahme, dass die Wirbelsäule 0° und das Sternum 180° des Weges im Verlauf der Rippe darstellt, wurden die Rippen bei 45° , 90° und 135° vermessen.

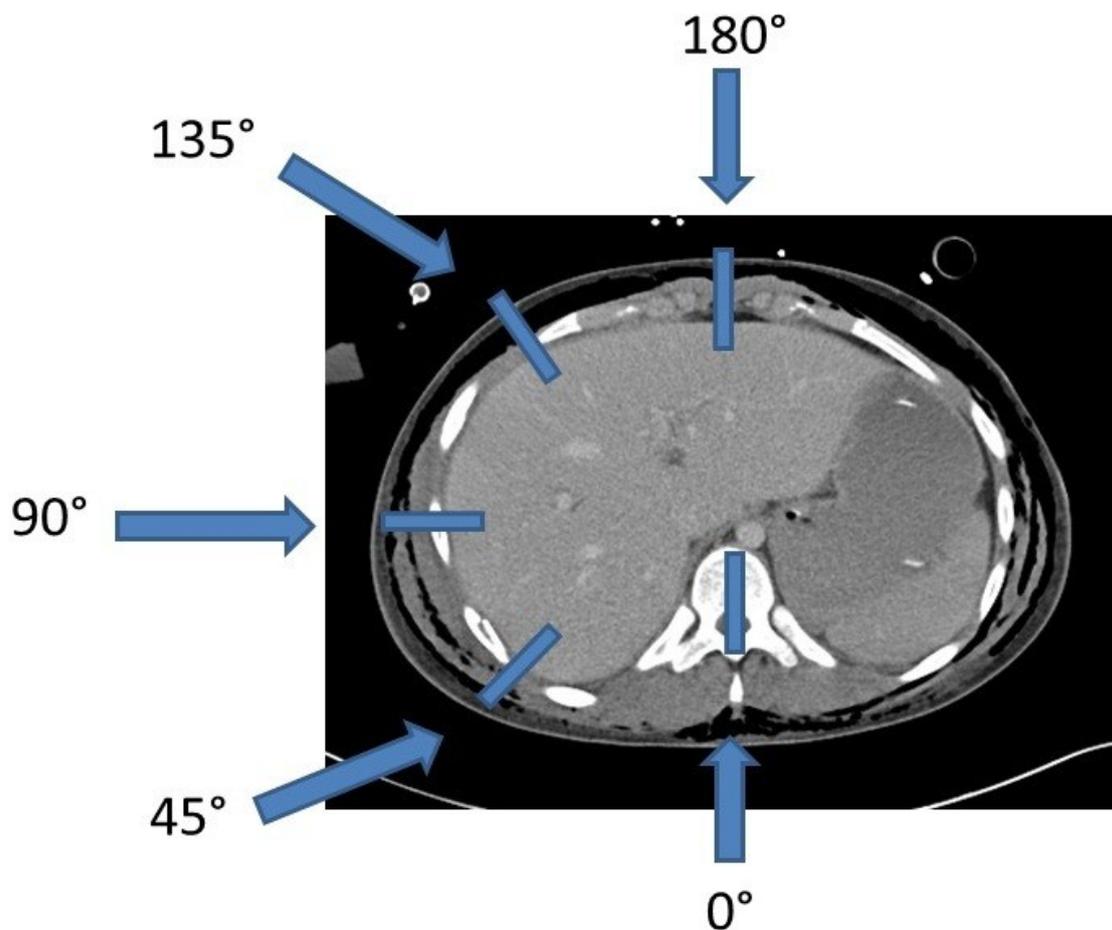


Abbildung 10: Vermessungspunkte bei 45° , 90° und 135° . Dabei werden für den Wirbelkörper 0° und das Sternum 180° angenommen.

Dabei wurde der Außen- und Innendurchmesser der Höhe und Breite, die in rechtem Winkel zueinander stehen (siehe Schemazeichnung Abbildung 14), in maximaler Ausdehnung vermessen.

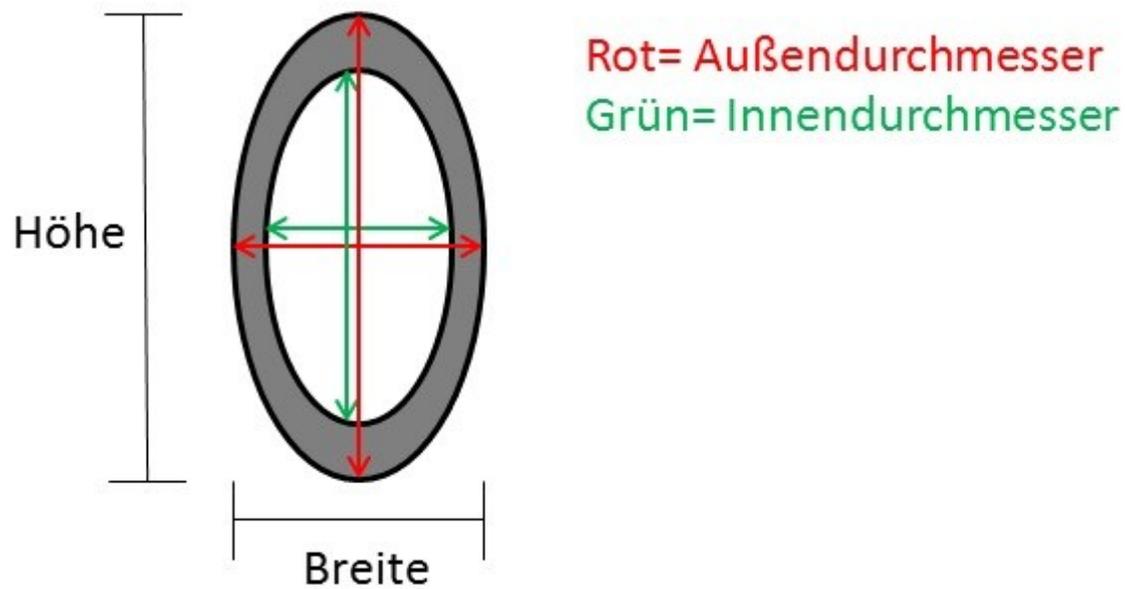


Abbildung 11: Rippenvermessung des Außen- und Innendurchmessers der Rippenhöhe und –breite in jeweils maximaler Ausdehnung.

Der Innendurchmesser stellt die Markhöhle dar, in der das Implantat zu liegen kommt. Die Kortikalis umgibt die Markhöhle. Der Wert der Kortikalisdicke wurde wie folgt berechnet:

$$\text{Kortikalis} = \frac{\text{Außendurchmesser} - \text{Innendurchmesser}}{2}$$

5.1.2 Voruntersuchungen mit MagicWeb®

Grundlegende Voruntersuchungen wurden an Computertomographie – Bildern von Polytraumata mit Rippenverletzungen durchgeführt. Dabei wurde der Rippenthorax von 20 Patienten (10 Frauen und 10 Männer) vermessen.

Durchgeführt wurde die Vermessung mit dem Programm MagicWeb® der Siemens AG® (Wittelsbacherplatz 2, 80333 München).

(komplette Darstellung im Anhang: Kapitel 14.1 Rippenvermessung mit MagicWeb®)

5.1.2.1 Nachteil der Rippenvermessung mit MagicWeb®

Mit MagicWeb® wurden die Schichtbilder in der Horizontalebene vermessen. Nachteil dabei ist, dass zwar die Breite genau bestimmt werden kann, die Höhe aufgrund eines schrägeren Anschnittes der entsprechenden Rippe allerdings verfälscht ist. Durch den Verlauf der Rippe von kranial an der Wirbelsäule nach kaudal am Sternum ist die Höhe im Schichtbild dadurch entsprechend dem Verlaufswinkel der Rippe scheinbar verlängert.

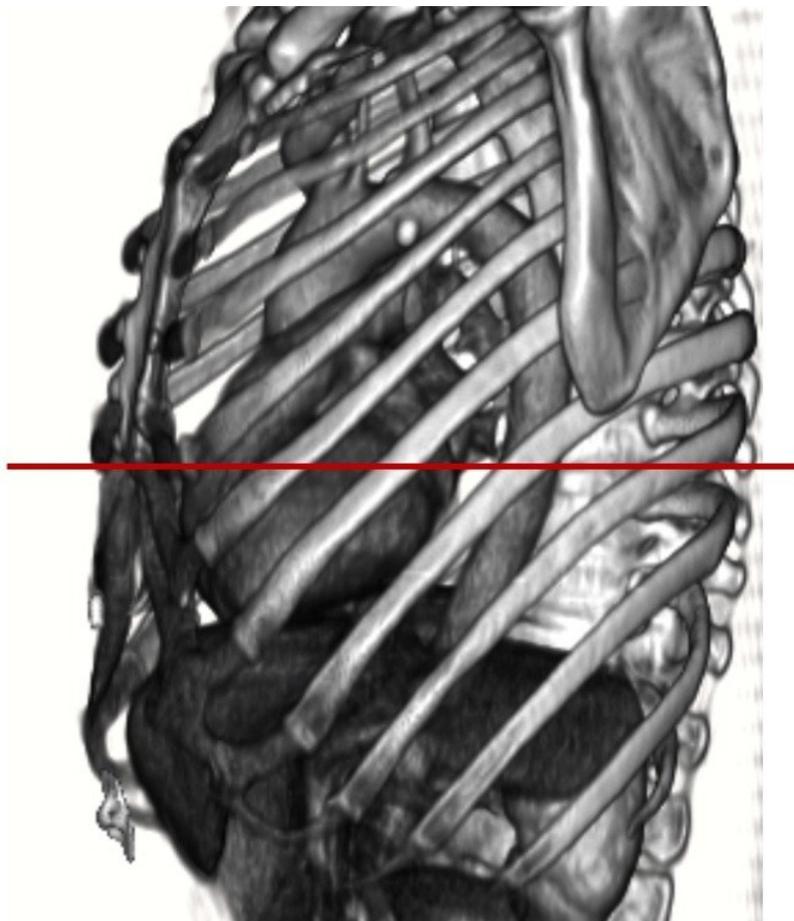


Abbildung 12: Schnittebene durch den Thorax mit schrägem Anschnitt der Rippen.

Um diesem Problem entgegenzuwirken wurde fortan mit dem Programm Osirix® gearbeitet. Durch die verwendeten CT – Feinschichtaufnahmen waren damit

1. eine noch genauere Rippenvermessung möglich
2. durch die dreidimensionale Rekonstruktion der Schnittbilder auch die korrekte Bestimmung der Rippenhöhe.

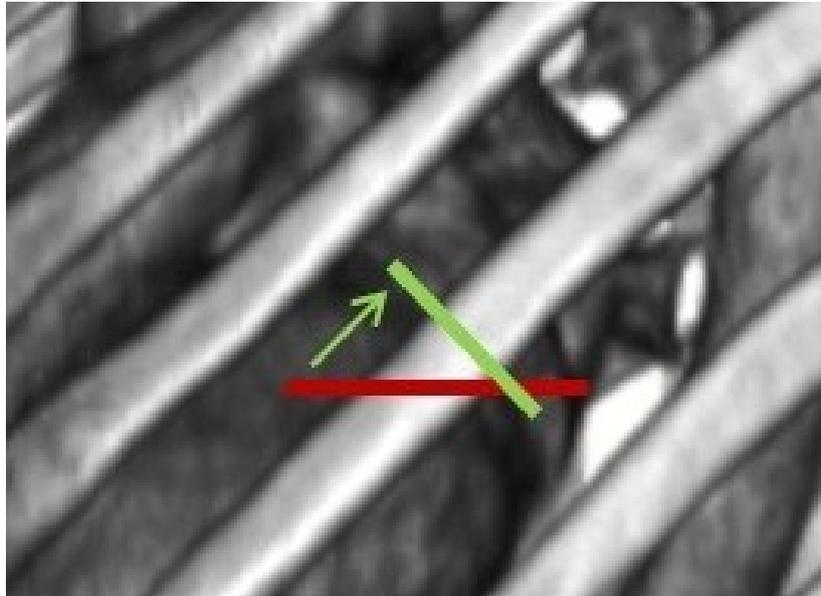


Abbildung 13: Schematische Darstellung der Verschiebung der Schnittebene durch die zu vermessende Rippe von horizontalem Querschnitt auf zum Rippenverlauf senkrechten Querschnitt mittels dreidimensionaler Vermessung.

5.1.3 CT – Bilder

Für genaue Ergebnisse wurden CT – Bilder des Thorax in Feinschicht Technik mit 1mm Schichtdicke benutzt. Die Bilder stammten von 30 Patienten (18 Männer, 12 Frauen), die im Juli 2009 im Klinikum Großhadern angefertigt wurden. Die Auswertung erfolgte mit dem Programm Osirix® der Firma aycan Digitalsysteme GmbH® (Innere Aumühlstr. 5, 97076 Würzburg).

5.1.4 Methodik der Rippenvermessung mit Osirix®

Um die Höhe der Rippe vermessen zu können, muss die Schichtebene idealerweise senkrecht zur Rippe liegen. Mit dem Programm Osirix® ist die dreidimensionale Messung möglich. Die Bilder wurden mit dem Programm geladen und im „3D – MPR“ Modus dargestellt. Entsprechend wurden drei Fenster dargestellt, in denen jeweils zwei zueinander senkrechte Linien frei verschoben werden konnten, wobei diese immer senkrecht zueinander blieben. Diese beiden Linien stellen Schichtebenen dar, die in den beiden übrigen Fenstern dargestellt wurden. Die Hounsfield Einheiten (*1) wurden zur optimalen Kontrastierung der unterschiedlichen Gewebe entsprechend des voreingestellten Knochenfensters „CT – Bone“ übernommen. Somit waren die Lunge hellgrau und der Knochen weiß dargestellt. Auch der Kontrast zwischen grauer Markhöhle und Knochen war gut abzugrenzen.

*1. Hounsfield Einheiten: Grauabstufungen der CT – Bilder entsprechend der Gewebebeschaffenheit

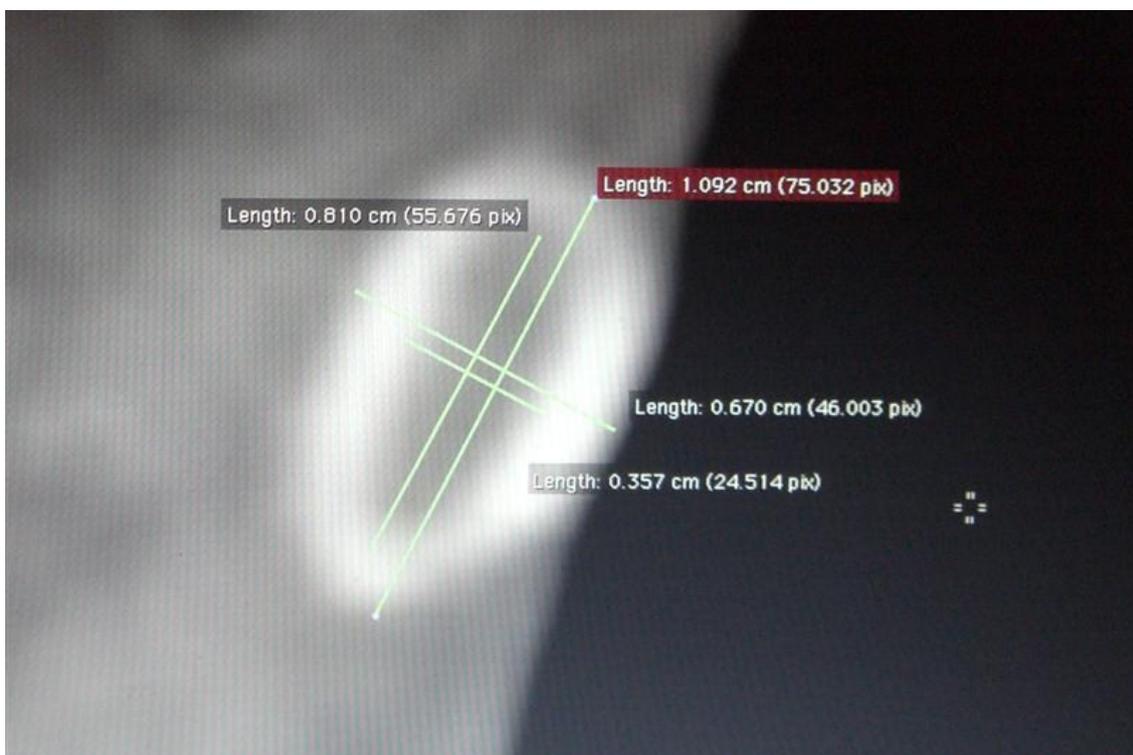


Abbildung 14: Vermessung des Innen- und Außendurchmessers der Rippenbreite und Rippenhöhe mit der Software Osirix®.

Die Ebenen wurden nun verschoben, sodass eine Ebene parallel zur Rippe war. In einem der beiden anderen Fenster wurde die längs geschnittene Markhöhle der Rippe betrachtet. Somit wurde sichergestellt, dass die dazu senkrechte Ebene auch die Rippe genau senkrecht schneidet. Im dritten Fenster wurde die dazu senkrechte Ebene dargestellt (siehe Abbildung 16) und mit der Toolbox vermessen. Diese senkrechte Ebene stellt den gewünschten Rippenquerschnitt dar. Die Bildpunkte wurden automatisch in Zentimeter umgerechnet.

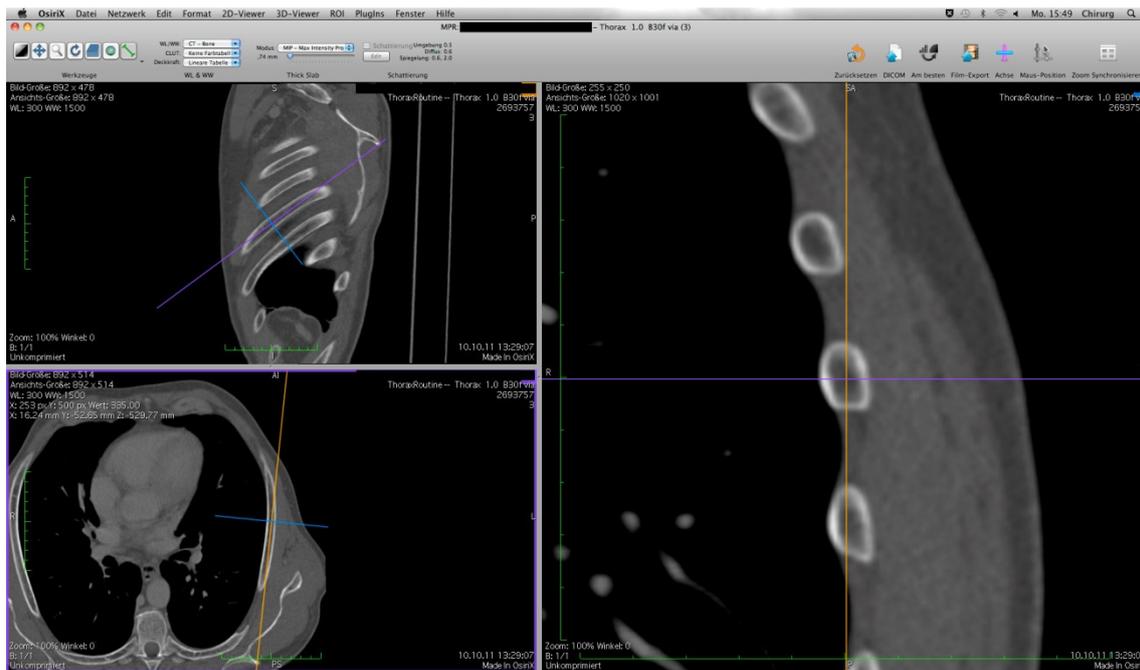


Abbildung 15: Rippenvermessung mit dem Programm Osirix®, rechtes Fenster: der korrekt dargestellte Rippenquerschnitt senkrecht zum Rippenverlauf.

5.1.5 Lokalisationsdiagnostik und Pathogenese der Rippenfrakturen

Im Jahr 2010 wurden 30 willkürlich ausgewählte Patienten mit CT – Thorax - Bildern zusammengestellt, die mit der Diagnose Rippenfraktur in das Klinikum Großhadern eingeliefert wurden.

Bei diesen wurde analog zu der in Kapitel 5.1.1 (CT gesteuerte Rippenvermessung) beschriebenen Vorgehensweise folgendes definiert: Wirbelsäule 0° , Sternum 180° . Im Verlauf der jeweiligen Rippen wurde die Gradzahl und Körperseite, bei der die Fraktur diagnostiziert werden konnte, dokumentiert. Zum jeweiligen Patienten wurde die Anzahl der Rippenfrakturen der linken und rechten Thoraxseite ausgezählt und mit Gradzahlen der Frakturlokalisierung aufgelistet. Für die Betrachtung der Frakturlokalisierung wurde der Thorax beidseits in jeweils 3 Segmente eingeteilt: Das dorsale von $0^\circ - 45^\circ$, das laterale von $>45^\circ - 135^\circ$, sowie das ventrale Segment von $>135^\circ - 180^\circ$.

Weiterhin wurden die Leitdiagnose und der Unfallhergang mit den erhobenen Daten verknüpft. Bei der Betrachtung wurden die Patienten in 2 Gruppen mit ≤ 3 Frakturen und > 3 Frakturen aufgeteilt.

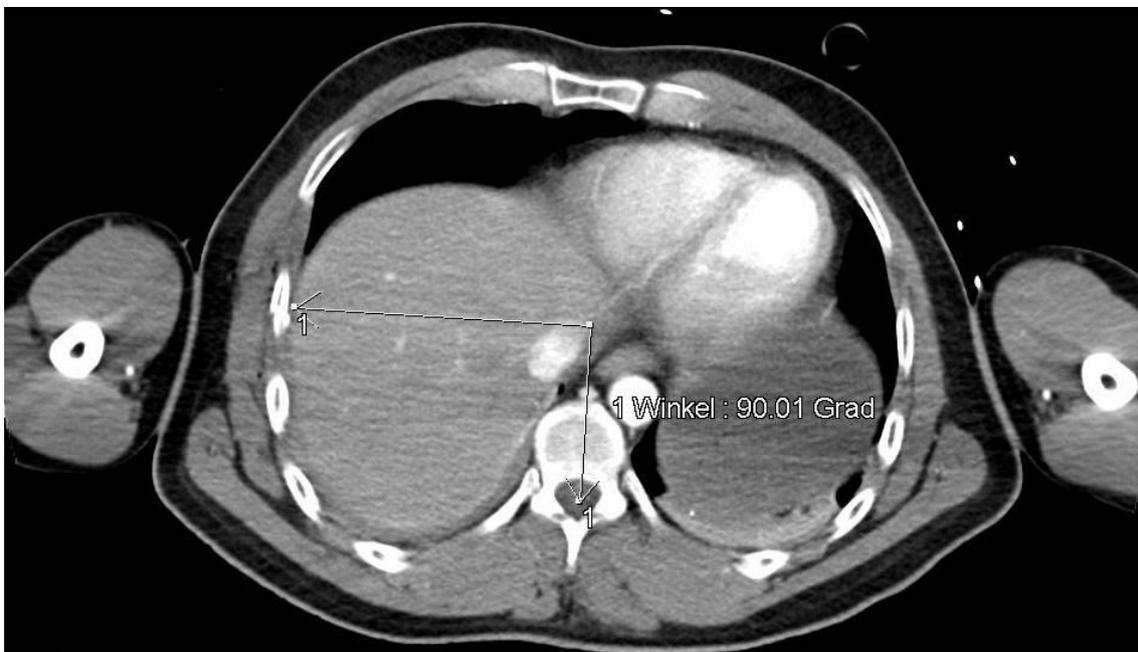


Abbildung 16: Rippenfraktur der 6.Rippe im rechten lateralen Thorax mit vermessenem Winkel von 90° .

5.2 Biomechanische Analysen

5.2.1 Materialanalyse für die intramedullären Implantate

Die intramedullären Implantate wurden in Zusammenarbeit mit Dipl.-Ing. Ina Michaelis vom Institut für Kunststoffverarbeitung an der RWTH Aachen und Prof. Doris Klee vom Institut für Technische Makromolekulare Chemie der RWTH Aachen entwickelt.

5.2.1.1 Referenzimplantate aus nicht resorbierbarem Polypropylen (PP)

Polypropylen (PP) ist ein weit verbreiteter nicht resorbierbarer Kunststoff, der in vielen Sparten der Industrie, sowie auch in der Medizintechnik verwendet wird. In der Chirurgie beispielsweise in Netzen aus PP zur Versorgung von Hernien. Bei der nachfolgend beschriebenen Stabilitätsprüfung dient es als häufig genutztes Referenzmaterial gegenüber den bioresorbierbaren Materialien.

PP ist der Kunststoff mit der geringsten Dichte, mit $0,895 \text{ g/cm}^3$ bis $0,92 \text{ g/cm}^3$ und einem Elastizitätsmodul von 1520 N/mm^2 . Bei anderen Kunststoffen wie beispielsweise Polyamid ($2\text{-}4 \text{ kN/mm}^2$) ist die Festigkeit, Steifigkeit und Härte niedriger als bei PP, bei Polyethylen ist sie mit 1 kN/mm^2 höher als bei PP.

Die oberer Gebrauchstemperatur von PP pendelt sich zwischen 100°C und 110°C ein und der Kristallit – Schmelzbereich wird bei 160°C bis 165°C erreicht [104, 170].



Abbildung 17: Implantate aus Polypropylen.

5.2.1.2 Bioresorbierbare Implantate

5.2.1.2.1 Poly- ϵ -Caprolacton (PCL)

Poly- ϵ -Caprolacton gehört zur chemischen Gruppe der aliphatischen Ester. Es entsteht durch ringöffnende Polymerisation aus ϵ -Caprolacton und ist zusammengesetzt als teilkristallines Polymer [105].

PCL weist eine geringe Dichte von $1,1 \text{ g/cm}^3$ auf und hat eine maximale Spannung von $16,72 \text{ N/mm}^2$ [105, 170]. Damit besitzt es eine hohe Flexibilität und eine geringe Steifigkeit. Durch die mechanisch belastungsschwächeren Eigenschaften im Vergleich zu Polylactiden, wurde es bislang in der Medizin eher zurückhaltend genutzt. Der Einsatz in mechanisch anspruchsvollen Bereichen ist nicht sinnvoll. Dennoch besitzt PCL einige Vorteile, wie die gute Permeabilität für Medikamente und das positive Abbauverhalten, bei dem es zu keiner abrupten Freisetzung von Abbauprodukten mit konsekutiver Schädigung des umliegenden Gewebes kommt [105].

PCL wird – wie auch PLLA/PDLLA – durch den Körper über Hydrolyse abgebaut. Allerdings verläuft die Degradation langsamer, als bei Polylactiden. Die Zeit für den Abbau beläuft sich auf mehr als 24 Monate [105].

Der Schmelzpunkt von PCL liegt bei $59^\circ\text{C} - 64^\circ\text{C}$. Es wird bei 80°C verarbeitet und stellt im Spritzguss – Verfahren kein Problem dar. Auch ein vollautomatischer Zyklus kann zur Verarbeitung gefahren werden [39, 105, 170].



Abbildung 18: Implantate (von links nach rechts): Poly- ϵ -Caprolacton, PLLA/PDLLA und Polypropylen.

5.2.1.2.2 BIO – ISOS Material: Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid) 70:30 (PLLA/PDLLA)

Die Firma Boehringer Ingelheim ist ein führender Hersteller für resorbierbare Materialien. Unter dem geschützten Namen Resomer® (Boehringer Ingelheim Pharma GmbH & Co. KG, Binger Straße 173, 55216 Ingelheim am Rhein) werden biologisch abbaubare Polymere und Monomere hergestellt.

In der Medizintechnik ist das Produkt Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid) 70:30 (PLLA/PDLLA) ein relativ neuartiges Material (CAS-Nummer 52305-30-3). Es wird in dieser Produktlinie als Resomer® LR704S geführt und besteht zu 70% aus L-Lactid und zu 30% aus D,L-Lactid [72]. Fortan wird es mit PLLA/PDLLA entsprechend der chemischen Zusammensetzung beschrieben.

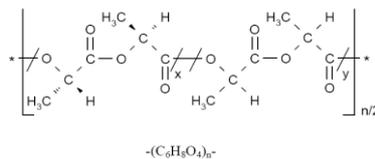


Abbildung 19: Chemische Formel von Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid).

Joerg führte 2002 einen in-vitro Versuch zur Degradation von PLLA/PDLLA, mittels Testkörper mit den Maßen 5,0mm x 2,0mm x 40,3mm durch [72]. Dabei konnte im Biegeversuch über 180 Tage eine annähernd konstante Stabilität des PLLA/PDLLA gezeigt werden. Das Material kann im Spritzgießverfahren bei einer Verarbeitungstemperatur von 170°C vollautomatisch gegossen werden.

Das Polymer wird hydrolytisch abgebaut [170], wobei der Abbau des L-Lactids mit mehr als 36 Monaten mehr Zeit beansprucht als die des D,L-Lactid Anteils mit etwa 12 bis 18 Monaten.

5.2.2 Stabilitätsuntersuchung der intramedullären Implantate

5.2.2.1 Versuchsaufbau des Drei – Punkt – Biegeversuchs

Mit der Drei-Punkt-Biegung wurden die Belastbarkeit der Implantatkörper aus PP, PCL und PLLA/PDLLA geprüft. Die Versuchsanordnung ist mit einem Unfallhergang mit direktem Trauma (Bruch der Rippe durch lokalisierten Stoß auf eine Stelle) vergleichbar.

Für die Durchführung der Versuche wurde die Zwick Z010® (Zwick GmbH & Co. KG®, Ulm) verwendet. Dabei handelt es sich um eine Universalprüfmaschine zur Durchführung von Zug- und Druckversuchen.

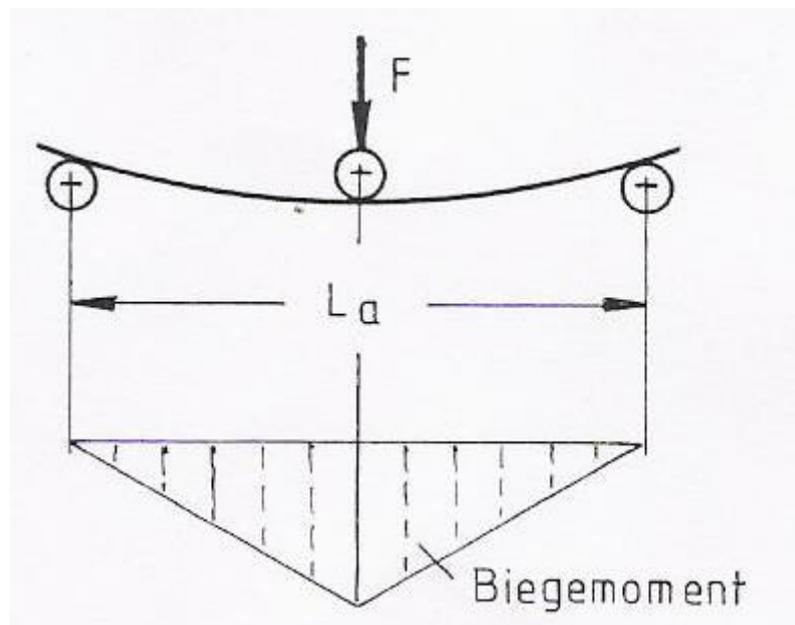


Abbildung 20: Schema der Versuchsanordnung des Drei – Punkt – Biegeversuchs.

Nach den Vorgaben der DIN EN ISO 7438 (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2005) wurde der Drei-Punkt-Biegeversuch standardisiert durchgeführt.

Der schematische Aufbau des Drei-Punkt-Biegeversuchs ist in Abbildung 17 dargestellt. Das Testmaterial wird auf zwei Auflagern fixiert, worauf durch einen Stempel Druck an einer Stelle Druck von kranial ausgeübt wird. Die drei Punkte bestehen somit aus den beiden Auflagern und dem Stempel.

Der Abstand der beiden Auflagen ist in der DIN EN ISO 7438 durch folgende Formel definiert:

$$l = (D + 3a) \pm \frac{a}{2}$$

Legende: l Abstand zwischen den Auflagerrollen (mm)
 D Durchmesser des Biegestempels (mm)
 a Durchmesser der Probe (mm)

Es ergibt sich ein Abstand der Auflagen:

Implantatdurchmesser	Auflagenabstand
4,0mm	(18 ± 2,0) mm
4,5mm	(19,5 ± 2,25) mm
5,0mm	(21 ± 2,5) mm
7,5mm	(28,5 ± 3,75) mm

5.2.2.2 Durchführung des Drei – Punkt – Biegeversuchs

Für alle drei Implantate (PLLA/PDLLA, PCL, PP) wurden jeweils zehn Proben (n=10) der Dicke 5,0mm und 7,5mm getestet. Zusätzlich wurde das Bio ISOS Implantat (PLLA/PDLLA) in den Dicken 4,0mm und 4,5mm geprüft.

Die Prüfgeschwindigkeit wurde auf 1mm/min festgelegt. Das Abbruchkriterium war das Brechen der Probe oder eine Verformung um mindestens die Implantatdicke ($\geq 4,0\text{mm}/4,5\text{mm}/5,0\text{mm}/7,5\text{mm}$). Das Biegemodul wurde zur Charakterisierung des Kraftmaximums (Versagen der Probe) protokolliert.

Die Protokollierung der Ergebnisse sowie die Steuerung der Maschine wurde mit Hilfe der Software testXpert (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) durchgeführt.

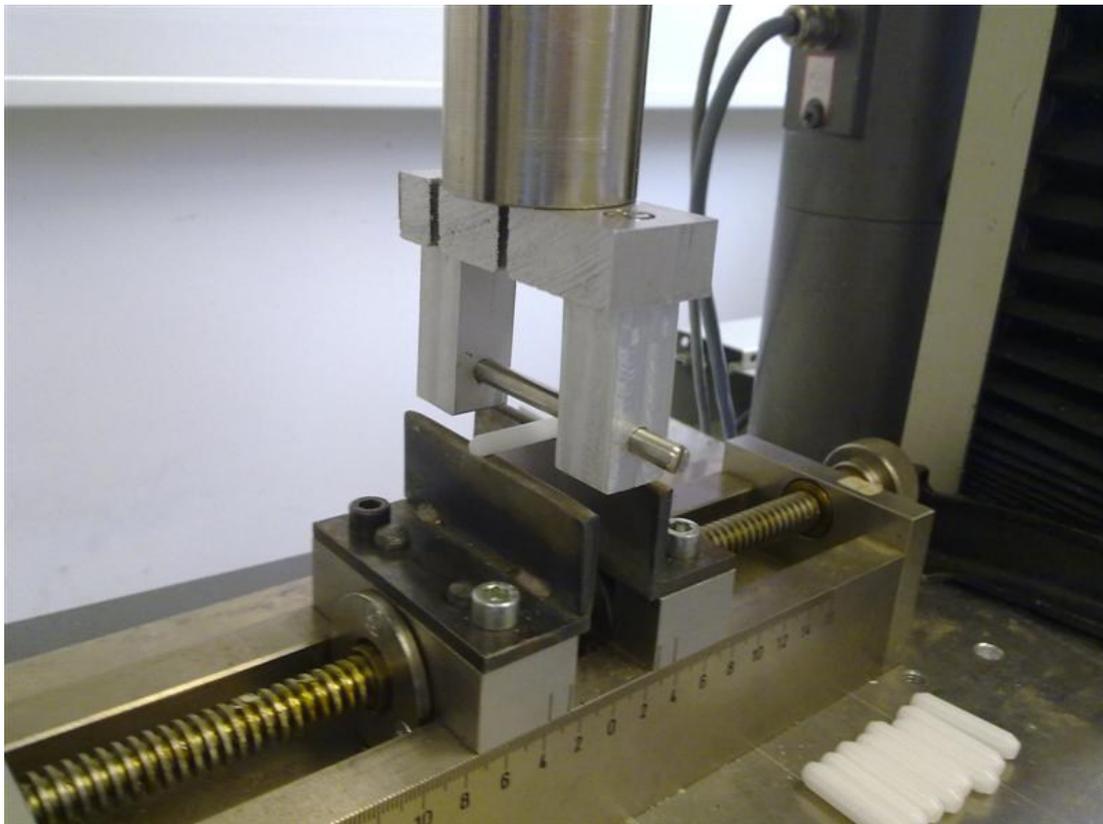


Abbildung 21: Drei – Punkt – Biegeversuch eines 5mm PP Implantats.



Abbildung 22: Universalprüfmaschine der Firma Zwick.

5.2.3 Bestandteile der Osteosynthesen

5.2.3.1 Herkömmliche Osteosynthesematerialien

5.2.3.1.1 Kirschnerdrähte

Gebräuchlich sind die Materialien Edelstahl und Titan, die in den Durchmessern von 0,1mm bis 6,0mm erhältlich sind.

Für die Osteosynthesen wurden jeweils 2 Kirschnerdrähte der Firma Synthes® (Synthes GmbH, Im Kirchenhürstle 4-6, 79224 Umkirch bei Freiburg) aus Edelstahl verwendet, mit einem Durchmesser von 1,6mm.

5.2.3.1.2 Osteosyntheseplatten des Leibiger® Sets

Stryker GmbH & Co KG® (Dr.-Homer-Stryker-Platz 1, 47228 Duisburg)

- 2,3mm Standardplatten aus Titan, 6 – Loch, Profyle – Set, 6 Stück
- 2,3mm Kompressionsplatten aus Titan, 6 – Loch, Profyle – Set, 6 Stück
- 2,3mm Winkelstabile Platten aus Titan, 6 – Loch, Vari – Ax™ – Set, 6 Stück



Abbildung 23: Verwendete 6 – Loch Platten aus dem Leibiger® - Set: links: 2,3mm Standardplatte; mittig: 2,3mm Kompressionsplatte; rechts: 2,3mm Winkelstabile Platte.

5.2.3.2 Spezielle Rippenosteosynthesen: MatrixRIB – Set®

(Synthes GmbH, Im Kirchenhürstle 4-6, 79224 Umkirch bei Freiburg)

5.2.3.2.1 Winkelstabile Rippenplatten

Die winkelstabilen Rekonstruktionsplatten (auch Verriegelungsplatten genannt) der Firma Synthes® bestehen aus Titanlegierungen. Als Rippenplatten sind sie speziell entsprechend der Geometrie der Rippen anatomisch vorgebogen und besitzen mit 1,5mm Dicke ein dünneres Plattenprofil, als herkömmliche Osteosyntheseplatten.

Für die Osteosynthesen wurden 6 – Lochplatten mit 14mm langen winkelstabilen Schrauben getestet. Dabei wurden jeweils eine 18 – Loch Platte aus Titan der Rippen 8 und 9 der linken und der rechten Thoraxseite verwendet und in jeweils drei 6 – Lochplatten geteilt. Die vorgebogenen Platten entstammen dem MatrixRIB – Set (Synthes GmbH, Im Kirchenhürstle 4-6, 79224 Umkirch bei Freiburg).

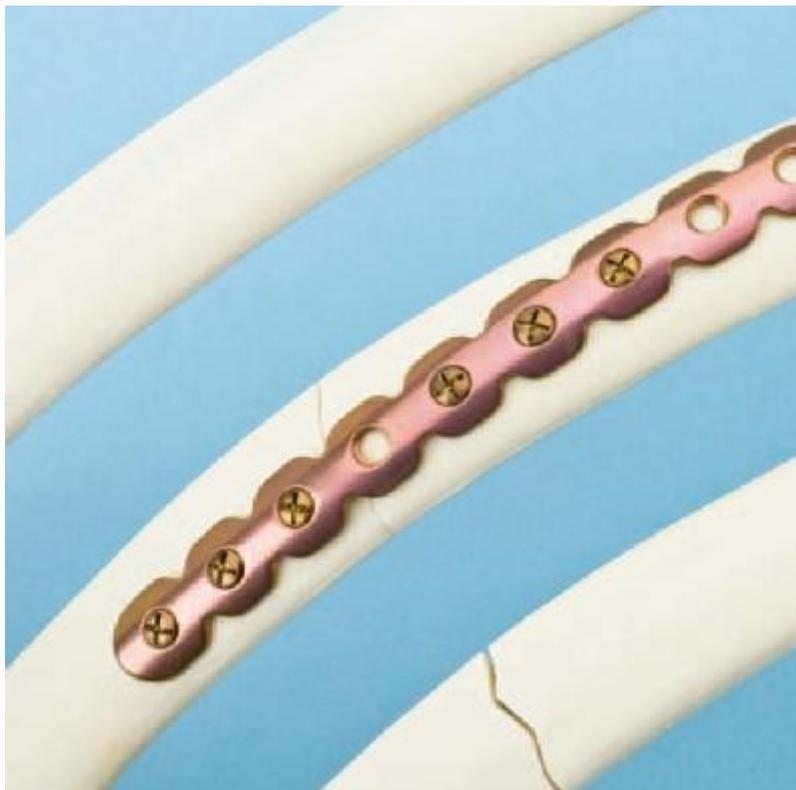


Abbildung 24: 1,5mm Rippenplatte des MatrixRIB® – Sets.

5.2.3.2 Intramedulläre Metallschienen

Die intramedullären Metallschienen der Firma Synthes® wurden in 5mm Breite verwendet. Pro Schiene ist hier nur eine Schraube nötig.

Die Schienen werden über eine etwas lateral des Frakturspaltes gelegene Bohrung eingebracht. Nach dem intramedullären Vorschieben der Schiene wird diese am Ende mit einer Schraube befestigt.

Für die Osteosynthesen wurden ebenso 6 Schienen mit jeweils einer 14mm Schraube verwendet.

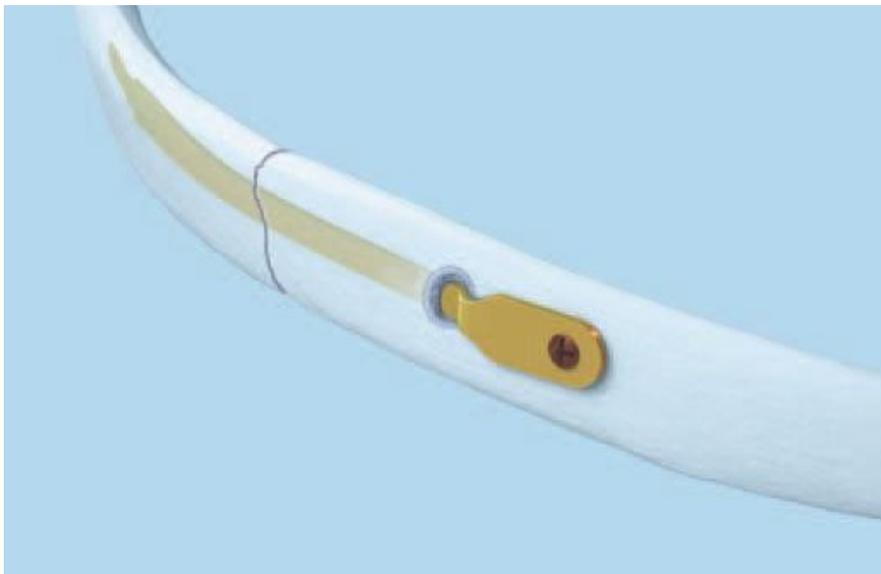


Abbildung 25: Intramedulläre Metallschiene des MatrixRIB® - Sets.

5.2.3.3 Intramedulläre Implantate

Nach den Stabilitätsuntersuchungen wurden für die im Vier – Punkt – Biegeversuch getesteten Osteosynthesen die Implantate aus den Materialien PCL, sowie das Bio – ISOS Implantat aus PLLA/PDLLA verwendet. Dabei wurden jeweils 6 Implantate beider Materialien in den Stärken 5,0mm und 7,5mm verwendet.

5.2.3.4 Sawbones® Röhren

Die Hohlzylinder der vierten Generation der Firma Sawbones® (Sawbones Europe AB, Krossverkgatan 3, 21616 Malmö, Schweden) bestehen aus einer Mischung aus Epoxydharz und Glasfaser. Damit werden knochenähnliche Eigenschaften der Kortikalis von Röhrenknochen erzielt.

Für die Herstellung von Osteosynthesen bildeten die Sawbones® Röhren die knochenähnliche Grundstruktur, um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen. Diese wurden mit den verschiedenen Osteosyntheseverfahren versorgt und anschließend im Rahmen des Vier – Punkt – Biegeversuchs auf biomechanische Stabilität getestet.

Die verwendeten Sawbones® Röhren (Short Fiber Filled Epoxy Cylinder) wiesen eine Länge von 15cm auf, einen Außendurchmesser von 10mm, einen Innendurchmesser von 5mm und somit eine Wandstärke von 2,5mm. Insgesamt wurden 20 Sawbones® Röhren der Länge 15cm für die spätere Verarbeitung verwendet.

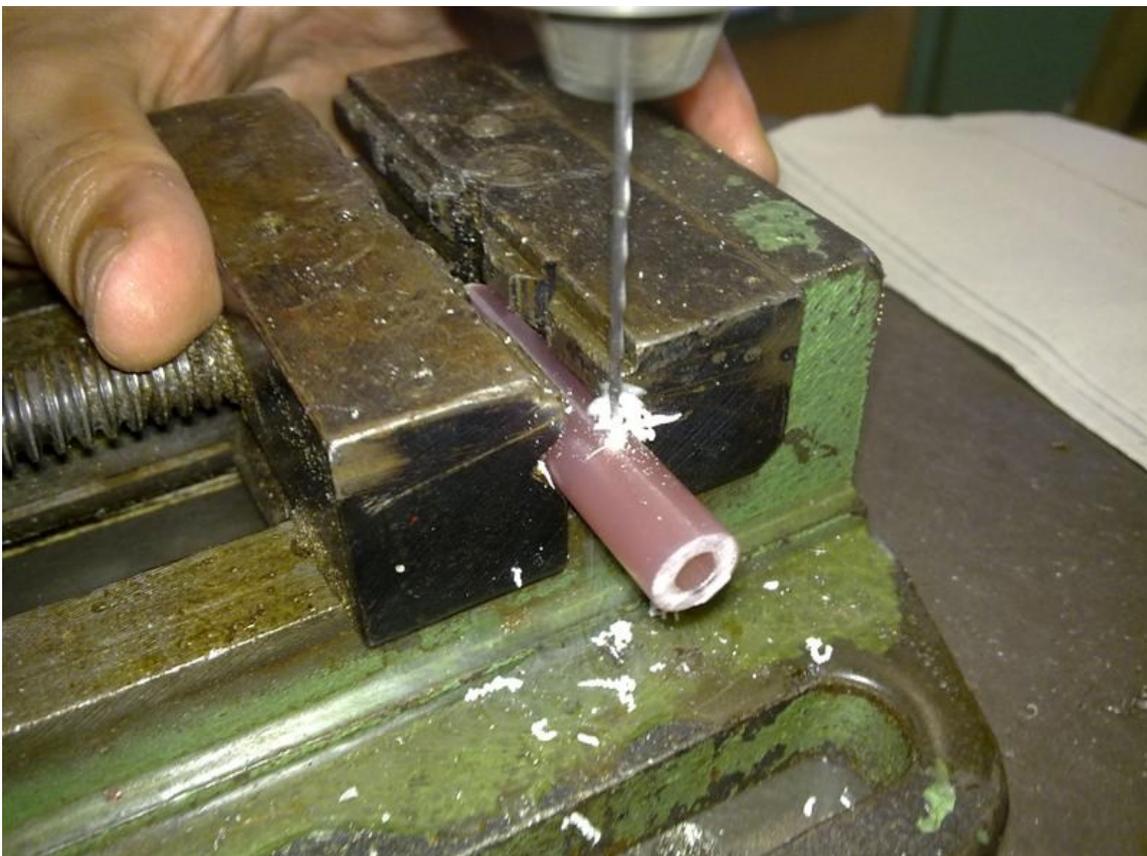


Abbildung 26: Bohrung an einer Sawbones® Röhre für eine spätere Osteosynthese.

5.2.4 Herstellung der Osteosynthesen

5.2.4.1 Vorbereitung der Sawbones® Röhren

Die ursprünglich 15cm langen Röhren vom Hersteller wurden in 5cm lange Stücke gedrittelt. Für die Osteosynthesen wurden jeweils zwei 5cm lange Stücke zusammengesetzt und stellen damit das Modell für einen 10cm langen Knochen mit senkrechtem „Frakturspalt“ dar.

5.2.4.2 Osteosynthese mit Kirschnerdrähten

Zur Überbrückung des Frakturspaltes wurden jeweils zwei Kirschnerdrähte lateral des Frakturspaltes eingebracht. Entsprechend der Methode nach Foucher [95] wurde ein Winkel von 45 Grad gewählt. Die Kirschnerdrähte überkreuzten sich nicht auf Höhe des Frakturspaltes, um eine verminderte Stabilität zu vermeiden. Durch die gegenüberliegende Einbringung des zweiten Drahtes war die Rotationsstabilität der Fragmente gewährleistet.



Abbildung 27: Osteosynthese mit zwei Kirschnerdrähten, Ø 1,6mm.

5.2.4.3 Osteosynthese mit Platten

Hierbei wurden 2 Fragmente mit einer der 4 Platten (Standardplatte, Kompressionsplatte, winkelstabile Platte oder winkelstabile Rippenplatte) versorgt. Die 6-Loch-Platten wurden am Frakturspalt zentriert und mit jeweils 3 zugehörigen Schrauben beidseits des Frakturspaltes fixiert.



Abbildung 28: Versorgung mit einer 1,5mm Rippenplatte des MatrixRIB® - Sets.



Abbildung 29: Osteosynthese mit einer 2,3mm Standardplatte des Leibinger® - Sets.

5.2.4.4 Osteosynthese mit intramedullären Schienen

Die intramedullären Schienen wurden über ein 5mm dickes Bohrloch, 2,5cm lateral des Frakturspaltes eingebracht. Anschließend wurde die Schiene intramedullär über den Frakturspalt auf die Gegenseite des Kunstknochens vorgeschoben, bis auf der eingebrachten Seite nur noch das Endstück der Schiene herausragte, welches mit einer Schraube befestigt wurde.

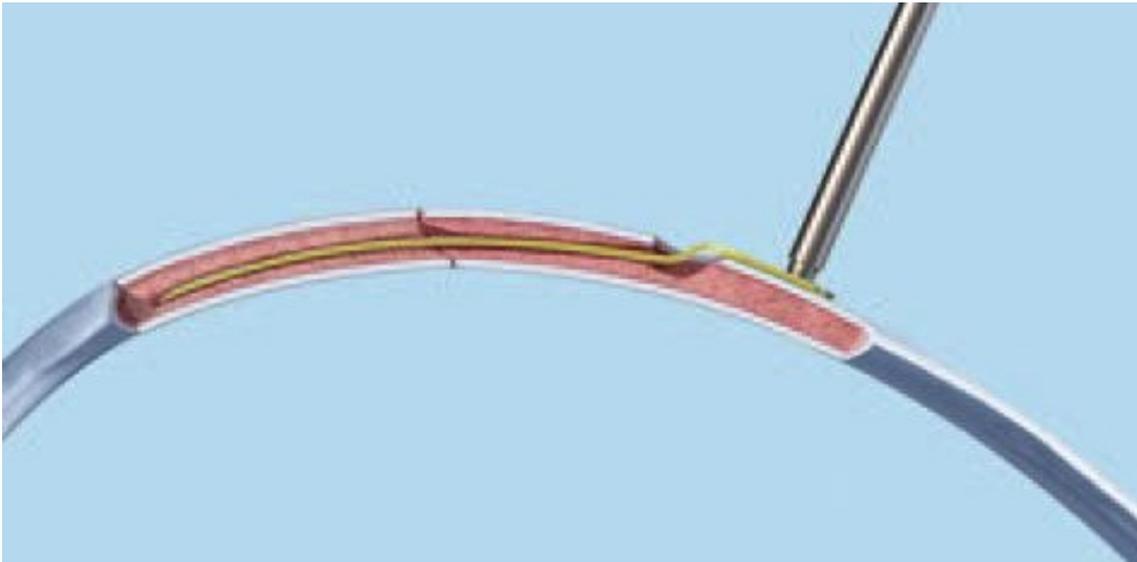


Abbildung 30: Schematische Darstellung der Versorgung mit einer intramedullären Metallschiene des MatrixRIB® - Sets.

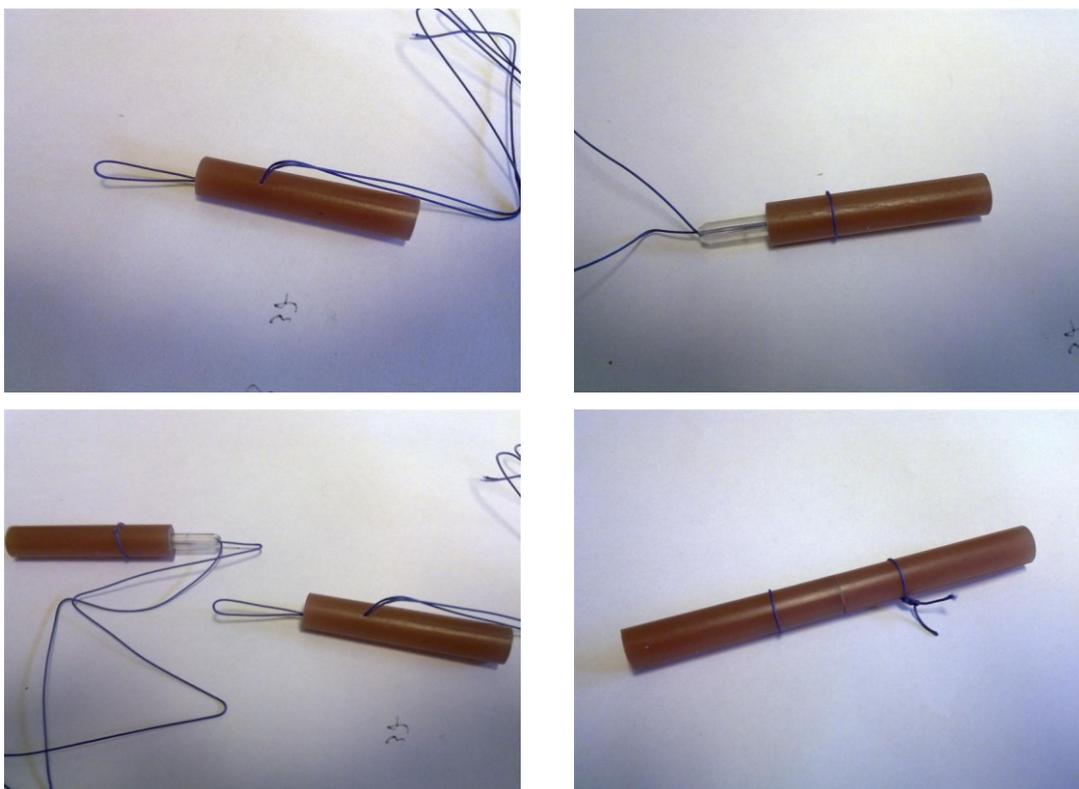


Abbildung 31: Versorgung mit einer 5mm breiten Metallschiene des MatrixRIB® - Sets.

5.2.4.5 Osteosynthese mit intramedullärem Bio – ISOS Implantat

Zu Beginn wurden beidseits, 2cm lateral des Frakturspaltes, Löcher mit 2,4mm Durchmesser gebohrt. Auf einer Seite wurde über dieses Loch das Knickende eines doppelsträngig genommenen Fadens eingebracht. Nach Verlassen des ersten Fragments (intramedullär) wurde dieser nun durch den schmalen Innenraum des Implantats geführt. Von dort aus wurde der Faden weiter durch den Markraum und das Bohrloch des zweiten Fragments ausgefädelt. Dazu wurde die Öse eines zweiten doppelt genommenen Fadens als Hilfe benutzt (siehe Abbildungen). Die Fragmente wurden mitsamt Implantat zusammengesteckt. Die Fäden wurden gespannt und verknotet.

Die 5mm dicken Implantate entsprachen dabei dem Innendurchmesser der Sawbones® Kunstknochen. Für die Verwendung der 7,5mm dicken Implantate wurde der Innendurchmesser entsprechend auf 7,5mm aufgebohrt.



Abbildungen 32 - 35: Erstellung einer Osteosynthese mit einem 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat.

5.2.5 Stabilitätsprüfung der Osteosynthesen

5.2.5.1 Versuchsaufbau des Vier – Punkt – Biegeversuchs

Mit dem Vier – Punkt – Biegeversuch wurden dynamische Untersuchungen zur biomechanischen Evaluation der Osteosynthesen durchgeführt. Hierbei wurde ein Stempel mit zwei Druckpunkten verwendet, der mittig beider Auflager positioniert war. Bei dieser Belastungsart ist das Biegemoment und damit die Beanspruchung zwischen den beiden inneren Belastungstempeln konstant. Sie entspricht einem Unfallhergang eines indirekten Traumas. Durch die Versuchsanordnung mit 2 Auflagerrollen (Support Rollers) und 2 Druckpunkten (Leading Rollers) spricht man von der Vier – Punkt – Biegung.

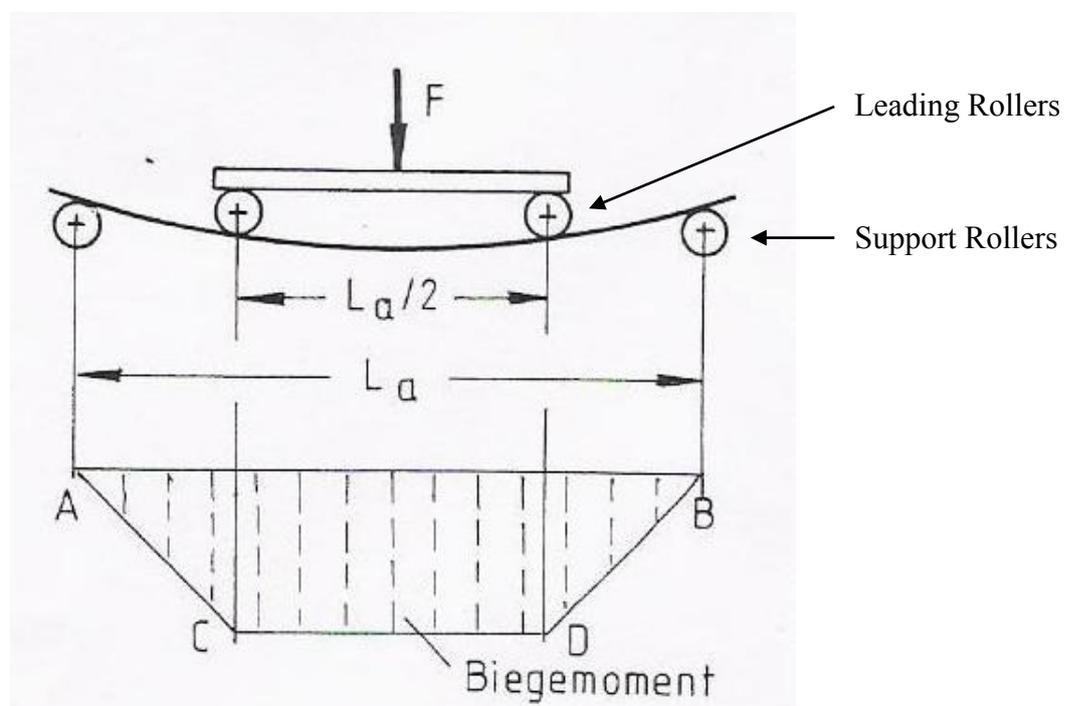


Abbildung 36: Schema der Versuchsanordnung des Vier – Punkt – Biegeversuchs.

5.2.5.2 Untersuchte Osteosynthesen

Von jeder Osteosynthese wurden jeweils 6 Einzelstücke erstellt und mittels Vier – Punkt – Biegung getestet. Folgende Osteosynthesen wurden untersucht:

Osteosynthese- verfahren	Materialbezeichnung	Firma
Platten	2,3mm Standardplatte aus Titan, 6 – Loch, Profyle – Set, 6 Stück	Stryker (Leibinger Set)
	2,3mm Winkelstabile Platten aus Titan, 6 – Loch, Vari – Ax TM – Set, 6 Stück	
	2,3mm Kompressionsplatte aus Titan, 6 – Loch, Profyle – Set, 6 Stück	
	1,5mm Rippenplatte aus Titan, 6 - Loch, MatrixRIB - Set, 6 Stück	Synthes
Kirschnerdraht	1,6mm Durchmesser, Edelstahl, jeweils 2 Kirschnerdrähte gekreuzt pro Osteosynthese, 12 Stück	Synthes
Intramedullär	Intramedulläre Schienen das MatrixRIB - Set, 5mm Breite, 6 Stück	Synthes
	BIO - ISOS Implantat (PLLA/PDLLA), 5mm Durchmesser, 6 Stück	BIO - ISOS Arbeitsgruppe
	BIO - ISOS Implantat (PLLA/PDLLA), 7,5mm Durchmesser, 6 Stück	
	PCL Implantat, 5mm Durchmesser, 6 Stück	
PCL Implantat, 7,5mm Durchmesser, 6 Stück		

Tabelle 1: Übersicht aller getesteten Osteosyntheseverfahren und eingesetzter Materialien.

Somit wurden bei 10 Osteosyntheseverfahren mit jeweils 6 Einzelstücken insgesamt 60 Osteosynthesen getestet.

5.2.5.3 Durchführung des Vier – Punkt – Biegeversuchs

Der Vier – Punkt – Biegeversuch wurde entsprechend der Vorgaben der ASTM F382 (ASTM International, 2004) zur Prüfung der Osteosynthesen durchgeführt.

Die Osteosynthesen wurden auf 2 Auflagen „Support Rollers“ positioniert. Durch einen Stempel mit 2 „Loading Rollers“ wurde die Kraft über 2 Druckpunkte ausgeübt. Damit die Abstände den Osteosynthesen (= den Prüfkörpern) entsprachen, wurden diese durch verstellbare „Loading Rollers“ variabel gehalten.

Laut den Vorgaben der ASTM F382 sollten die Durchmesser der Loading Rollers nicht größer sein, als der Abstand von zwei Löchern auf der Platte. Dabei sollte der Durchmesser im Rahmen von 6mm bis 12mm sein.

Die Abstände der kraftübertragenen Rollen sind wie folgt definiert:

- Beide „Loading Rollers“ besitzen einen Abstand, der so groß ist, dass zwei Löcher auf der Platte eingeschlossen werden.
- Die „Support Rollers“ weisen einen Abstand von zwei Löchern zu den „Loading Rollers“ auf.
- Der Druck soll von beiden „Support Rollers“ gleichmäßig auf den Prüfkörper übertragen werden.

Um optimale und vergleichbare Bedingungen zu schaffen, wurde die Osteotomiestelle der Sawbones® Röhren in der Mitte der Biegebeanspruchung gesetzt und somit zwischen den „Loading Rollers“. Der Abstand von 8cm zwischen den Auflagen („Support Rollers“) wurde entsprechend der 10cm langen Osteosynthese – Prüfkörper gewählt.

Die Abbruchbedingung trat bei einer Verformung der Implantate von $\geq 5\text{mm}$ ein. Das wiederum ist die Hälfte des zulässigen Winkels von 30° , bei dem eine erneute Frakturrefixation durchgeführt würde [116].

Protokolliert wurden dabei die jeweiligen Kraftmaxima bei 5mm Wegstrecke, um die Stabilität und Steifigkeit der Osteosynthese einschätzen zu können. Als weiteres Kriterium wurde das Biegemodul protokolliert.

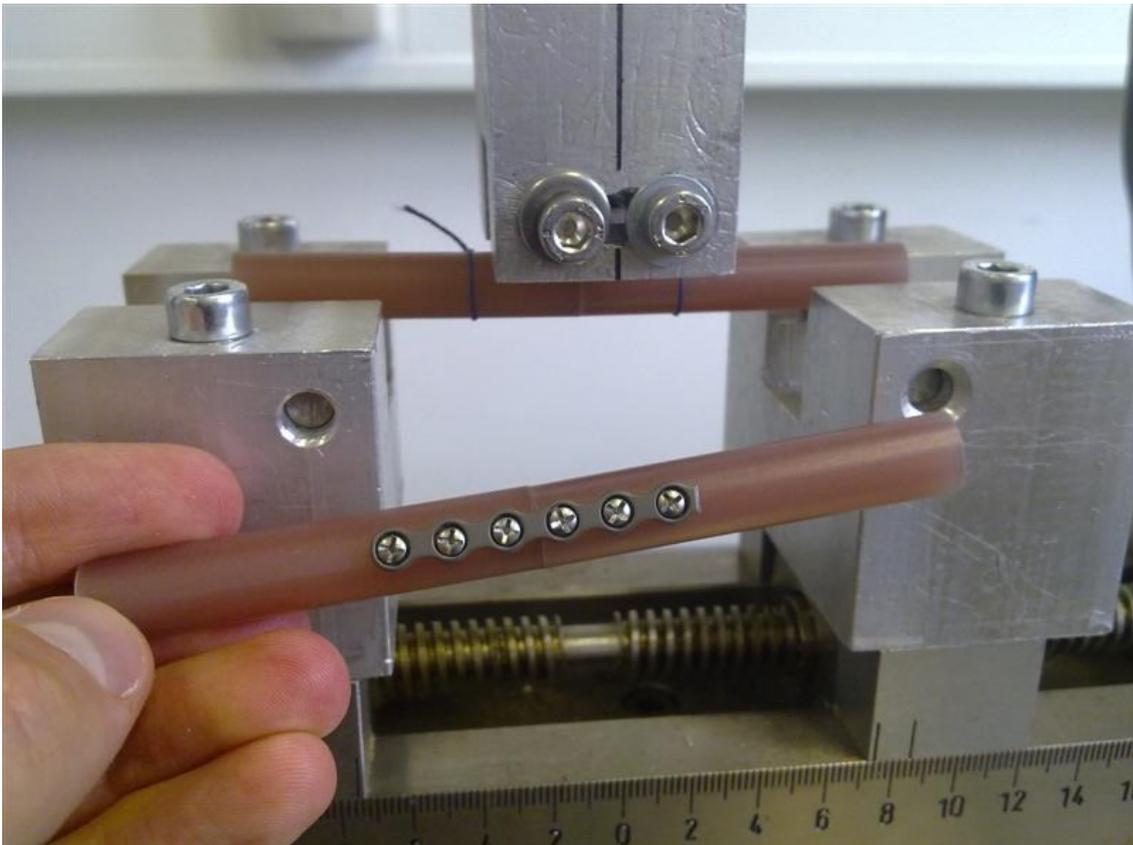


Abbildung 37: Vier – Punkt – Biegeversuch. Vorne im Bild: Plattenosteosynthese mit einer Vari– AxTM Platte. Hinten im Bild: Testaufbau in der Universalprüfmaschine mit einer Implantatosteosynthese.

5.2.6 Statistische Auswertung und grafische Darstellung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe zweier Programmen: Excel 2010 (Microsoft® Office Paket) und IBM® SPSS / PASW Version 19 (SPSS Inc.).

Die deskriptive Statistik wurde sowohl bei den CT Vermessungen der Rippen, als auch den Biegeversuchen in Form von Tabellen dargestellt. Dafür wurden aus den Einzelwerten die Mittelwerte, Standardabweichungen, Minimal- und Maximalwerte bestimmt.

Bei den CT Untersuchungen des Rippenthorax wurden zur anschaulichen Darstellung der Ergebnisse Boxplots verwendet. Gezeigt sind die Breite und Höhe der Messpunkte 45°, 90° und 135°. Dabei wurden jeweils die Ergebnisse der Frauen und Männer vergleichend gegenübergestellt. In einem Diagramm sind die Boxplots von Innendurchmesser, Außendurchmesser, sowie Kortikalis im Verlauf der Rippen 1 – 12 dargestellt.

Bei den Biegeversuchen sind die Ergebnisse in Form von Balkendiagrammen entsprechend ihrer Gruppen dargestellt. In allen Balken ist ebenso die Standardabweichung dargestellt.

Im Rahmen der Signifikanzanalyse wurde zu Beginn ein Anova Test durchgeführt. Dieser zeigt bei Betrachtung der Gesamtheit der Gruppen, ob ein signifikanter Unterschied im Datensatz besteht oder nicht. Dabei wurde angenommen, es handle sich um normalverteilte unabhängige Stichproben.

Weitere Signifikanzanalysen zwischen 2 Gruppen wurden anschließend mit dem „T-Test unabhängiger Stichproben“ durchgeführt. Entsprechend der Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit wurden dabei die dafür relevanten Gruppen verglichen.

Als Signifikanzniveau wurde der p-Wert mit $p \leq 0,05$, $p \leq 0,01$ und $p \leq 0,001$ untersucht.

6. Ergebnisse

6.1 Anthropometrische Ergebnisse

6.1.1 Rippenvermessung im Thoraxverlauf

Frauen (n=12)		45° (dorsal)		90° (lateral)		135° (ventral)	
		Höhe	Breite	Höhe	Breite	Höhe	Breite
Innen Ø 1-12	\bar{x}	8,37	2,73	8,64	2,97	10,63	2,73
	s_x	1,05	0,49	1,09	0,46	1,13	0,20
	Min	6,50	1,81	6,29	2,23	9,19	2,35
	Max	10,04	3,70	10,18	3,85	12,17	3,04
Innen Ø 3-7	\bar{x}	7,50	2,98	8,49	3,14	10,85	2,68
	s_x	1,04	0,53	1,13	0,52	1,39	0,58
	Min	5,94	1,86	6,50	2,28	8,78	1,98
	Max	9,54	3,82	9,82	4,08	12,93	3,87
Außen Ø 1-12	\bar{x}	13,15	6,19	12,74	6,38	14,99	5,86
	s_x	0,65	0,66	0,92	0,42	1,42	0,40
	Min	12,16	4,92	11,02	5,78	12,76	5,28
	Max	14,05	7,11	13,76	7,06	16,93	6,40
Außen Ø 3-7	\bar{x}	12,14	6,55	12,14	6,59	14,35	5,64
	s_x	0,73	0,79	1,09	0,70	1,44	0,86
	Min	11,02	5,40	10,18	5,06	12,28	4,53
	Max	13,30	7,72	13,74	7,58	17,48	6,78
Kortikalis 1-12	\bar{x}	2,39	1,73	2,05	1,71	2,18	1,57
	s_x	0,58	0,25	0,42	0,22	0,43	0,16
	Min	1,38	1,41	1,52	1,34	1,67	1,26
	Max	3,39	2,23	2,78	1,97	2,96	1,78
Kortikalis 3-7	\bar{x}	2,32	1,79	1,82	1,72	1,75	1,48
	s_x	0,57	0,31	0,35	0,28	0,30	0,22
	Min	1,39	1,46	1,44	1,15	1,29	1,18
	Max	3,34	2,44	2,52	2,10	2,28	1,85

Tabelle 2: Innen- und Außendurchmesser der Höhe und Breite, sowie die Kortikalisdicke der Rippen 1-12 des Gesamtthorax und der am häufigsten frakturierten Rippen 3-7 der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Männer (n=18)		45° (dorsal)		90° (lateral)		135° (ventral)	
		Höhe	Breite	Höhe	Breite	Höhe	Breite
Innen Ø 1-12	\bar{x}	11,07	4,21	11,56	4,42	13,94	3,80
	s_x	0,89	0,90	1,15	0,77	1,61	0,64
	Min	9,75	2,59	9,29	2,92	9,59	2,69
	Max	12,91	5,88	13,15	5,74	15,96	5,10
Innen Ø 3-7	\bar{x}	10,79	4,87	11,59	4,70	14,16	3,88
	s_x	0,88	1,04	1,24	0,70	1,72	0,95
	Min	8,88	2,94	9,36	3,42	9,92	2,16
	Max	12,60	6,92	13,38	5,98	16,80	5,83
Außen Ø 1-12	\bar{x}	15,61	8,14	15,41	7,95	18,20	7,08
	s_x	0,85	0,96	1,35	0,79	1,61	0,74
	Min	14,30	6,54	13,16	6,50	15,00	5,77
	Max	17,69	9,93	17,60	9,28	20,12	8,85
Außen Ø 3-7	\bar{x}	14,94	8,86	15,01	8,23	17,65	7,07
	s_x	1,04	1,18	1,36	0,75	1,98	1,16
	Min	13,36	6,86	12,30	7,10	13,64	5,26
	Max	17,14	11,42	16,82	9,72	21,17	9,87
Kortikalis 1-12	\bar{x}	2,27	1,97	1,92	1,76	2,13	1,64
	s_x	0,42	0,25	0,26	0,18	0,45	0,19
	Min	1,51	1,46	1,43	1,42	1,29	1,26
	Max	2,93	2,52	2,58	2,03	3,05	1,90
Kortikalis 3-7	\bar{x}	2,07	1,99	1,71	1,77	1,74	1,60
	s_x	0,33	0,27	0,23	0,24	0,36	0,22
	Min	1,42	1,48	1,32	1,24	1,10	1,21
	Max	2,64	2,47	2,24	2,15	2,53	2,02

Tabelle 3: Innen- und Außendurchmesser der Höhe und Breite, sowie die Kortikalisdicke der Rippen 1-12 des Gesamthorax und der am häufigsten frakturierten Rippen 3-7 der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

6.1.2 Messwerte der Rippenbreite im Direktvergleich

6.1.2.1 Messwerte der Rippenbreite am 45° Messpunkt

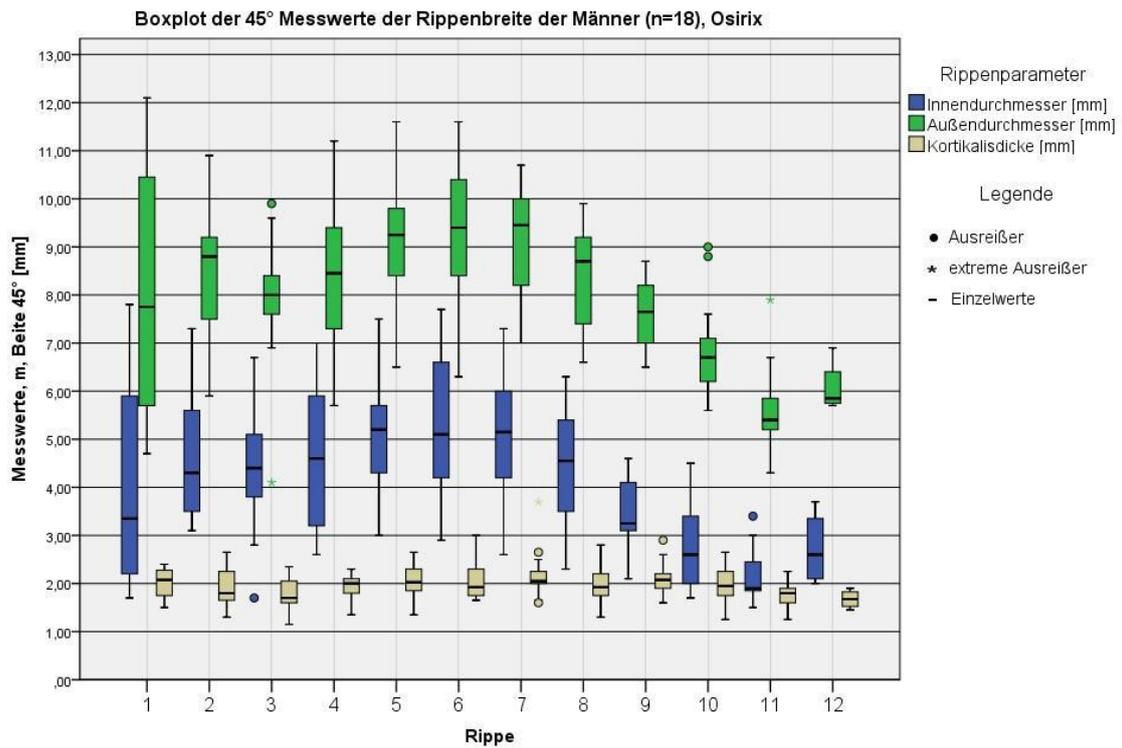


Abbildung 38: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

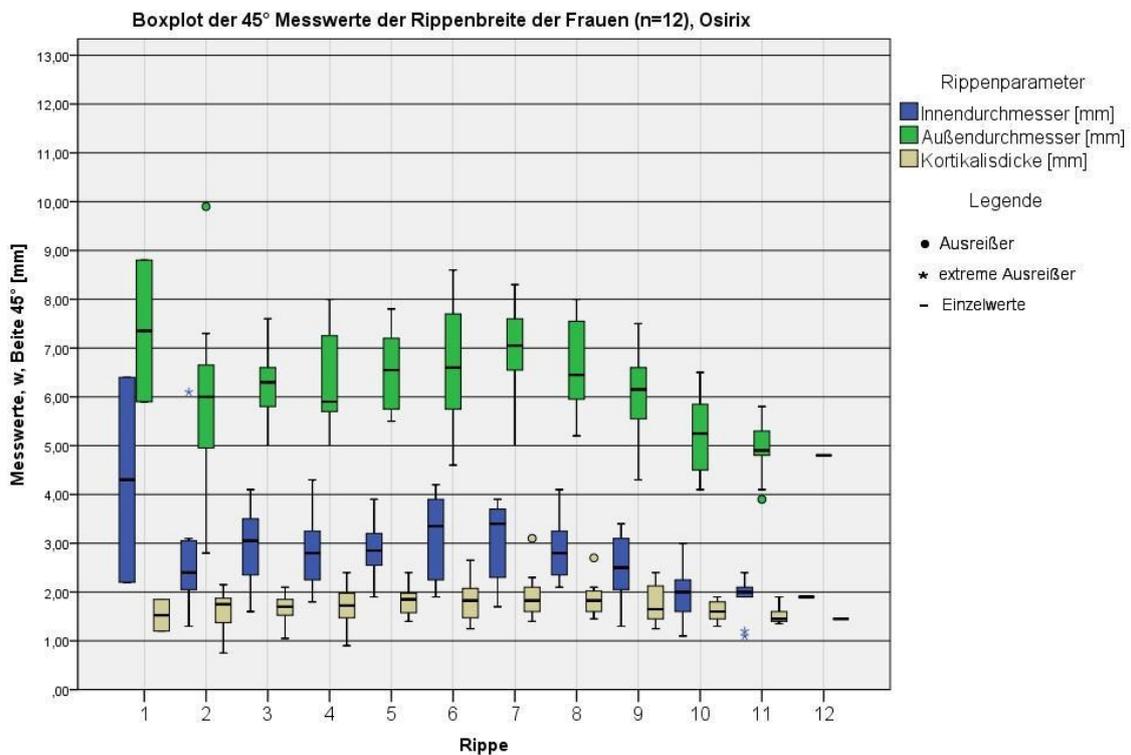


Abbildung 39: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

6.1.2.2 Messwerte der Rippenbreite am 90° Messpunkt

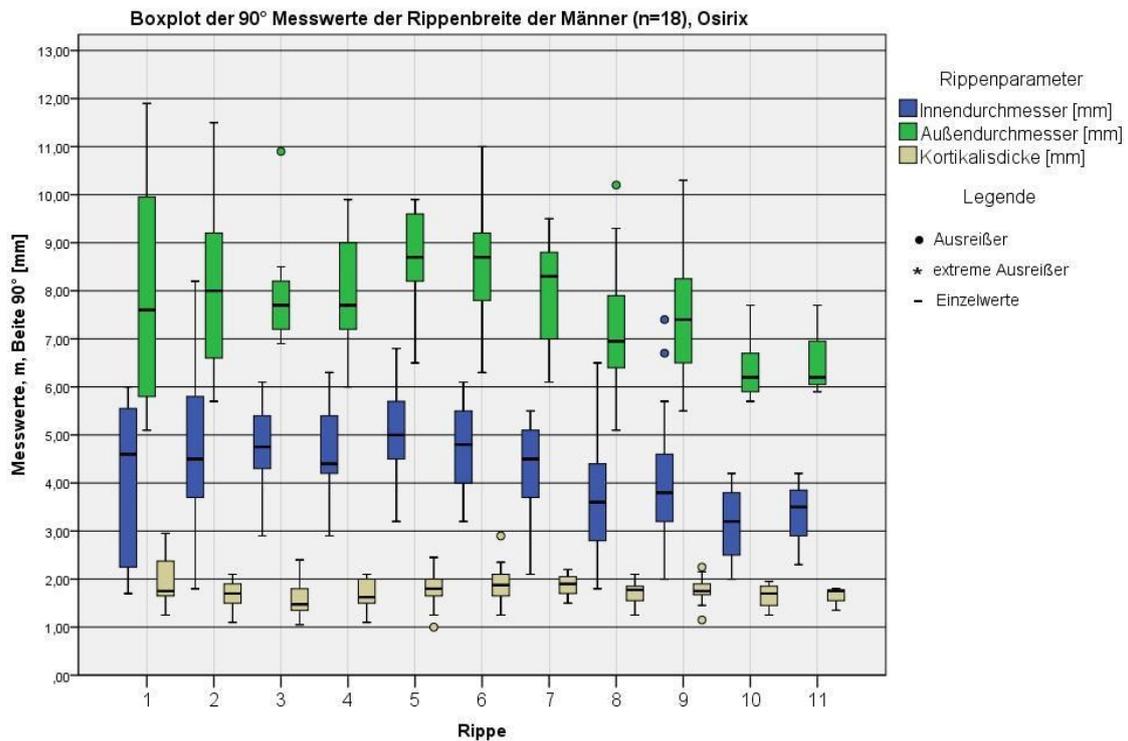


Abbildung 40: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

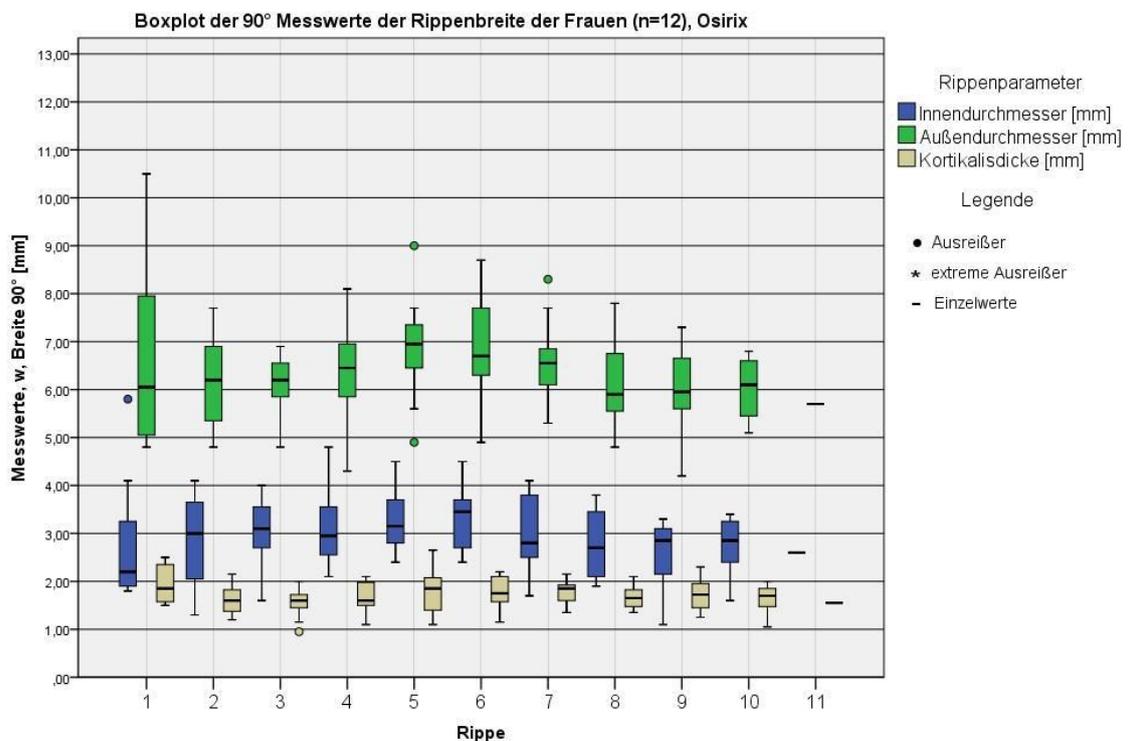


Abbildung 41: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

6.1.2.3 Messwerte der Rippenbreite am 135° Messpunkt

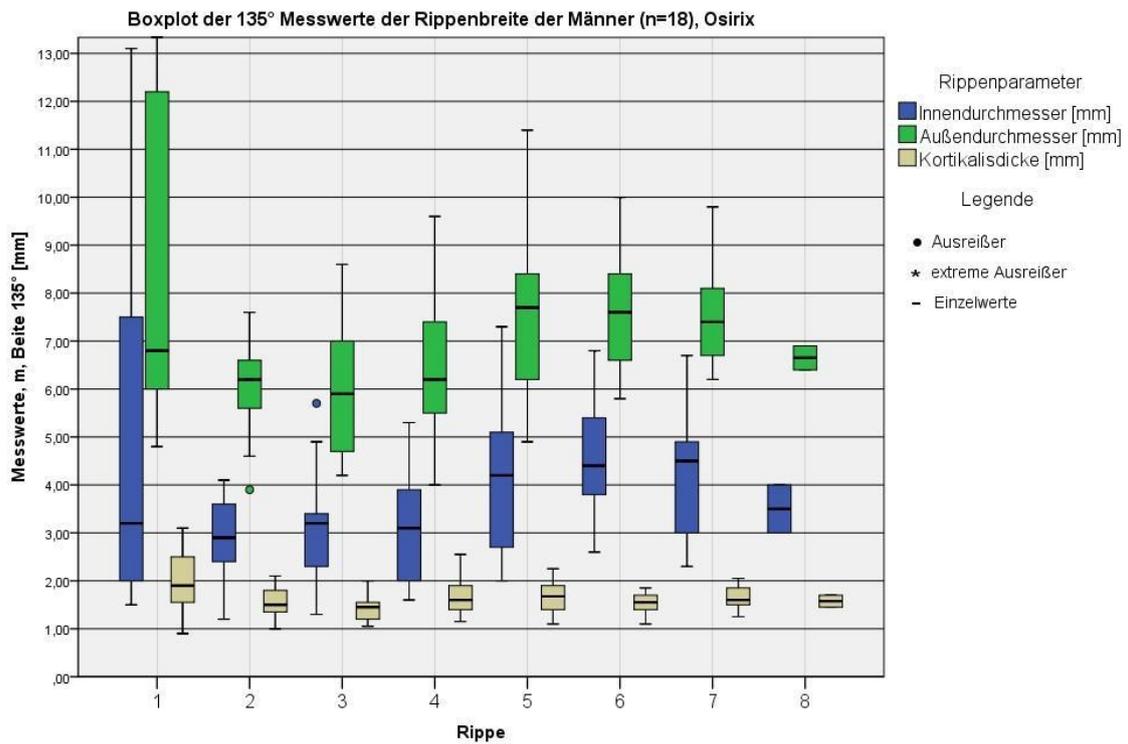


Abbildung 42: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

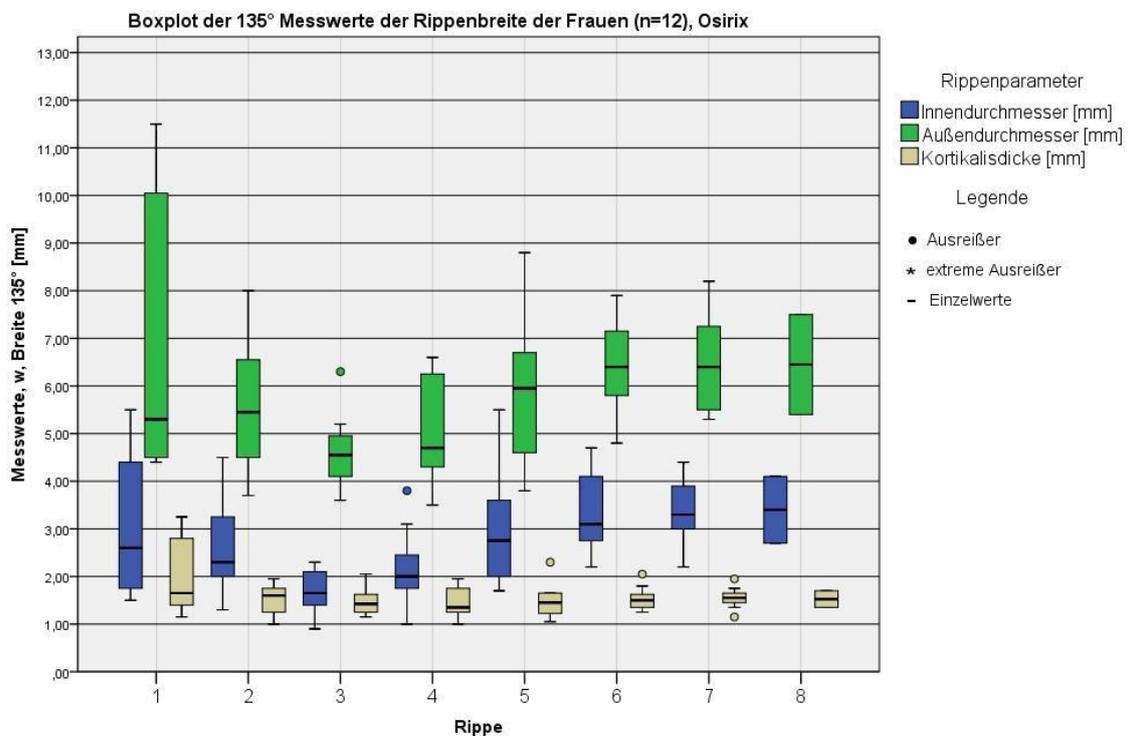


Abbildung 43: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

6.1.3 Messwerte der Rippenhöhe im Direktvergleich

6.1.3.1 Messwerte der Rippenhöhe am 45° Messpunkt

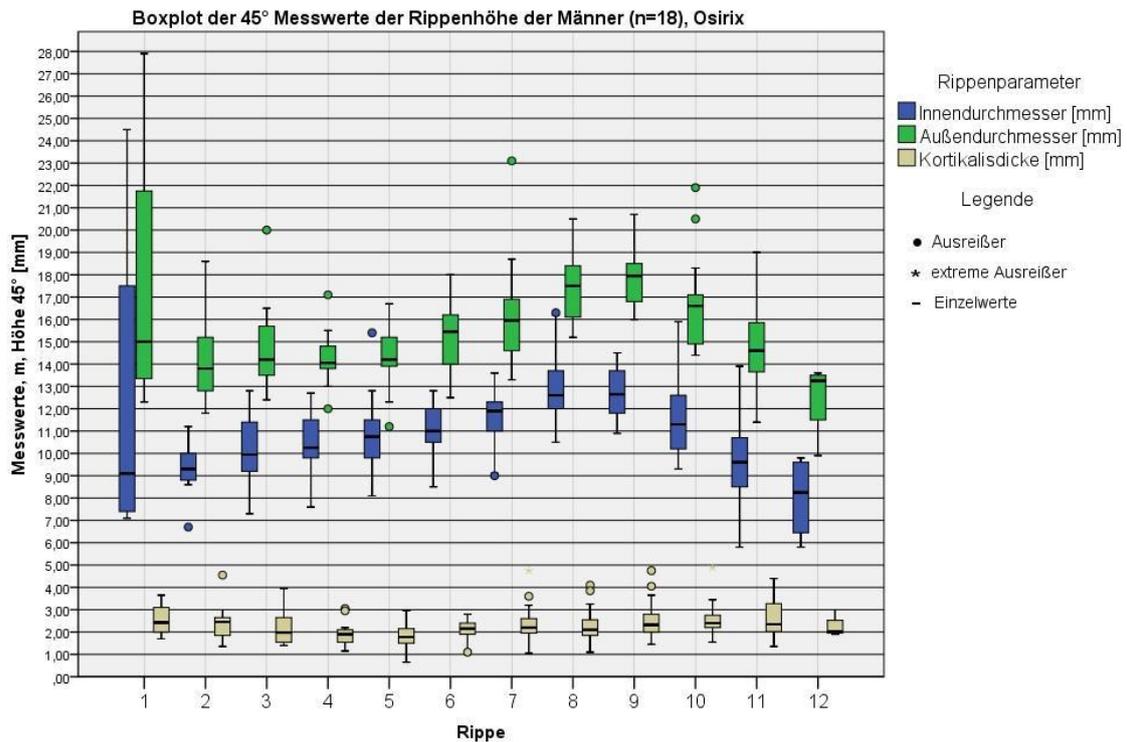


Abbildung 44: 45° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

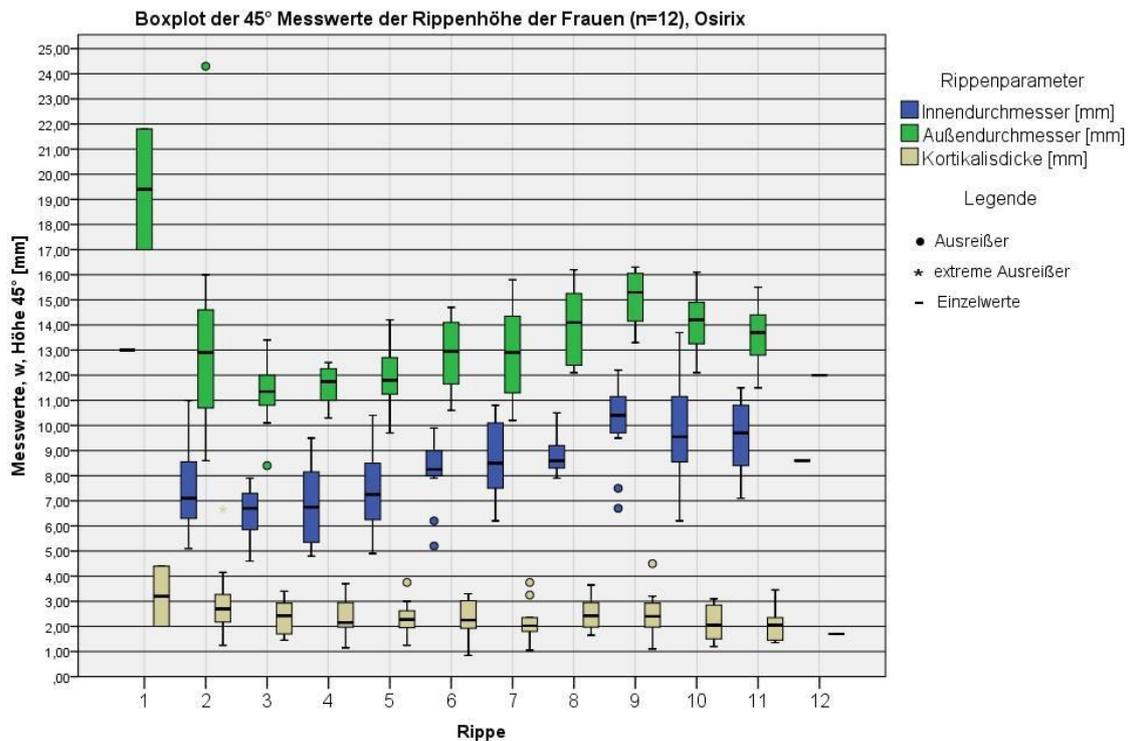


Abbildung 45: 45° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

6.1.3.2 Messwerte der Rippenhöhe am 90° Messpunkt

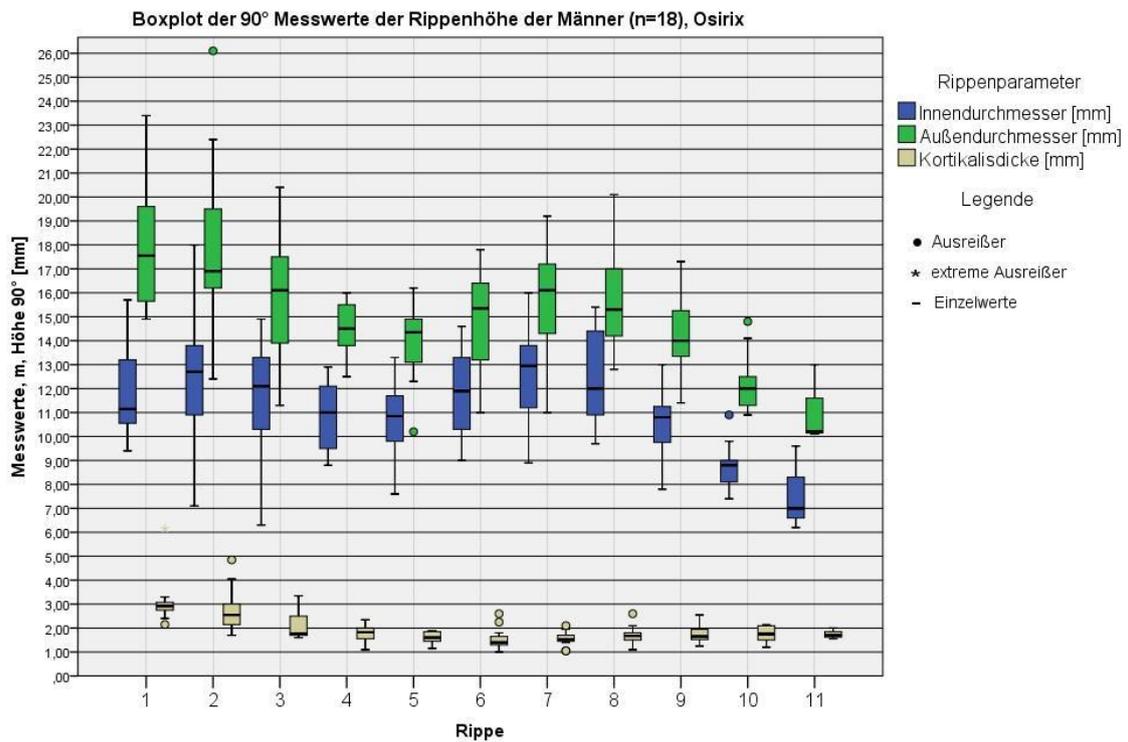


Abbildung 46: 90° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

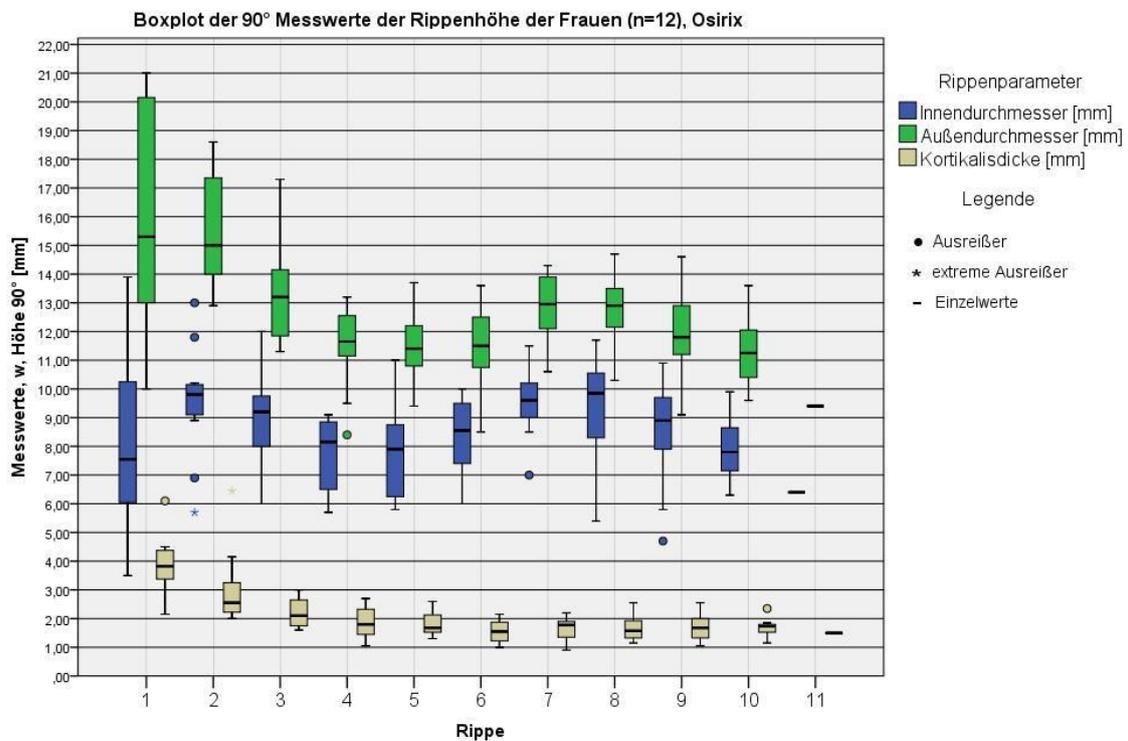


Abbildung 47: 90° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

6.1.3.3 Messwerte der Rippenhöhe am 135° Messpunkt

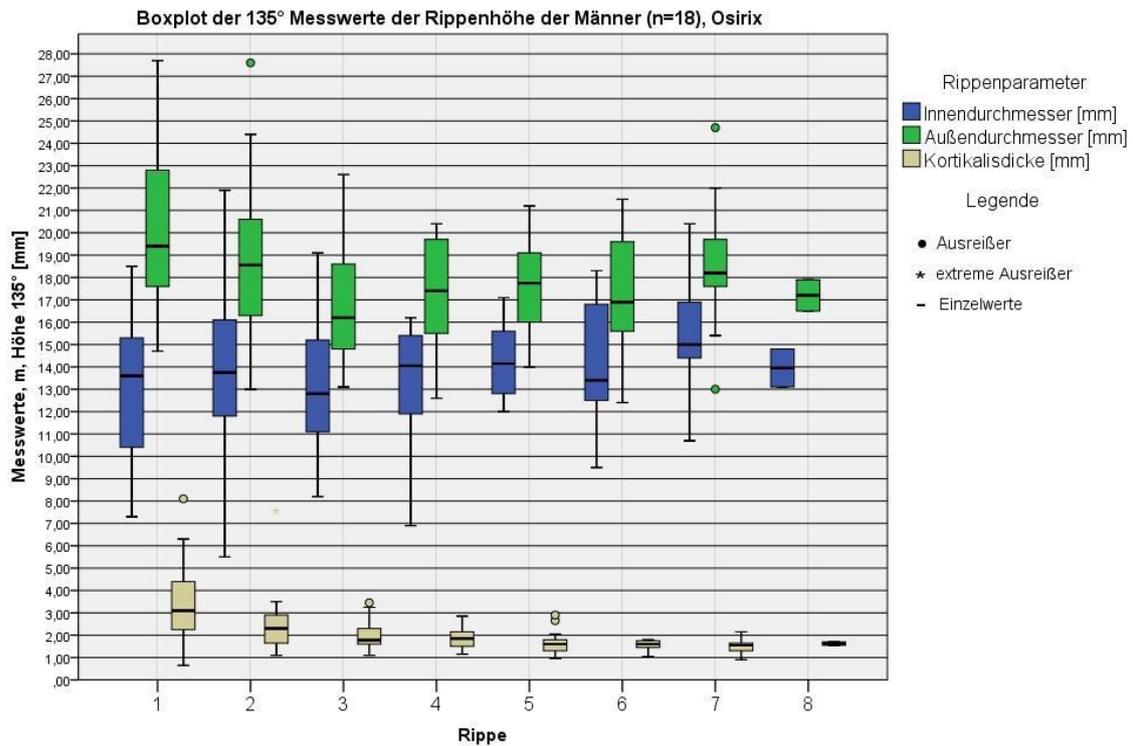


Abbildung 48: 135° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

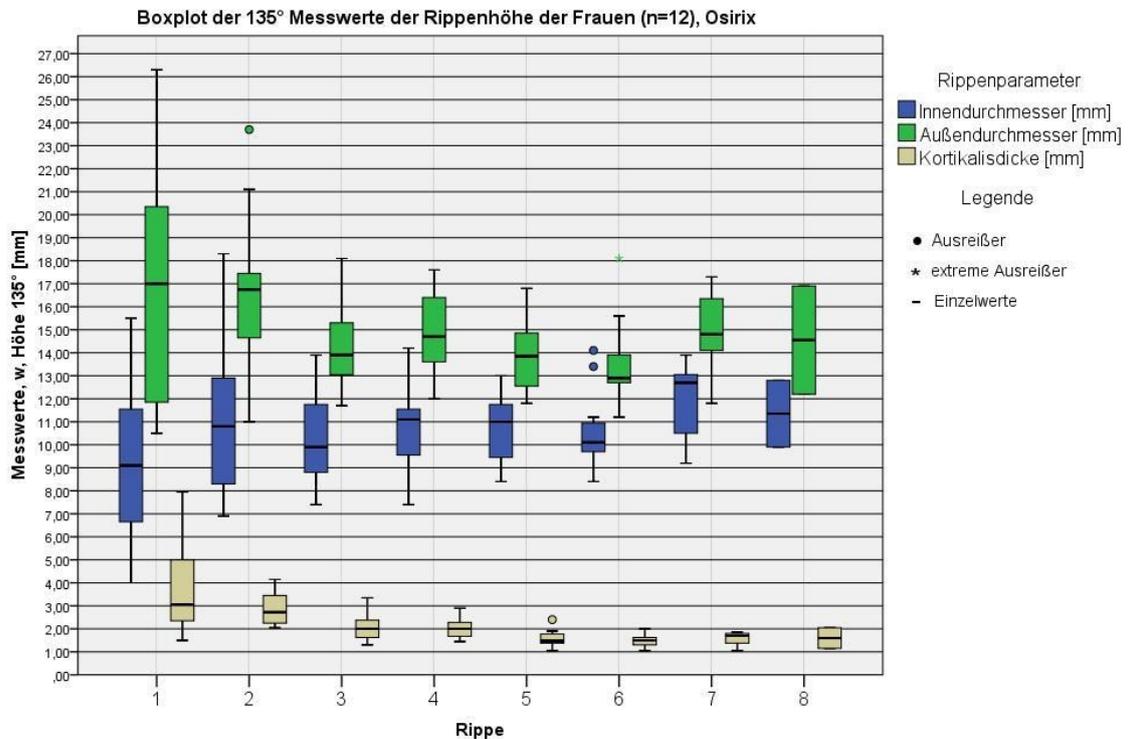


Abbildung 49: 135° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

6.1.4 Auswertung der rippengeometrischen Ergebnisse

Im Verlauf der Rippen mit dorsalem Ursprung konnten im Rippenverlauf nach ventral, alle Rippen an der 45° Stelle vermessen werden. Die Rippen 11 und 12 enden schließlich blind in der Bauchmuskulatur und können an der 90° Stelle nicht mehr erfasst werden. Somit können im Verlauf an der 90° Stelle nur noch die Rippen 1 – 10 und an der 135° Stelle die Rippen 1 – 7 vermessen werden.

6.1.4.1 Rippenbreite

Bei den Ergebnissen der Rippenbreite ergeben sich am 90° Messpunkt sowohl für Frauen, als auch Männer beim Innen- und Außendurchmesser die größten Werte. Die 45° und 135° Messergebnisse sind jeweils kleiner, wobei der 45° Messpunkt stets größere oder gleiche Ergebnisse liefert, wie der 135° Messpunkt. Entsprechend nimmt die Rippenbreite von dorsal nach lateral zu und nach ventral entsprechend der Rippengeometrie wieder ab.

Die am häufigsten frakturierten Rippen 3 – 7 werden durch die Therapiebedeutung gesondert betrachtet. Bei Frauen, als auch bei Männern ergeben sich für Innen- und Außendurchmesser größere oder gleiche Durchschnittswerte für die Rippen 3 – 7 im Vergleich zum Gesamtdurchmesser aller Rippen 1 – 12. Einzige Ausnahme stellt der Außendurchmesser der Rippen der Frauen bei 135° dar, bei dem es genau umgekehrt ist: Außendurchmesser der Rippen 1 – 12 \geq 3 – 7. Schlussfolgernd sind die Rippen 1 und 2, sowie 8 – 12 dünner in der Breite, als die bereits erwähnten Rippen 3 – 7. Diese Feststellung gilt für Frauen, wie auch für Männer.

Hingegen im Geschlechtervergleich der Werte der Rippendurchmesser ergeben sich deutliche Unterschiede. Während die Mittelwerte der Innendurchmesser der Rippenbreite bei Frauen im Rippenverlauf 2,68mm – 2,98mm beträgt, sind bei Männern Werte von 3,88mm – 4,87mm festzustellen. Daraus ergibt sich eine Differenz dieser Mittelwerte von 1,2mm – 1,89mm der Rippenbreite des Innendurchmessers 3 – 7, um welche die Rippen der Männer breiter sind, als die der Frauen.

Betrachtet man die Mittelwerte des Außendurchmessers der Rippenbreite 3 – 7, wurden folgende Werte im Rippenverlauf gemessen: Bei Frauen Werte von 5,64mm – 6,59mm, bei Männer Werte von 7,07mm – 8,86mm. Daraus errechnet sich ein Größenunterschied von 1,43mm – 2,27mm, um welche die Außendurchmesser der Rippenbreite bei Männern dicker sind, als die der Frauen.

6.1.4.2 Rippenhöhe

Bei Betrachtung der Rippenhöhe lässt sich sowohl bei Frauen, als auch bei Männern eine konsekutive Zunahme des Innen- und Außendurchmessers vom 45° bis hin zum 135° Messpunkt feststellen. Einzige Ausnahme bildet der Außendurchmesser der Rippen 1 – 12 bei Frauen und Männern, bei denen die Ergebnisse der Durchschnittswerte des 90° Messpunktes kleiner sind, als am 45° Messpunkt. Die Ergebnisse am 135° Messpunkt bleiben dabei am Größten im Vergleich zu den Messwerten bei 45° und 90°. Somit steigt bis auf diese Ausnahme die Rippenhöhe von dorsal nach ventral konsekutiv an.

Im Gegensatz zur Rippenbreite sind der Innen- und Außendurchmesser der Rippenhöhe im Bereich der Rippen 3 – 7 kleiner oder gleich den Werten des Gesamtdurchschnitts aller Rippen 1 – 12. Die Rippen 1 und 2, sowie 8 – 12 sind somit im Mittel größer in der Vertikalen, als die Rippen 3 – 7. Ausnahme bildet die 135° Messstelle der Innendurchmesser der Rippen 1 – 12 bei Frauen und Männern, an welcher der Sachverhalt genau umgekehrt ist: $3 - 7 > 1 - 12$.

Im Geschlechtervergleich der Rippenhöhe sind - wie in Kapitel 6.1.2.1 Rippenbreite beschrieben - die Rippen der Männer größer, als die der Frauen. Beim Innendurchmesser der Höhe der Rippen 3 – 7 wurden Werte von 7,50mm – 10,85mm bei den Frauen gemessen und 10,79mm – 14,16mm bei den Männern. Somit sind die Messergebnisse der Männer um 3,29mm – 3,31mm größer, als die der Frauen bei der Höhe der Rippen 3 – 7.

Die Außendurchmesser der Höhe der Rippen 3 – 7 wurde bei den Frauen im Rippenverlauf mit 12,14mm – 14,35mm vermessen, bei den Männern mit 14,94mm – 17,65mm. Hier ergibt sich eine Differenz von 2,8mm – 3,3mm, welche die Ergebnisse der Rippenvermessung in der Höhe bei Männern größer sind, als die der Frauen.

6.1.4.3 Rippengeometrie: Relation der Rippenhöhe zur Rippenbreite

Frauen (n=12)	Wertebereiche (Min - Max)	
	InnenØ Rippen 3 - 7	AußenØ Rippen 3 - 7
Rippenhöhe	7,50mm - 10,85mm	12,14mm - 14,35mm
Rippenbreite	2,68mm - 2,98mm	5,64mm - 6,59mm
Differenz Höhe - Breite	4,82mm - 7,87mm	6,50mm - 7,76mm
Relation Höhe : Breite	2,8 - 3,6	2,2

Tabelle 4: Relation der Rippenhöhe zur Rippenbreite des Innen- und Außendurchmessers der am häufigsten frakturierten Rippen 3 – 7 der Frauen (n=12).

Männer (n=18)	Wertebereiche (Min - Max)	
	InnenØ Rippen 3 - 7	AußenØ Rippen 3 - 7
Rippenhöhe	10,79mm - 14,16mm	12,14mm - 14,35mm
Rippenbreite	3,88mm - 4,87mm	7,07mm - 8,86mm
Differenz Höhe - Breite	6,91mm - 9,89mm	5,07mm - 5,49mm
Relation Höhe : Breite	2,8 - 3,3	1,6 - 1,7

Tabelle 5: Relation der Rippenhöhe zur Rippenbreite des Innen- und Außendurchmessers der am häufigsten frakturierten Rippen 3 – 7 der Männer (n=18).

Bei der Betrachtung der Innen- und Außendurchmesser der am häufigsten frakturierten Rippen 3 – 7 ergeben sich sowohl für Frauen, als auch für Männer größere Werte der Rippenhöhe im Vergleich zur Rippenbreite im gesamten Rippenverlauf.

Bei den Frauen ergeben sich für die Rippen 3 – 7 Differenzen der Rippenhöhe – Rippenbreite von 4,82mm – 7,87mm bei den Innendurchmessern und von 6,50mm – 7,76mm bei den Außendurchmessern. Somit sind die Ergebnisse der Höhe der Rippen 3 – 7 im Verlauf der Rippen um 2,8-fach bis 3,6-fach größer im Innendurchmesser und um 2,2-fach größer im Außendurchmesser, als die Rippenbreite.

Die Ergebnisse der Männer zeigen die gleichen Tendenzen. Im Verlauf der Rippen 3 – 7 errechnet sich eine Differenz der Rippenhöhe – Rippenbreite im Bereich von 6,91mm – 9,89mm der Innendurchmesser und von 5,07mm – 5,49mm der Außendurchmesser. Die Ergebnisse der Rippenhöhe sind bei den Rippen 3 – 7 in den Innendurchmessern um 2,8-fach – 3,3-fach, sowie bei den Außendurchmessern 1,6-fach – 1,7-fach größer, als die Rippenbreite.

Insgesamt ergibt das über den gesamten Thorax ein Spektrum der Relationen von 1,6-fach bis 3,6-fach größeren Werten der Rippenhöhen zu den jeweiligen Rippenbreiten.

6.1.4.4 Kortikalisdicke

Für die Ergebnisse der Kortikalisdicke, die Rahmen der Vermessung der Rippenbreite (horizontale Kortikalis) erhoben wurden, zeigte sich bei Frauen und Männern eine konsekutive Abnahme der Dicke vom dorsalen zum ventralen Rippenthorax. Bei den Ergebnissen der Kortikalisdicke der Rippenhöhe (vertikale Kortikalis) wurde für Frauen und Männer der größte Wert an der dorsalen Rippe bei 45° bestimmt, der im weiteren Rippenverlauf lateral bei 90° den niedrigsten Wert ergibt und ventral bei 135° erneut ansteigt, aber nicht mehr den ursprünglich dicksten Wert von dorsal bei 45° erreicht. Einzige Ausnahme bildet der Durchschnittswert der Kortikalisdicke der Rippen 3 – 7 der Frauen mit einer stetigen Abnahme von dorsal nach ventral (analog der Kortikalisdicke der Rippenbreite).

Das Gesamtspektrum der Kortikalisdicke ergibt Mittelwerte von 1,48mm – 2,39mm. Dabei sind die Durchschnittswerte der Rippen 3 – 7 kleiner oder gleich dick, wie die aller Rippen 1 – 12. Ausnahme bildet hier der 45° Messpunkt der Kortikalisdicke der Rippenbreite der Frauen: Rippen 3 – 7 > 1 – 12.

Bei Werten der Kortikalisdicke von 1,48mm – 2,32mm bei Frauen und 1,60mm – 2,07mm bei Männern ist kein geschlechtsabhängiger Unterschied festzustellen. Die Tendenzen der Relationen der Rippenhöhe zur Rippenbreite setzen sich auch bei den Ergebnissen der entsprechenden Kortikalisdicke fort. Mit Werten der Kortikalisdicke der Rippenhöhe 3 - 7 von 1,75mm – 2,32mm bei Frauen und 1,71mm – 2,07mm bei Männern im Vergleich zur Kortikalisdicke der Rippenbreite 3 – 7 (horizontale Kortikalis) mit Werten von 1,48mm – 1,79mm bei Frauen und 1,60mm – 1,99mm bei Männern, zeigen sich stets größere Werte der Kortikalisdicke der Rippenhöhe (vertikale Kortikalis).

6.1.5 Lokalisation der Rippenfrakturen

6.1.5.1 Anzahl der Rippenfrakturen im linken und rechten Rippenthorax

Nachfolgend dargestellte Tabelle zeigt die Anzahl der Rippenfrakturen der linken und rechten Thoraxseite von 30 Patienten. Mit 65 Frakturen im linken und 61 Frakturen im rechten Rippenthorax treten diese beidseits etwa gleich häufig auf.

Rippe	Anzahl der Rippenfrakturen Linker Thorax	Anzahl der Rippenfrakturen Rechter Thorax
1	0	4
2	2	1
3	2	2
4	6	3
5	6	7
6	7	9
7	12	8
8	6	7
9	6	8
10	5	7
11	8	2
12	5	3
Gesamt	65	61

Tabelle 6: Anzahl der Rippenfrakturen des linken und des rechten Thorax der jeweiligen Rippe 1 – 12 von 30 Patienten.

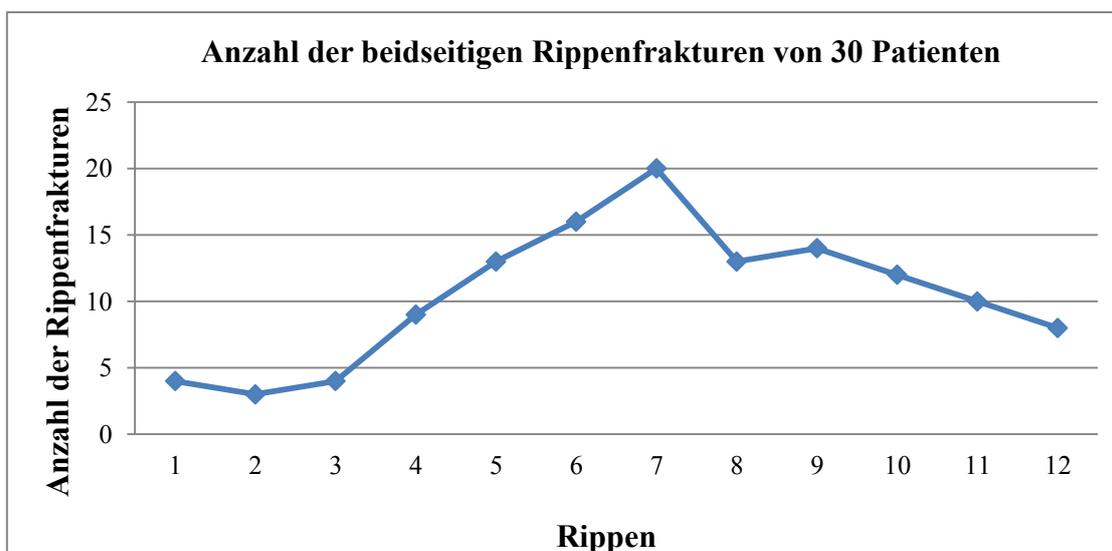


Abbildung 50: Anzahl der beidseitigen Rippenfrakturen von 30 Patienten.

Eine Häufung der Rippenfrakturen beider Thoraxhälften im Bereich der Rippen 5 – 7 ist angedeutet. Ebenso ist eine Frakturhäufung der kaudalen Rippen 11 und 12 im linken Thoraxbereich zu verzeichnen.

6.1.5.2 Frakturlokalisierung im Rippenverlauf

Für die Betrachtung der Frakturlokalisierung wurde der Thorax beidseits in jeweils drei Segmente eingeteilt: Das dorsale von 0° - 45°, das laterale von >45° - 135°, sowie das ventrale Segment von >135° - 180°.

Frakturlokalisierung	Anzahl der Rippenfrakturen (beidseits)	Prozentualer Anteil
Dorsal (0° - 45°)	45	35,70%
Lateral (> 45° - 135°)	81	64,30%
Ventral (> 135° - 180°)	0	0%
Gesamt	126	100%

Tabelle 7: Lokalisation der Rippenfrakturen im dorsalen, lateralen und ventralen Thoraxsegment.

Am häufigsten traten die Frakturen im lateralen Segment zwischen > 45° und 135° mit 64,3% aller Frakturen, gefolgt von den Frakturen im dorsalen Segment mit 35,7%, während im ventralen Bereich keine Frakturen auftraten.

6.1.5.3 Unfallmechanismus

In der Gruppe der Patienten mit weniger schwerem Thoraxtrauma mit bis zu drei Frakturen, zeigten sich als häufigste Entität die einfachen Stürze (z.B. auf der Treppe, im Bad). Direkt folgen Verletzungen der Rippen im Rahmen von Verkehrsunfällen und Stürzen aus der Höhe $\leq 1,5\text{m}$.

Die Anzahl der Rippenfrakturen stellte sich bei allen Patienten variabel dar mit einer maximalen Anzahl von drei Rippenfrakturen. Diese traten entsprechend des Unfallmechanismus im dorsalen oder lateralen Thoraxbereich auf. Oftmals fanden sich auch Frakturen in beiden Bereichen. Ventral verzeichnete sich hingegen keine Fraktur.

Unfallmechanismus	Anzahl der Patienten (n=17)	Anzahl der Rippenfrakturen	Frakturbereich
einfacher Sturz	7x	1 - 3	2x dorsal, 5x lateral
Verkehrsunfall	6x	1 - 3	4x dorsal, 2x lateral
Sturz aus Höhe $\leq 1,5\text{m}$	4x	1 - 2	2x dorsal, 2x lateral

Tabelle 8: Unfallmechanismen bei Patienten mit bis zu drei Rippenfrakturen.

Die Patienten der Gruppe mit mehr als 3 Rippenfrakturen wurden am häufigsten Opfer eines Verkehrsunfalls, gefolgt von Stürzen aus 3m – 8m Höhe und einfachen Stürzen (z.B. alkoholisiert, häuslicher Sturz). Dabei ergab sich ein Spektrum von 4 Rippenfrakturen, bis hin zu einer Gesamtzahl von 14 Rippenfrakturen mit instabilem Thorax. Die Frakturen beschränken sich hierbei selten auf einen Thoraxbereich, sondern traten in der Regel im dorsalen und lateralen Bereich auf, wobei bei einfachen Stürzen eine Häufung im lateralen Bereich festzustellen ist. Auch hier verzeichnete sich keine Fraktur im ventralen Thoraxbereich.

Unfallmechanismus	Anzahl der Patienten (n=13)	Anzahl der Rippenfrakturen	Frakturbereich
Einfacher Sturz	4x	4 - 12	lateral > dorsal
Verkehrsunfall	5x	4 - 14	dorsal und lateral
Sturz aus Höhe > 1,5m	4x	5 - 9	dorsal und lateral

Tabelle 9: Unfallmechanismen bei Patienten mit mehr als drei Rippenfrakturen.

6.2 Biomechanische Analysen

6.2.1 Materialanalyse der intramedullären Implantate

6.2.1.1 Testergebnisse der 5,0mm Implantate

	Polypropylen 5,0	PLLA/PDLLA 5,0	Poly-ε-Caprolacton 5,0
Mittelwert	109,94	227,24	57,94
Standardabweichung	3,51	1,87	4,28
Minimalwert	104,34	224,61	47,94
Maximalwert	113,30	229,69	63,18

Tabelle 10: Ergebnisse des Kraftmaximums F_{max} des Drei – Punkt – Biegeversuches der 5,0mm Implantate (n=10/Implantatmaterial, in Newton).

6.2.1.2 Testergebnisse der 7,5mm Implantate

	Polypropylen 7,5	PLLA/PDLLA 7,5	Poly-ε-Caprolacton 7,5
Mittelwert	409,72	791,61	233,68
Standardabweichung	12,50	32,31	3,06
Minimalwert	382,91	740,21	226,95
Maximalwert	424,12	830,58	236,44

Tabelle 11: Ergebnisse des Kraftmaximums F_{max} des Drei – Punkt – Biegeversuches der 7,5mm Implantate (n=10/Implantatmaterial, in Newton).

6.2.1.3 Testergebnisse der BIO – ISOS Implantate

	PLLA/PDLLA 4,0	PLLA/PDLLA 4,5	PLLA/PDLLA 5,0	PLLA/PDLLA 7,5
Mittelwert	73,00	113,16	227,24	791,61
Standardabweichung	9,37	6,62	1,87	32,31
Minimalwert	50,24	103,01	224,61	740,21
Maximalwert	84,80	123,31	229,69	830,58

Tabelle 12: Ergebnisse des Kraftmaximums F_{max} des Drei – Punkt – Biegeversuches der Bio – ISOS Implantate, Durchmesser: 4,0mm; 4,5mm; 5,0mm; 7,5mm (n=10/Implantatmaterial, in Newton).

6.2.1.4 Auswertung der Materialanalyse

Der PLLA/PDLLA 5,0mm Pin ist im Drei – Punkt – Biegeversuch mit durchschnittlich 227,24N ($\pm 1,87$ N) 2,1-fach so biegestabil, wie das Referenzmaterial Polypropylen 5,0mm mit 109,94N ($\pm 3,51$ N).

Im direkten Vergleich mit Poly- ϵ -Caprolacton 5,0mm (57,94N \pm 4,28N) zeigt sich ein 3,9-fach größerer Wert des PLLA/PDLLA 5,0mm Implantats.

Bei der statistischen Untersuchung der 7,5mm Implantate zeigen sich die gleichen Tendenzen. PLLA/PDLLA hat im Vergleich den absolut größten Wert mit 791,61N ($\pm 32,31$ N). Damit ergibt sich ein 1,9-fach größerer Wert, als bei Polypropylen 7,5mm (409,72N \pm 12,50N) und ein 3,4-fach so großer Wert, wie bei Poly- ϵ -Caprolacton 7,5mm (233,68N \pm 3,06N).

Im direkten Vergleich des PLLA/PDLLA 7,5mm Implantates (791,61N \pm 32,31N) gegenüber dem 5,0mm Implantat (227,24 N \pm 1,87N) errechnet sich für das 7,5mm Implantat ein 3,5-fach so großer Wert.

Im Vergleich der BIO – ISOS Implantate aus PLLA/PDLLA wurden zusätzlich die Implantatdurchmessern 4,0mm und 4,5mm getestet. Mit zunehmenden Durchmessern der Implantate steigt auch die Belastungsstabilität. Das dickste getestete Implantat mit 7,5mm ist mit einem durchschnittlichen Mittelwert der Fmax –Werte von 791,61N (\pm 32,31N) entsprechend am belastungsstabilsten.

Im direkten Vergleich zeigten die dünnsten Implantatdurchmesser mit 4,0mm den niedrigsten Mittelwert des Fmax von 73,00N (\pm 9,37N) aller getesteten BIO - ISOS Implantate. Mit jeweils 0,5mm Zunahme des Durchmessers steigt der Fmax Mittelwert des 4,5mm Implantats mit 113,16N um das 1,6-fache auf 113,16N (\pm 6,62N). Mit 227,24N (\pm 1,87N) des 5,0mm Implantats ergibt sich ein weiterer Zuwachs um 114,08N auf das 2-fache des 4,5mm Implantats, im Vergleich zum 4,0mm BIO – ISOS Implantat um das 3,1-fache.

Dabei zeigen sich in allen Gruppen signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) der Fmax Mittelwerte.

6.2.2 Stabilitätsuntersuchung der Rippenosteosynthesen

6.2.2.1 Herkömmliche Osteosyntheseverfahren

Osteosynthesen mit	2,3mm Standardplatte	2,3mm Kompressionsplatte	2,3mm Winkelstabile Platte	Kirschnerdraht, Ø1,6mm
Mittelwert	18,84	18,90	22,81	32,91
Standardabweichung	1,01	1,30	0,76	4,56
Minimalwert	17,48	16,40	21,48	28,64
Maximalwert	20,32	19,99	23,45	39,44

Tabelle 13: Darstellung des Kraftmaximums F_{max} der Vier – Punkt – Biegeversuche mit traditionellen Osteosyntheseverfahren (n=6/Osteosyntheseverfahren, in Newton).

6.2.2.2 Spezielle Methoden zur Versorgung von Rippenfrakturen

Osteosynthesen mit	1,5mm Rippenplatte (MatrixRIB)	Intramedulläre Schiene, 5mm Breite (MatrixRIB)
Mittelwert	161,21	103,92
Standardabweichung	16,38	10,56
Minimalwert	134,54	91,82
Maximalwert	174,08	122,27

Tabelle 14: Darstellung des Kraftmaximums F_{max} der Vier – Punkt – Biegeversuche mit speziellen Verfahren zur Versorgung von Rippenfrakturen (n=6/Osteosyntheseverfahren, in Newton).

6.2.2.3 Osteosynthesen mit intramedullären Implantaten

Osteosynthesen mit	PCL 5,0	PCL 7,5	PLLA/PDLLA 5,0	PLLA/PDLLA 7,5
Mittelwert	22,27	70,04	61,97	209,04
Standardabweichung	1,31	1,68	3,58	7,66
Minimalwert	19,93	67,63	58,20	196,43
Maximalwert	23,55	72,09	67,80	218,53

Tabelle 15: Darstellung des Kraftmaximums F_{max} der Vier – Punkt – Biegeversuche mit intramedullären Implantaten (n=6/Osteosyntheseverfahren, in Newton).

6.2.2.4 Auswertung der Osteosyntheseverfahren

Bei den herkömmlichen Osteosyntheseverfahren zeigt beim Vergleich der Fmax Werte der Kirschnerdraht mit 1,6mm Durchmesser die besten Ergebnisse mit durchschnittlich 32,91N ($\pm 4,56$ N), gefolgt von den 3 getesteten Platten des Leibinger Sets. Dabei ergab sich im Mittel der Fmax Werte die 2,3mm winkelstabile Platte mit 22,81N ($\pm 0,76$ N) am belastungsstabilsten. Darauf folgen in geringem Abstand die 2,3mm Kompressionsplatte (18,90N \pm 1,30N) und die 2,3mm Standardplatte (18,84N \pm 1,01N). Mit einer Differenz von 10,10N errechnet sich ein 1,4-facher Unterschied des 1,6mm durchmessenden Kirschnerdrahtes gegenüber der stabilsten Platte (2,3mm Verblockungsplatte) des Leibinger Sets.

Die speziell für Rippenfrakturen entwickelten Osteosyntheseverfahren der Firma Synthes® ergeben durchschnittliche Werte der 1,5mm Rippenplatte (MatrixRIB®) von 161,21N ($\pm 16,38$ N) und 103,92N ($\pm 10,56$ N) der 5mm breiten intramedullären Schiene (MatrixRIB®). Somit ist die Rippenplatte mit einer Differenz von 57,29N zur 5mm breiten intramedullären Schiene um das 1,6-fache belastungsstabiler.

Die beschriebenen Tendenzen der Materialanalyse mittels Drei – Punkt – Biegung (Kapitel 6.2.1) bestätigen sich auch beim Einsatz der Implantate in Osteosynthesen. Das 5mm PLLA/PDLLA Implantat weist mit 61,97N ($\pm 3,56$ N) eine 2,8-fach (Differenz 39,70N) höhere Belastungsstabilität auf, als das 5mm PCL Implantat mit 22,27N ($\pm 1,31$ N). Ebenso ergibt sich bei den 7,5mm Implantaten ein 3-fach (Differenz 139,0N) höherer Mittelwert der Fmax Werte bei PLLA/PDLLA mit 209,04N ($\pm 7,66$ N) gegenüber PCL mit 70,04N ($\pm 1,68$ N).

6.2.2.5 Direktvergleich der Rippenosteosynthesen

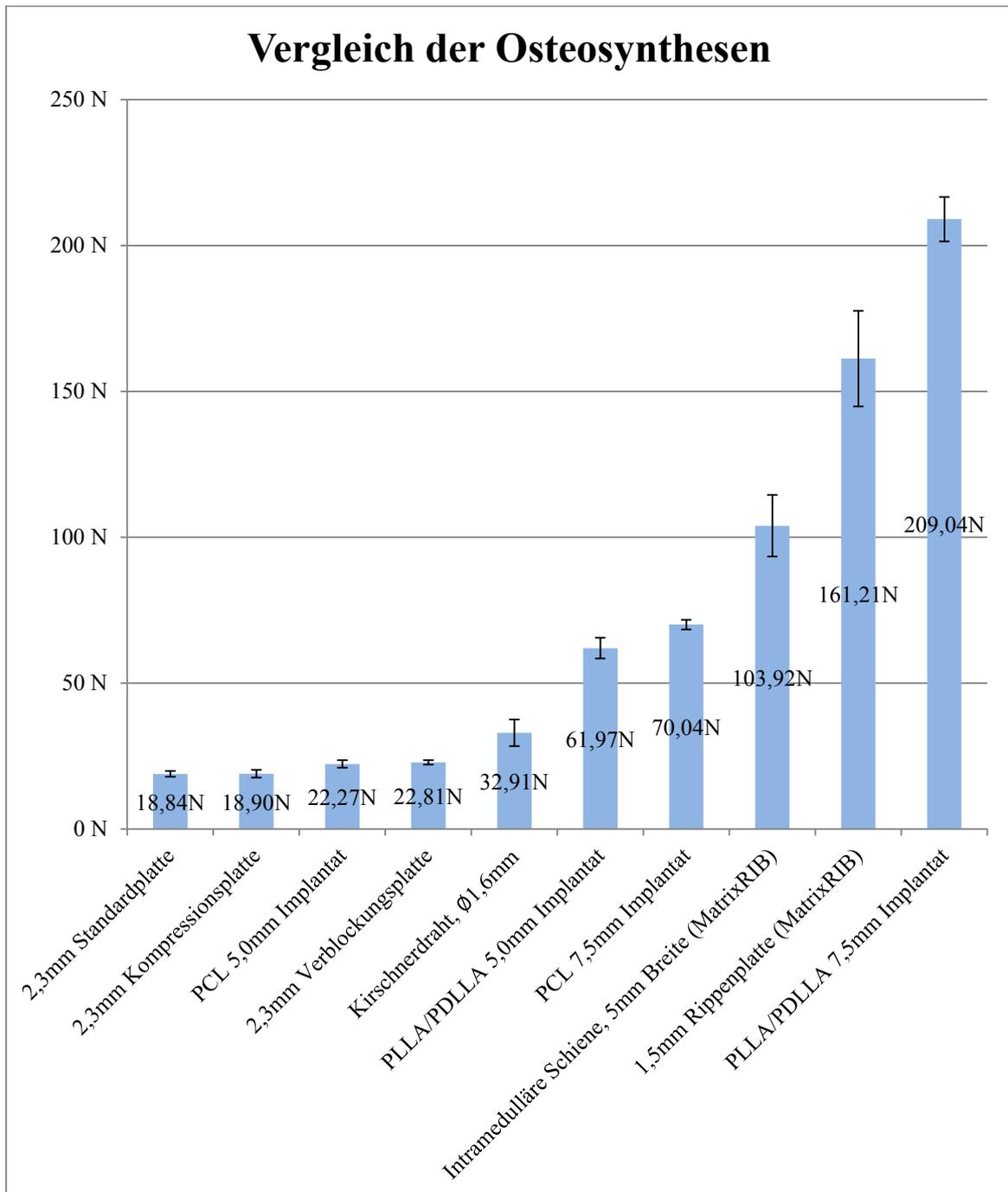


Abbildung 51: Mittelwerte und Standardabweichungen von Fmax der Vier – Punkt – Biegeversuche der Osteosynthesen im Direktvergleich.

6.2.2.6 Zusammenfassung der Ergebnisse der biomechanischen Stabilitätsuntersuchung der Rippenosteosynthesen

Den niedrigsten F_{max} – Mittelwert aller 10 getesteten Osteosynthesen weist die 2,3mm Standardplatte mit 18,84N ($\pm 1,01$ N) auf, den größten Wert das PLLA/PDLLA Implantat mit 7,5mm Durchmesser mit 209,04N ($\pm 7,66$ N).

Unter den niedrigsten 5 F_{max} – Mittelwerten befinden sich alle 4 getesteten herkömmlichen Osteosyntheseverfahren mit Testwerten von 18,84N ($\pm 1,01$ N) der 2,3mm Standardplatte bis 32,91N ($\pm 4,56$ N) der Kirschnerdrähte mit 1,6mm Durchmesser.

Das PLLA/PDLLA 5,0mm Implantat folgt mit 61,97N ($\pm 3,58$ N) und ist damit mit einer Differenz von 29,06N um das 1,9-fache belastungsstabiler, als das stabilste herkömmliche Verfahren der 1,6mm durchmessenden Kirschnerdrähte mit 32,91N ($\pm 4,56$ N).

Die Tendenzen der belastungsstabileren PLLA/PDLLA Implantate gegenüber den PCL Implantaten der Materialanalyse (siehe Kapitel 6.2.1) setzen sich auch bei den Osteosynthesen fort. Das 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat (61,97N \pm 3,58N) weist einen 2,8-fach (Differenz 39,70N) höheren F_{max} – Mittelwert auf, als das 5,0mm PCL Implantat (22,27N \pm 1,31N).

Auch das dickere 7,5mm PCL Implantat mit 70,04N ($\pm 1,68$ N) weist lediglich einen um 8,07N größeren F_{max} – Mittelwert auf, als das 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat. Im Gegensatz dazu wurde für das 7,5mm PLLA/PDLLA Implantat mit 209,04N ($\pm 7,66$ N) ein um 147,07N größerer Wert im Vergleich zum 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat (61,97N \pm 3,58N) erzielt, der dem 3,4-fachen entspricht.

Den besten Wert aller mittels Vier – Punkt – Biegung getesteten Osteosyntheseverfahren erreichte das PLLA/PDLLA 7,5mm Implantat mit 209,04N ($\pm 7,66$ N). Es folgen die 1,5mm Rippenplatte mit 161,21N ($\pm 16,38$ N) und die 5mm breite intramedulläre Schiene mit 103,92N ($\pm 10,56$ N).

Im direkten Vergleich weist das PLLA/PDLLA 7,5mm Implantat einen 1,3-fach (Differenz 47,83N) höheren F_{max} – Mittelwert auf, als die 1,5mm Rippenplatte und einen 2-fach (Differenz 105,12N) höheren Mittelwert, als die 5mm breite intramedulläre Schiene. Wiederum die 1,5mm Rippenplatte ist um das 1,6-fache (Differenz 57,29N) belastungsstabiler, als die 5mm breite intramedulläre Schiene.

Sowohl das 5,0mm, als auch das 7,5mm PLLA/PDLLA Implantat zeigen gegenüber den übrigen Osteosynthesen signifikante Unterschiede in den t – Tests ($p < 0,001$).

7. Diskussion

7.1 Rippenfrakturen: Behandlungsstrategien

Von allen Traumata am Thorax ist die Rippenfraktur die häufigste [138]. Bei leichten Unfällen mit isolierten Rippenfrakturen spielt nach aktuellem Stand das konservative Vorgehen mit Analgesie, Mukolyse und Atemgymnastik mit O₂ – Gabe die größte Rolle [117, 127, 154, 165]. Hingegen schwerwiegende Traumen mit Weichteilbeteiligung oder instabilem Thorax stellen absolute OP – Indikationen dar [4, 82, 146].

Bislang werden Patienten, bei denen keine absoluten OP – Indikationen bestehen, in der Regel konservativ behandelt. Richardson et al. nennen in ihrer Abhandlung „Operative Fixation of Chest Wall: An underused Procedure?“ Gründe dafür [128]: Die Rippenfrakturen heilen grundsätzlich auch ohne chirurgischen Eingriff. Allerdings dauert der Heilungsprozess wesentlich länger.

Dabei stellt sich die Frage, ob neben den absoluten OP – Indikationen, auch Patienten mit weniger schwerem Trauma oder gar isolierten Rippenfrakturen profitieren können. Denkbare Indikationen sind Osteoporose, Mehrfachfrakturen, therapieresistente Schmerzen und ältere Patienten.

7.1.1 Heilungsverlauf bei konservativer versus chirurgischer Therapie

Die beiden nachfolgend beschriebenen Studien von Tanaka et al. [146], sowie von Balci et al. [5] untersuchen insbesondere die beschriebenen Parameter im Heilungsverlauf von Patienten mit Rippenfrakturen in konservativen und operativen Versorgungsgruppen im direkten Vergleich.

Tanaka et al. untersuchten in ihrer Studie 37 intubationspflichtige Traumapatienten mit instabilem Thorax [146]. Diese wurden randomisiert der konservativen ($n = 19$) oder chirurgischen ($n = 18$) Therapiegruppe zugewiesen.

Die chirurgische Gruppe wurde mit Judet Klammern (siehe Grundlagenteil Kapitel 4.5.3) versorgt. Dabei zeigte diese eine signifikant kürzere Beatmungsdauer ($10,8 \pm 3,4$ Tage) gegenüber der konservativen Gruppe ($26,8 \pm 7,4$ Tage). Ebenso war die Verweildauer auf der Intensivstation mit ($16,5 \pm 7,4$ Tage) $<$ ($26,8 \pm 13,2$ Tage) signifikant kürzer. Die Pneumonieinzidenz zeigte sich in der chirurgischen Gruppe mit 24% nur etwa ein Drittel so hoch, wie die Inzidenz der konservativen Gruppe mit 77%.

Ein weiterer Vorteil war ein schnelleres Zurückkehren zur Vollbeschäftigung der chirurgischen Patienten. 11 von 18 Patienten waren nach 6 Monaten bereits dazu zurückgekehrt. In der konservativen Gruppe lediglich einer von 19.

Zusätzliche Probleme der konservativen Versorgung sind die erhöhte Wahrscheinlichkeit für Thoraxdeformitäten und der insuffizienten Atmung [25, 55].

Generell brauchen die konservativ versorgten Patienten länger um in den Beruf zurückzukehren, wovon insgesamt nur ein Drittel die Vollbeschäftigung erreichen [6, 80]. Tanaka et al. schlussfolgern einen deutlichen Vorteil für die Patienten mit chirurgischer Versorgung mit subjektiv geringeren Beschwerden, geringerer Mortalität und auch sozioökonomischen Vorteilen für das Gesundheitssystem [146].

Balci et al. verglichen ebenfalls intubationspflichtige Traumapatienten mit instabilem Thorax mit unterschiedlichen Therapieschemata [5]. Die 64 Patienten wurden in 3 Gruppen eingeteilt: Gruppe 1 chirurgisch ($n = 27$), Gruppen 2 ($n = 19$) und 3 ($n = 18$) konservativ. Die chirurgischen Patienten wurden mit Seidennähten versorgt, Gruppe 2 per IPPV (Intermittent Positive - Pressure Ventilation) und Gruppe 3 per non-IPPV (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) beatmet.

Dabei wurden folgende Ergebnisse erzielt: Mit einem ISS von 21 waren die Patienten in Gruppe 1 schwerer verletzt als in Gruppe 2 und 3 mit durchschnittlich 18,3 Punkten. Dennoch benötigten diese Patienten nur eine kürzere Beatmung von 3,1 Tagen, während es bei Gruppe 2 und 3 7,2 Tage waren. Auch der komplette Krankenhausaufenthalt war bei Gruppe 1 mit 18,3 Tagen kürzer gegenüber durchschnittlichen 19,2 Tagen der Gruppen 2 und 3. Die Werte sind umso eindrucksvoller, wenn man den ISS mit einbezieht, nach dem die Gruppe 1 Patienten schwerer verletzt waren.

Die Morbidität ist mit 10,5% - 11,1% bei allen drei Gruppen annähernd gleich. Hingegen bei der Mortalität ergibt sich der beste Wert bei Gruppe 1 mit 11,1%, gegenüber 21,0% bei Gruppe 2 und 33,3% bei Gruppe 3.

Somit zeigte die chirurgische Versorgung auch in dieser Studie deutliche Vorteile gegenüber der konservativen Therapie.

7.2. Anthropometrische Analysen

7.2.1 Lokalisation der Rippenfrakturen und Rippengeometrie

Schmidt-Neuerburg et al. [133] berichteten über die höchste Inzidenz der Frakturen an den Rippen 3 – 7 mit ca. 30% ventraler Instabilität und ca. 70% lateraler Instabilität. Auch in weiteren Studien bestätigten sich diese Zahlen mit geringen Abweichungen [34, 87, 106]. Während bei Erwachsenen die Rippenfrakturen am häufigsten lateral auftreten, sind es bei Kindern vor allem die posterioren Abschnitte [36, 109]. In den genannten Studien wurden die Rippenfrakturen epidemiologisch beschrieben, aber nicht vermessen.

Mohr et al. untersuchten die Rippengeometrie genauer [106]. Entsprechend ihrer Studie wächst der medulläre Kanal von posterior $29,9\text{mm}^2$ bis $41,2\text{mm}^2$ anterior. Weiterhin verglichen sie den Anteil der Kortikalis an der Gesamtfläche der Rippe. Der Quotient wurde aus Kortikalisfläche (C = cortical area) durch die Gesamtfläche (T = total area) berechnet. Daraus resultierte der Wert der C/T ratio. Dieser steigt wiederum von anterior mit 0,25 nach posterior mit 0,52. Demzufolge hat die Kortikalis im posterioren Bereich einen doppelt so großen Anteil an der Gesamtfläche, wie im anterioren Bereich. Dieser Wert bestätigt sich aber nicht in allen Studien. Roberts und Chen [129] berichteten von einer konstanten C/T Ratio von 0,5. Die Kortikalisdicke nahm aber ebenfalls von anterior nach posterior zu. In andere Studien [143, 145, 173] wurden Werte der C/T Ratio von 0,33 bis 0,47 erreicht. Weiterhin wurde beachtet, dass Innen- und Außenkortex dünner sind als der superiore und inferiore Kortex [129].

7.2.2 Ergebnisdiskussion der Rippenfrakturlokalisation

Im vorigen Kapitel 7.2.1 wurden bereits die Erkenntnisse von Schmidt-Neuerburg et al. [133] beschrieben. Zusätzlich sollten an einer willkürlich zusammengestellten Stichprobe von 30 Patienten mit CT – Bildern des Klinikums Großhadern weitere orientierende Auswertungen erfolgen. Diese 30 Patienten stellen keine komplett repräsentative Gruppe dar. Ziel war aber die Gewinnung orientierender Anhaltspunkte.

Eine annähernd gleiche Anzahl an Rippenfrakturen in beiden Thoraxhälften wurde gezeigt. Eines der Haupterkenntnisse von Schmidt-Neuerburg et al. [133] mit eminenter Therapiebedeutung der Rippenfrakturen bestätigte sich auch in dieser Untersuchung: Eine Häufung der Frakturen im Bereich der Rippen 3 – 7, besonders im lateralen Bereich von 45° bis 135° mit 64,3%. Im genannten Review wurde eine Quote von 70% in diesem Bereich beschrieben [133].

Hingegen die 35,7% der dorsalen Frakturen waren entsprechend der Literatur nicht zu erwarten und sind wahrscheinlich auf die zu geringe Gruppengröße zurückzuführen. Ebenso war nicht zu erwarten, dass keine ventrale Fraktur auftritt. In aktuellen Studien wurden dorsale Frakturen bei Erwachsenen selten und Frakturen im ventralen Bereich von bis zu 30% beschrieben [34, 87, 106, 133].

Wilson et al. beschreiben bei Polytraumen mit mehr als drei Frakturen eine Mortalitätsrate von über 30% [169]. Entsprechend wurden die Patienten in Gruppen mit bis zu drei Rippenfrakturen und mit mehr als drei Rippenfrakturen eingeteilt. Tendenziell besteht bei erst genannter Gruppe eine mindere Verletzungsschwere, während die Gruppe mit mehr als drei Rippenfrakturen zumeist Polytraumen darstellen.

Insgesamt traten Unfälle im Straßenverkehr am häufigsten auf. Das entspricht auch der aktuellen Studienlage [141, 157]. Einzeln betrachtet sind im Bereich von \leq drei Rippenfrakturen die einfachen Stürze am häufigsten, bei mehr als drei Rippenfrakturen die Polytraumen im Rahmen von Verkehrsunfällen. Bei schweren Traumen wurden bis zu 14 Rippenfrakturen ausgezählt.

Betreffend der Frakturlokalisation lassen sich einzelne Tendenzen feststellen: Im Bereich \leq drei Rippenfrakturen liegen diese entweder im dorsalen oder lateralen Segment, selten auf beide verteilt.

Bei Stürzen mit Aufprall auf den Rücken (z.B. von der Leiter) liegen die Frakturen erwartungsgemäß im dorsalen Segment, hingegen bei Treppenstürzen zumeist im lateralen Segment.

Bei Polytraumen verteilen sich die Rippenfrakturen über den dorsalen, sowie über den lateralen Thoraxwandbereich. Ventrale Frakturen bei $>135^\circ$ wurden nicht erkannt. Somit lässt sich bei vielen Frakturen eine logische Kausalität erkennen, eine Verallgemeinerung ist dabei aber nicht möglich.

7.2.3 Diskussion der Rippenmessergebnisse

Durch die Methodik der Rippenvermessung in dreidimensionaler Technik mit Vermessung der Rippen im Thoraxverlauf von dorsal nach ventral an drei Stellen einer Thoraxseite konnten exakte Werte entsprechend dem natürlichen Verlauf der Rippen erhoben werden.

Dabei zeigten sich meist größere Werte der Rippenhöhe, als der Rippenbreite. In der Regel ergibt sich daher ein ovaler Querschnitt der Rippen. Im Gegensatz dazu besitzen die intramedullären Implantate einen kreisrunden Durchmesser. Die Breite der Rippen stellt damit den begrenzenden Faktor für die Wahl der Implantatdicke dar.

Wie bereits in Kapitel 6.1.5.1 beschrieben wächst die Rippenbreite in der Regel von dorsal (45°) zum dicksten gemessenen Anteil lateral (90° Messstelle), um schließlich die schmalsten Werte im Rippenverlauf im ventralen Bereich (135°) zu erreichen.

Hingegen die Rippenhöhe wächst von dorsal (45°) über lateral (90°) nach ventral (135°) progredient an.

Von besonderem Interesse sind die am häufigsten frakturierenden Rippen im lateralen Thoraxbereich mit einem Anteil von 70% aller Rippenfrakturen [133]. Daraus erwächst eine besondere Therapiebedeutung in diesem Bereich und eine vorrangiges Interesse in der weiteren Betrachtung.

Bei einer Kortikalisdicke von 1,48mm – 1,99mm in diesem Bereich, kann die Markhöhle für die Stabilisierung der intramedullären Implantate entsprechend der Stabilität in nur geringem Maße aufgebohrt werden. Der horizontale Innendurchmesser der Rippenbreite, folglich die Markhöhle in diesem Bereich stellt den entscheidenden Messparameter für die Wahl des Implantats dar.

Bei der Betrachtung der Rippengeometrie besteht stets eine Höhen – Breiten - Relation der Rippen > 1 . Für beide Geschlechter liegt die Relation des Innendurchmessers (Höhe : Breite) zwischen 2,8 und 3,6.

Im Bereich der Rippen 3 – 7 wurde ein Spektrum des horizontalen Innendurchmessers der Rippenbreite erhoben von 2,68mm - 2,99mm bei den Frauen und 3,88mm – 4,87mm bei den Männern.

Schlussfolgernd wären Implantatdurchmesser des kreisrunden Bio – ISOS Implantats von 2,7mm bis 3,0mm bei Frauen und 4,0mm bis 5,0mm bei Männern im Rahmen des Versorgungsoptimums.

Die getesteten Implantatdurchmesser von 4,0mm, 4,5mm und 5,0mm stellen somit die optimale Versorgungsbandbreite entsprechend der Messergebnisse der Rippenwerte der Männer dar.

7.3 Biomechanik verschiedener Osteosyntheseverfahren bei Rippenfrakturen

7.3.1 Biomechanische und klinische Anforderungen an die Osteosynthese

Durch die Rippenfraktur mit den aneinander reibenden Frakturrenden und dem teilweise abgetrennten Periost entstehen zum Teil massive Schmerzen. Daraus resultiert eine Schonhaltung und flache Atmung, die eine Reihe weiterer Komplikationen nach sich zieht (siehe Grundlagenteil Kapitel 4.3).

Aufgabe der Rippenosteosynthese ist es, die bei der Atmung entstehende Bewegung der Bruchenden zu verhindern und damit akut die Schmerzen zu lindern, aber auch die knöchernen Heilung zu beschleunigen [14]. Ziel sollte sein, dem Patienten eine schmerzarme Atmung zu ermöglichen. Dabei muss die Osteosynthese bei Belastungsspitzen, die bei Hustenstößen mit bis zu 40kPa auftreten [15], stabil bleiben. Labitzke formulierte als "biomechanische Empfehlung zur Wiederherstellung der Thoraxwandstabilität, dass nicht die dickste und damit steifste Rippenplatte, sondern nur ein elastisches, den Brustwandverbund physiologisch wiederherstellendes Verfahren optimal für die Behandlung von Rippenserienfrakturen geeignet ist" [78].

Zur Quantifizierung der biomechanischen Parameter wurden in verschiedenen Studien, wie auch in dieser Arbeit, der Drei – und Vier – Punkt – Biegeversuch verwendet [14, 27, 40, 124, 130]. Viele Studien untersuchten und verglichen einzelne Verfahren, ein allumfassender Vergleich moderner Osteosyntheseverfahren an Rippen blieb jedoch bislang aus [130].

Wie in Kapitel 4.6.2.1 beschrieben, ist der potentielle Vorteil des BIO – ISOS Systems im Vergleich zu allen anderen hier getesteten Osteosyntheseverfahren, dass es nach abgeschlossener Knochenbruchheilung nicht als unnötiger, zum Teil Schmerzen verursachender Fremdkörper in situ zurückbleibt, sondern sich durch Degradation selbst auflöst.

Diese Arbeit erhebt nicht den Anspruch auf Vollständigkeit, vergleicht aber aktuell modernste, käuflich erhältliche Osteosyntheseverfahren mit dem von dieser Arbeitsgruppe entwickelten BIO – ISOS System.

7.3.2 Osteosyntheseverfahren bei Rippenfrakturen

Für Rippenfrakturen steht eine Vielzahl an Osteosyntheseverfahren zur Verfügung. Die wichtigsten und gängigsten Verfahren wurden bereits im Grundlagenteil vorgestellt (siehe Kapitel 4.5).

Engel et al. [40] unterteilten die Verfahren in 4 Gruppen: Plattenosteosynthesen, intramedulläre Anwendungen, Verdrahtungen und Methoden der vertikalen Überbrückung.

Bötsch et al. testeten bereits 1981 [14] sehr ausführlich verschiedene Osteosyntheseverfahren an Rippen und untergliederten diese in folgende Gruppen:

1. Allgemeine Osteosynthesplatten (Kleinfragment, Rekonstruktion, Drittelrohr, Viertelrohr)
2. Spezielle Rippenklammern (Judet, Vescei, Labitzke)
3. Drahtmontagen (Zuggurtung und Drahtnähte)
4. Minifixateur externe (Doppelbacken, Klemmbacken, Doppelkonstruktionen)
5. Schrauben (Kleinfragment – Spongiosa)

7.3.2.1 Die Plattenosteosynthese

Die allgemeine Plattenosteosynthese zeigte sich in der Vergleichsstudie von Bötsch et al. [14] am stabilsten und stellt nach wie vor den Goldstandard der chirurgischen Versorgung der Rippenfrakturen dar [15].

Dabei können verschiedene Probleme auftreten: Die Metallplatten sind steifer als die Rippen selbst. Die Platten müssen perioperativ der Rippengeometrie erst noch angepasst werden [103, 160]. Bei steifen Platten ist diese Anpassung nur grob möglich und sie birgt das Problem der Schraubenlockerung, insbesondere an den distalen Enden. Bei osteoporotischem Knochen kann das zum Teil zu Komplikationen, wie z.B. Materialwanderungen, führen [14, 47, 63, 78, 79, 82, 96].

Steife Platten stellen ein Verformungshindernis dar, was insbesondere bei semielastischen Rippen und der ständigen Dynamik des Rippenthorax bei jeder Atemexkursion komplikationsträchtig sein kann. Im dynamischen Versuch hat sich gezeigt, dass die Kraft am Übergang zum nicht-steifen Rippenbereich aufgenommen wird. Dadurch kommt es bei Belastung zu Schraubenlockerungen. Je länger die Platte ist, umso geringer die Beanspruchung am Ende der Platte [14, 130]. Für die

dynamischen Untersuchungen von Bötsch et al. wurden 4-Loch bis 8-Loch Platten im Dauerversuch mit 30000 Lastzyklen getestet [14].

Die Spezialklammern (Judet, Vecsei, Labitzke, Rehm, siehe Kapitel 4.5.3) haben eine geringe Eigensteife, sind damit aber auch weniger stabil [96]. Platten mit geringer Eigensteifigkeit halten die Bruchenden zwar zusammen, verhindern aber nicht vollständig die Bewegung, was zu Schmerzen führt und die Heilung verzögert. Judet – Klammern verzichten auf Schrauben. Sie werden fixiert, indem die Klammerenden um die Rippe gebogen werden. Der entscheidende Nachteil ist die mögliche Läsion des neurovaskulären Bündels unterhalb der Rippe durch die Klammern [103, 130, 146]. Das gleiche Problem tritt auf bei Platten, die mit Cerclagen rund um die Rippe befestigt werden [114]. Weiterhin ist es schwierig, die posterioren Rippenanteile mit Platten zu versorgen [2, 77].

Bötsch et al. schlussfolgerten, dass eine feste Osteosynthese mit entsprechend steifer Metallplatte wichtig ist, um die Fraktur zu stabilisieren und Belastungsspitzen bei Hustenstößen abzufangen. Eine osteoporotische Rippe mit schwacher Platte kann aber auch zu guten Ergebnissen führen. In ihren dynamischen Versuchen ergaben sich die besten Ergebnisse bei den AO Rekonstruktionsplatten. Diese sind nicht ganz steif und führen daher zu weniger Schraubenlockerung [14].

Einen modernen Ansatz bilden die speziellen Platten für Rippenfrakturen des MatrixRIB® Systems (siehe Kapitel 5.2.3.2.1). Diese weisen mit einer Plattenstärke von 1,5mm eine 5-fach geringere Belastungsstabilität auf, als herkömmliche 3,5mm Rekonstruktionsplatten. Entsprechend der Rippengeometrie sind die Rippenplatten vorgebogen und beachten den horizontalen und vertikalen Verlauf der Rippen, sowie die Rippendrehungen im jeweiligen Thoraxverlauf [16].

Vorteile davon ist eine Vereinfachung der Operationstechnik durch Entfallen der intraoperativen Plattenbiegung, wodurch auch die OP – Zeit verringert werden kann. Die Autoren Bottlang et al. versprechend sich außerdem eine geringere Rate an notwendigen Metallentfernungen durch das niedrigere Plattenprofil von 1,5mm. Nachteil daran ist, wie bei allen Osteosyntheseplatten, das Unvermögen der Versorgung dorsaler Rippenabschnitte [16].

7.3.2.2 Intramedulläre Osteosynthesen

Trotz des Goldstandards der Rippenverplattung gibt es vielversprechende, teils neue Ansätze der intramedullären Stabilisierung. Bei Rippenplatten ist es notwendig, die Rippe auf Frakturhöhe zuvor freizupräparieren, um die Platte anlegen zu können. Hingegen bei intramedullären Verfahren ist es möglich, die Fraktur mit einem kleineren operativen Zugang zu versorgen, der Eingriff ist damit weniger invasiv und weichteilschonender [131]. Bottlang et al. beschreiben weiterhin die Möglichkeit, dorsale Rippenfrakturen mit intramedullären Schienen zu versorgen, die mit Platten nur ungenügend erreicht und versorgt werden können [15].

Der Ansatz der intramedullären Versorgung wurde bereits mehrfach klinisch erfolgreich angewendet [1, 56, 130]. Die dabei am häufigsten angewandte Technik erfolgte mittels Kirschnerdrähten. Trotz der oben genannten Vorteile bieten diese aber nur eine geringe Rotationsstabilität und es kann zu Lockerungen und Verbiegungen des Drahtes, bis hin zur Durchschneidung der Kortikalis führen [15, 40]. Es resultiert eine unsichere Fixation mit teils gefährlicher Wanderung der Drähte, die mit ihren Spitzen erhebliche Komplikationen mit Weichteilschädigung (Gefäße, Nerven, Lunge, etc.) hervorrufen können [1, 2, 101, 108, 160]. Der Einsatz von Kirschnerdrähten ist daher heutzutage obsolet [15].

Ein neues Verfahren stellt die intramedulläre Schienung des MatrixRIB Systems der Firma Synthes® (siehe Kapitel 5.2.3.2) dar. Entsprechend einem direkten Vergleich durch Bottlang et al. [15] ist die Konstruktion trotz initial 25% größerer Steifigkeit der Kirschnerdrähte, im Langzeitvergleich um 48% stabiler. Das Problem dabei ist die Schwächung des Knochens, die Entstehung von Sollbruchstellen und in weiterer Folge von Frakturlinien an der superioren und inferioren Kortikalis [15].

Dies legt den Schluss nahe, dass nach abgeschlossener Frakturheilung, ähnlich wie bei den Osteosyntheseplatten, eine Metallentfernung in 2. Operation indiziert sein kann. Eine vielversprechende Alternative könnte daher die bioresorbierbare Spannosteosynthese darstellen, die durch Degradation von PLLA/PDLLA eine zweite Operation überflüssig macht.

7.3.2.3 Bioresorbierbare Verfahren

Die meisten bioresorbierbaren Verfahren können in einem weichteilsparenden, weniger invasiven Eingriff eingebracht werden. Ein weiterer Vorteil ist die Ersparnis der zweiten Operation der Metallentfernung. Die Materialien lösen sich komplett selbst auf und es wird keine weitere Intervention benötigt [99]. Außerdem können Biomaterialien in viele Formen gebracht werden, wie Pins, Schrauben, Cerclagen, Platten, Klemmen, Stifte und viele weitere [151].

Da diese Materialien aus organischen Substanzen (Zuckern) bestehen, sind sie durch den Körper gut verträglich [65]. Hingegen bei metallischen Komponenten sind allergische Reaktionen bekannt [27, 68]. Daraus kann ein erheblicher Schaden für den Patienten resultieren, verbunden mit einer Revisionsoperation. Zusätzlich entsteht daraus ein wirtschaftlicher Schaden.

In der Literatur bestätigen sich die Vorteile der bioresorbierbaren Materialien. Gute Ergebnisse werden berichtet, verbunden mit der Nützlichkeit der intramedullären Verfahren [10, 12, 60, 66, 81, 99, 118, 121, 122].

Resorbierbare Platten werden mit Schrauben und Fadencerclagen fixiert. Diese Platten sind nicht so steif, wie Metallplatten. Damit entspricht es eher der Knochenfestigkeit. Resorbierbare Platten nehmen am Anfang viel Last auf, bauen sich mit der Zeit ab und geben dem Knochen stufenweise mehr Last ab. Damit wird im Gegensatz zu Metallplatten die Knochenheilung gefördert [70, 152]. Im Tiermodell hat sich dieses Konzept bewährt, die Knochenheilung verlief schneller und stärker [59, 162].

Dennoch ergeben sich auch hier Nachteile. Durch die Fadencerclagen kommt es zu Läsionen des neurovasculären Bündels. Außerdem sind resorbierbare Platten nicht stabil genug, um alleine eine Rippenfraktur zu stabilisieren, können aber supportiv verwendet werden [99].

Intramedulläre Pins sind eine relativ neue Methode zur Versorgung von Rippenfrakturen. Für die Implantate können verschiedene bioresorbierbare Materialien verwendet werden oder Materialien aus Metall.

In einer Studie von Hirata et al. [65] wurden 13 bioresorbierbare Pins aus Polylactiden mit 11 Aluminium Pins verglichen. Postoperative Kontrollen wurden nach 6 Monaten durchgeführt. In den Röntgenbildern des Thorax zeigten sich dabei „klare“ Zonen rund um die Aluminium Pins, ein Zeichen für eine verzögerte und verminderte

Knochenneogenese, bei größerem Ausmaß sogar einer Osteolyse. Der Körper erkennt die Aluminium – Pins als Fremdkörper, wodurch die Heilung verzögert ist und es zu Dislokationen kommen kann. Diese Tendenzen zeigten sich auch in anderen Studien bei Metall- und Keramikimplantaten [149, 168]. Hingegen traten diese Probleme beim Polylactid – Pin nicht auf. Biomaterialien bauen sich mit der Zeit ab und beugen der Knochenatrophie vor [7]. Auch die Dislokationsrate der Polylactid – Pins war signifikant niedriger als bei Aluminium – Pins: Entsprechend der Studie von Hirata et al. betrug die vertikale Dislokation $3,5\text{mm} \pm 1,6\text{mm}$ bei Aluminium Pins, hingegen nur $1,3\text{mm} \pm 1,4\text{mm}$ bei PLA Pins ($p=0,017$) [65]. Die Steifigkeit bei Aluminium – Pins ist sehr hoch. Wie auch bei resorbierbaren Platten, ist die Steifigkeit des Polylactid – Pins ähnlich des Knochens mit oben bereits genannten Vorteilen.

Tatsumi et al. [147] verwendeten ebenso bioresorbierbare Polylactid – Pins bei 184 Patienten. Sie erreichten zufriedenstellende Resultate in 93,5% der Fälle mit vergleichbar niedriger Dislokationsrate.

Es zeigten sich gute Resultate für bioresorbierbare Rippenpins, die für die Zukunft eine vielversprechende Alternative darstellen.

7.4 Diskussion der biomechanischen Messergebnisse

7.4.1 Materialanalyse

Im Vergleich aller Implantate zeigte sich das Material PLLA/PDLLA sowohl im Durchmesser 5,0mm, als auch 7,5mm am belastungsstabilsten gegenüber dem Referenzmaterial PP, sowie dem zweiten bioresorbierbaren Material PCL. PLLA/PDLLA wurde aufgrund dessen und seiner chemischen Eigenschaften (siehe Kapitel 4.6.1) fortan als Material für die bioresorbierbare Spannosteosynthese ausgewählt.

Anhand der anthropometrischen Ergebnisse der Rippenvermessung (siehe Kapitel 6.1) ergibt sich eine Überdimensionierung des 7,5mm Implantates für den intramedullären Einsatz. Hingegen die Größen 4,0mm – 5,0mm entsprechen exakt den Anforderungen der männlichen Rippengeometrie. Wie bereits in Kapitel 7.2.3 beschrieben, sind Implantatdurchmesser des kreisrunden Bio – ISOS Implantats von 2,7mm bis 3,0mm bei Frauen denkbar.

7.4.2 Osteosyntheseverfahren

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der Stabilitätsuntersuchung an Osteosynthesen (siehe Kapitel 6.2.2) ergaben sich für die herkömmlichen Osteosyntheseverfahren vier der niedrigsten fünf Messergebnisse. Darunter zeigt die 2,3mm Standardplatte den absolut niedrigsten Wert mit 18,84N ($\pm 1,01$ N) und der 1,6mm Kirschnerdraht mit 32,91N ($\pm 4,56$ N) den besten Wert der herkömmlichen Verfahren.

Den absolut besten Wert aller Osteosynthesen bildet das 7,5mm PLLA/PDLLA Implantat, das aber für die intramedulläre Rippengeometrie überdimensioniert ist und für die weitere Betrachtung keine Rolle spielt. Den belastungsstabilsten Wert für den Einsatz als Rippenosteosynthese bildet somit die 1,5mm Rippenplatte mit 161,21N ($\pm 16,38$ N).

Folglich stellt im Rahmen der durchgeführten Stabilitätsuntersuchung der Rippenosteosynthesen das 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat die Referenz für weitere Vergleiche dar. Mit 61,97N ($\pm 3,58$ N) ist es im direkten Vergleich um das 2,8-fache stabiler, als die PCL 5,0mm Osteosynthese, 1,9-fach stabiler, als die 1,6mm

Kirschnerdraht Osteosynthese und 2,7-fach stabiler, als die belastungsstabilste herkömmliche Osteosyntheseplatte, die 2,3mm winkelstabilen Platte.

Hingegen erwies sich die 5,0mm PLLA/PDLLA Osteosynthese belastungsschwächer als die speziellen Rippenmethoden. Die intramedulläre Schiene (MatrixRIB®) zeigt sich hierbei um das 1,7-fache stabiler und die 1,5mm Rippenplatte (MatrixRIB®) sogar um das 2,6-fache.

Es zeigte sich, dass die breitere, speziell der Rippengeometrie angepasste und auch dünnere 1,5mm Rippenplatte belastungsstabiler ist, als die dickeren, aber schmälere herkömmlichen 2,3mm Osteosyntheseplatten (2,3mm Standardplatte, 2,3mm Kompressionsplatte und 2,3mm winkelstabile Platte).

Das 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat ist folglich herkömmlichen Osteosyntheseverfahren und dem bioresorbierbaren intramedullären PCL Implantat mit gleichem Durchmesser überlegen. Hingegen die speziellen Verfahren zur Versorgung von Rippenfrakturen zeigen sich nochmals belastungsstabiler, als das 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat. Dabei ist zu bedenken, dass es mit 5,0mm das dickste mögliche intramedulläre Implantat zur Versorgung von Rippenfrakturen ist und bei Frauen eher noch schmalere Durchmesser zum Einsatz kommen.

7.5 Modell zur Versorgung von Rippenfrakturen mittels Bio – ISOS

Nachfolgende Überlegung zum Einsatz des Bio – ISOS Implantats (PLLA/PDLLA) stellt einen möglichen Ansatz zur Versorgung von Rippenfrakturen dar, der im Rahmen der bioresorbierbaren Spannosteosynthese erstmals getätigt wird.

Durch die Verspannung des intramedullären Implantats ist hierbei ein Mindestabstand zur Knochen – Knorpelgrenze, bzw. Gelenkgrenze notwendig. Bei der Erstellung der Osteosynthesen mit 3cm langem PLLA/PDALLA Implantat wurden die Bohrungen und Verankerung des Fadens 2cm lateral des Frakturspalts durchgeführt. Mit dieser Verankerung und einem Restabstand zur Knochen – Knorpelgrenze, bzw. Gelenkgrenze ist ein Abstand von mindestens 3cm sinnvoll. Dieser Abstand ist sowohl im ventralen Bereich, als auch im dorsalen Bereich einzuhalten.



Abbildung 52: Vorschlag zur Versorgung des Rippenthorax mittels Bio – ISOS; anteriore Thoraxansicht; Versorgungsbereiche rot markiert.

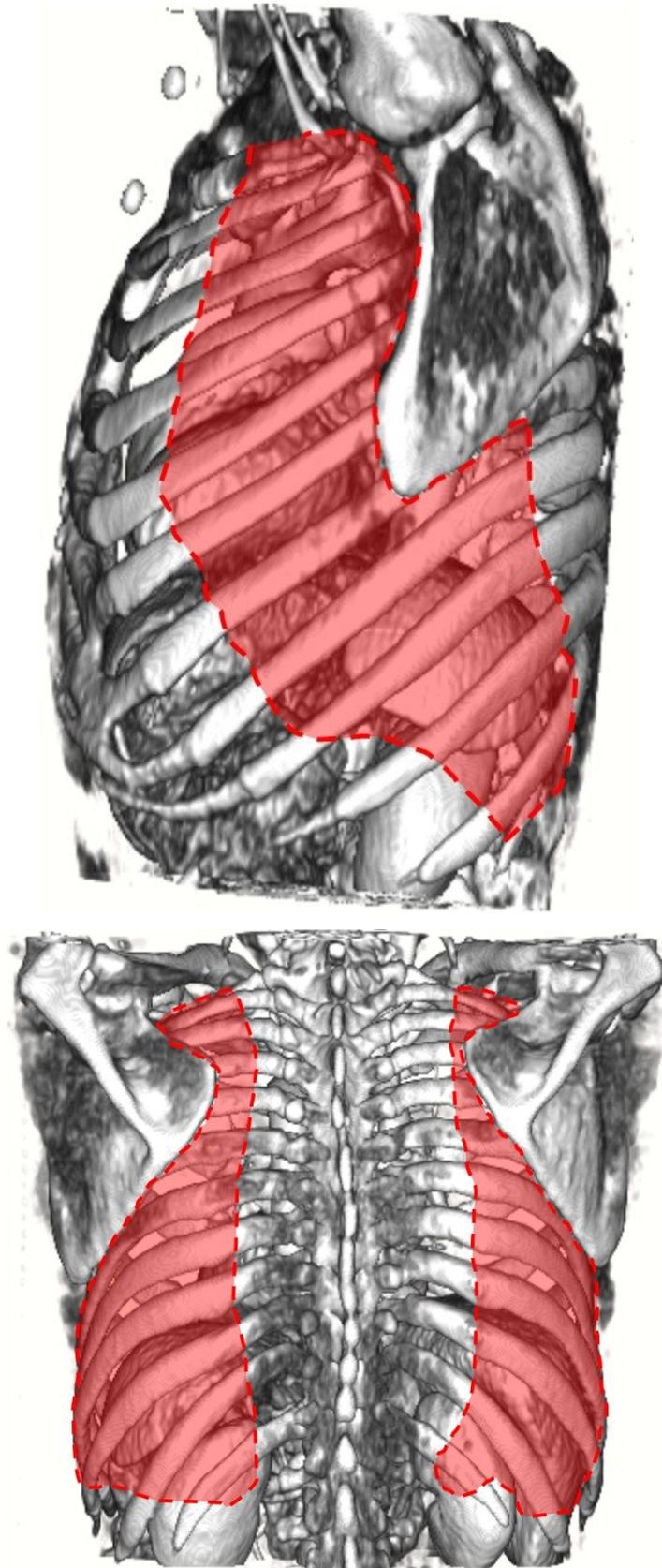


Abbildung 53 und 54: Vorschlag zur Versorgung des Rippen thorax mittels Bio – ISOS;
Versorgungsbereiche rot markiert; oberes Bild: laterale Thoraxansicht; unteres Bild:
dorsale Thoraxansicht.

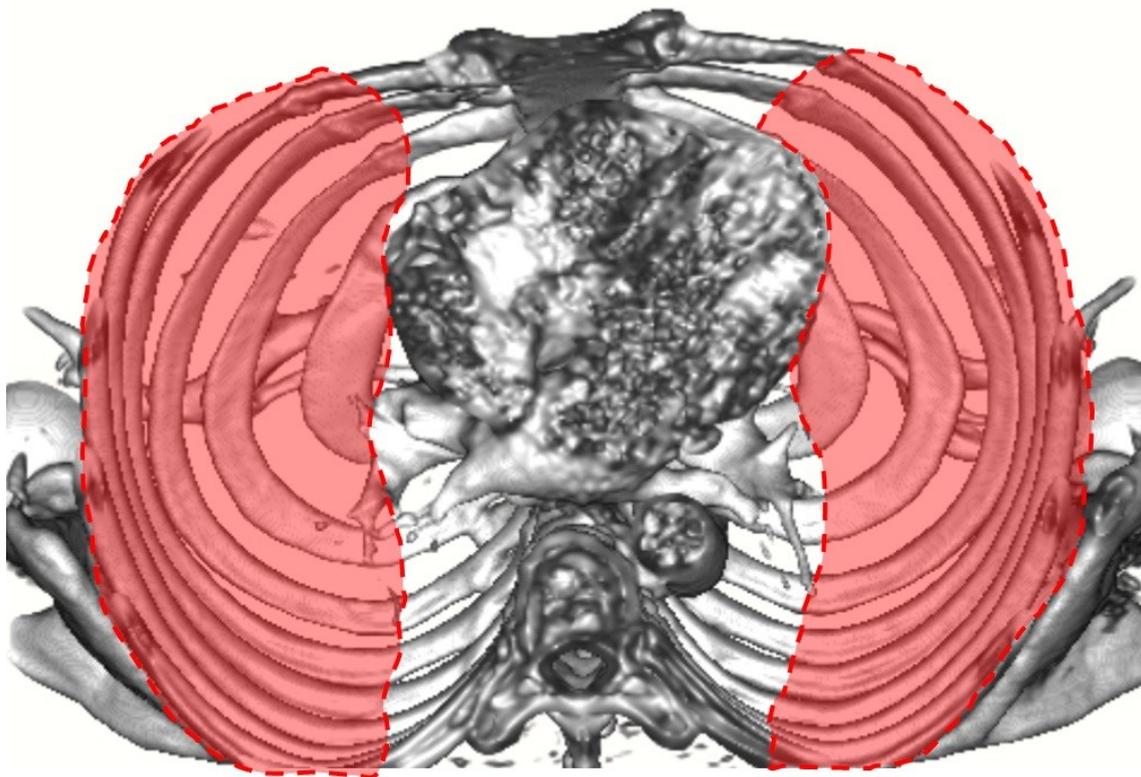


Abbildung 55: Vorschlag zur Versorgung des Rippenthorax mittels Bio – ISOS; apikale Thoraxansicht; Versorgungsbereiche rot markiert.

Dabei ist der variable Innendurchmesser der Markhöhle im Rippenverlauf zu beachten und mit entsprechenden Implantatdicken zu versorgen (siehe Kapitel 7.2.3). Hinzu kommt die Frage, bis zu welcher Konvexität der Rippen der Einsatz des geraden 3cm langen Implantats möglich ist. Mohr et al. beschrieben die größte Rippenkrümmung im dorsalen Bereich mit $17.3\text{m}^{-1} \pm 1.7\text{m}^{-1}$, welche nach lateral deutlich abnimmt bis zu $3,8\text{m}^{-1} \pm 1,5\text{m}^{-1}$ [106].

Mit 70% aller Rippenfrakturen im lateralen Bereich der Rippen 3 – 7 mit geringer Krümmung wäre dieses Gebiet ein guter primärer Ansatzpunkt für weitere klinische Studien.

8. Zusammenfassung

(1) Bestimmung der Lokalisation der Rippenfrakturen: 30 erwachsene Patienten mit Rippenfrakturen wurden stichprobenartig zur exakten Frakturlokalisierung betrachtet. In Übereinstimmung mit der Literatur konnte am eigenen Krankengut gezeigt werden, dass 64,3% aller Rippenfrakturen im lateralen Thoraxsegment, sowie am häufigsten im Bereich der Rippen 3 – 7 lokalisiert sind [34, 87, 106, 157].

(2) Anthropometrische Analyse des Rippen thorax: Weitere 30 stichprobenartig ausgewählte erwachsene Patienten ohne Rippenfrakturen wurden in computergestützter, dreidimensionaler Technik in einem eigens für diese Arbeit entwickelten Modell vermessen. Im Verlauf des Rippenbogens wurden alle 12 Rippen an den 45°, 90° und 135° Stellen vermessen. Dabei zeigte sich, dass geschlechtsunabhängig die Höhe des Rippen-Innendurchmessers (Markhöhle) 2,8-fach bis 3,6-fach größere Werte als die Rippenbreite aufweist (ovale Rippenanatomie). Die Breite des Rippen-Innendurchmessers (Markhöhle) der Rippen 3 – 7 betrug bei Frauen 2,68mm – 2,98mm und bei Männern 3,88mm – 4,87mm. Hingegen wies die Höhe des Innendurchmessers der Rippen 3 – 7 bei Frauen Werte von 7,50mm – 10,85mm und bei Männern von 10,79mm – 14,16mm auf. Die Kortikalisdicke lag für die Rippen 3 – 7 bei 1,48mm – 1,99mm.

(3) Materialwahl des BIO-ISOS-Implantates: Für die Materialanalyse wurden Drei – Punkt – Biegeversuche zur Testung der Biomechanik durchgeführt. Dabei zeigte sich anhand des direkten Vergleichs der Fmax Mittelwerte, dass die 5,0mm Bio-ISOS-Implantate aus dem Material Poly-L-co-D/L-Lactid mit 227,24N ($\pm 1,87$ N) 2,1-fach bzw. 3,9-fach stabiler waren, als die Implantate aus dem Referenzmaterial Polypropylen (109,94N $\pm 3,51$ N) bzw. Poly- ϵ -Caprolacton (57,94N $\pm 4,28$ N). Eine konsekutive Zunahme der Belastungsstabilität wurde mit wachsendem Bio-ISOS Implantatdurchmesser festgestellt. Aus der Literatur ist bekannt, dass PLLA/PDLLA weitgehend ideale Abbaueigenschaften bei der Versorgung von Knochenbrüchen aufweist, da ca. 80% der initialen Stabilität auch noch nach zwei Monaten zu erwarten ist und der Abbau nach ca. 1 – 3 Jahren abgeschlossen ist [27, 93, 94]. Auf der Basis der analysierten biomechanischen, sowie der bekannten biologischen Eigenschaften kann zusammengefasst werden, dass dieses Co-Polymer Poly-L-co-D/L-Lactid zur Herstellung des Bio-ISOS-Implantates besonders geeignet erscheint.

(4) Biomechanische Analyse des Bio-ISOS-Implantates am Kunstknochen im Vergleich zur herkömmlichen Osteosyntheseverfahren: Im Rahmen der dynamischen Stabilitätsuntersuchungen wurden Vier – Punkt – Biegeversuche an 10 unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren durchgeführt. Als belastungsstabilste Osteosynthesen zeigten sich die metallischen MatrixRIB® 1,5mm Rippenplatten ($161,21\text{N} \pm 16,38\text{N}$) und MatrixRIB® 5mm Splints ($103,92\text{N} \pm 10,56\text{N}$). Die für Rippenfrakturen geeignete 5,0mm Bio – ISOS Osteosynthese aus dem Co-Polymer PLLA/PDLLA erreichte die drittbesten Belastungswerte mit $61,97\text{N} (\pm 3,58\text{N})$. Die niedrigsten Belastungswerte ergaben sich mit $18,84\text{N} (\pm 1,01\text{N})$ und $32,91\text{N} (\pm 4,56\text{N})$ für die 2,3mm Standardplatte und der Osteosynthese mit 1,6mm durchmessenden Kirschnerdrähten. Dadurch erzielte das 5,0mm Bio-ISOS Implantat zwar nicht die höchsten Stabilitätswerte im Vier – Punkt – Biegeversuch, war jedoch vergleichsweise stabiler als alternative, herkömmliche Osteosyntheseverfahren. Aus der Literatur ist bekannt, dass es damit eher der Steifigkeit des Rippenknochens entspricht, was sich günstig auf die Atemmechanik auswirkt. Zusätzlich wird durch den progredienten Abbau dynamisch die Knochenheilung gefördert [70, 152]. Aus biomechanischer Sicht erscheint es zur Versorgung von Rippenfrakturen grundsätzlich geeignet.

(5) Schlussfolgernd lässt sich sagen, dass mittels anthropometrischer Rippenanalyse, biomechanischer Materialversuche und Stabilitätsprüfungen der Osteosynthesen gezeigt werden konnte, dass das Bio-ISOS Implantat grundsätzlich zur Versorgung von Rippenfrakturen geeignet erscheint. Den begrenzenden Faktor für das kreisrunde Bio-ISOS Implantat stellt die ovalere Rippen-Markraumform dar (Höhe > Breite): Die getesteten 4,0mm; 4,5mm und 5,0mm PLLA/PDLLA Implantate entsprechen den Rippenproportionen des Markraumes der Männer. Für den Einsatz am Rippenthorax der Frauen ist eine Anpassung des Durchmessers auf 2,7mm – 3,0mm und die Erstellung eines ebenfalls ovaleren Implantatquerschnitts denkbar. In jedem Fall stellen die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation die Grundlage für den klinischen Einsatz des Bio-ISOS-Implantates bei der operativen Versorgung von Rippenfrakturen im Rahmen einer klinischen Studie dar.

9. Literaturverzeichnis

1. Ahmed, Z., Z. Mohyuddin, Management of flail chest injury: internal fixation versus endotracheal intubation and ventilation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 110, 1676-1680 (1995).
2. Albrecht, F., E. Brug, Die Zuggurtungsosteosynthese der Rippen und des Sternums bei instabiler Thoraxwand. *Zentralbl Chir* 104, 770-776 (1979).
3. Baker, S. P., B. O'Neill, The injury severity score: an update. *J Trauma* 16, 882-885 (1976).
4. Baker, S. P., B. O'Neill, W. Haddon, Jr., W. B. Long, The injury severity score: a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. *J Trauma* 14, 187-196 (1974).
5. Balci, A. E., S. Eren, O. Cakir, M. N. Eren, Open fixation in flail chest: review of 64 patients. *Asian Cardiovasc Thorac Ann* 12, 11-15 (2004).
6. Beal, S. L., M. R. Oreskovich, Long-term disability associated with flail chest injury. *Am J Surg* 150, 324-326 (1985).
7. Bergsma, J. E., F. R. Rozema, R. R. Bos, G. Boering, W. C. de Bruijn, A. J. Pennings, In vivo degradation and biocompatibility study of in vitro pre-degraded as-polymerized polyactide particles. *Biomaterials* 16, 267-274 (1995).
8. Bhavnagri, S. J., T. L. Mohammed, When and how to image a suspected broken rib. *Cleve Clin J Med* 76, 309-314 (2009).
9. Borman, J. B., L. Aharonson-Daniel, B. Savitsky, K. Peleg, Unilateral flail chest is seldom a lethal injury. *Emerg Med J* 23, 903-905 (2006).
10. Bostman, O., E. Hirvensalo, S. Vainionpaa, A. Makela, K. Vihtonen, P. Tormala, P. Rokkanen, Ankle fractures treated using biodegradable internal fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 195-203 (1989).
11. Bostman, O., E. Partio, E. Hirvensalo, P. Rokkanen, Foreign-body reactions to polyglycolide screws. Observations in 24/216 malleolar fracture cases. *Acta Orthop Scand* 63, 173-176 (1992).
12. Bostman, O., S. Vainionpaa, E. Hirvensalo, A. Makela, K. Vihtonen, P. Tormala, P. Rokkanen, Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial. *J Bone Joint Surg Br* 69, 615-619 (1987).
13. Bostman, O. M., Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 193-199 (1992).

14. Bötsch, H., K. E. Rehm, Biomechanische Untersuchungen an Rippenosteosynthesen. *Biomed Tech (Berl)* 26, 296-301 (1981).
15. Bottlang, M., I. Helzel, W. Long, D. Fitzpatrick, S. Madey, Less-invasive stabilization of rib fractures by intramedullary fixation: a biomechanical evaluation. *J Trauma* 68, 1218-1224 (2010).
16. Bottlang, M., S. Walleser, M. Noll, S. Honold, S. M. Madey, D. Fitzpatrick, W. B. Long, Biomechanical rationale and evaluation of an implant system for rib fracture fixation. *Eur J Trauma Emerg Surg* 36, 417-426 (2010).
17. Boyd, C. R., M. A. Tolson, W. S. Copes, Evaluating trauma care: the TRISS method. Trauma Score and the Injury Severity Score. *J Trauma* 27, 370-378 (1987).
18. Brasel, K. J., C. E. Guse, P. Layde, J. A. Weigelt, Rib fractures: relationship with pneumonia and mortality. *Crit Care Med* 34, 1642-1646 (2006).
19. Brenner, D., C. Elliston, E. Hall, W. Berdon, Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 176, 289-296 (2001).
20. Bulger, E. M., M. A. Arneson, C. N. Mock, G. J. Jurkovich, Rib fractures in the elderly. *J Trauma* 48, 1040-1046; discussion 1046-1047 (2000).
21. Bulger, E. M., T. Edwards, P. Klotz, G. J. Jurkovich, Epidural analgesia improves outcome after multiple rib fractures. *Surgery* 136, 426-430 (2004).
22. Cacchione, R. N., J. D. Richardson, D. Seligson, Painful nonunion of multiple rib fractures managed by operative stabilization. *J Trauma* 48, 319-321 (2000).
23. Cattermole, G. N., Accidental tramline bruising and rib fractures. *Int J Emerg Med* 3, 63 (2010).
24. Ceran, S., G. S. Sunam, O. K. Aribas, N. Gormus, H. Solak, Chest trauma in children. *Eur J Cardiothorac Surg* 21, 57-59 (2002).
25. Chihara, K., S. Hitomi, J. Kobayashi, S. Kawarasaki, H. Mizuno, [Preservation and improvement of chest wall function]. *Nippon Geka Gakkai Zasshi* 92, 1363-1366 (1991).
26. Claes, L., A. Ignatius, Entwicklung neuer biodegradabler Implantate. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin* 73, 990-996 (2002).
27. Claes, L. E., A. A. Ignatius, K. E. Rehm, C. Scholz, New bioresorbable pin for the reduction of small bony fragments: design, mechanical properties and in vitro degradation. *Biomaterials* 17, 1621-1626 (1996).

28. Clark, G. C., W. P. Schechter, D. D. Trunkey, Variables affecting outcome in blunt chest trauma: flail chest vs. pulmonary contusion. *J Trauma* 28, 298-304 (1988).
29. Collins, J. A., G. S. Samra, Failure of chest X-rays to diagnose pneumothoraces after blunt trauma. *Anaesthesia* 53, 74-78 (1998).
30. De Maeseneer, M., J. De Mey, L. Lenchik, H. Everaert, M. Osteaux, Helical CT of Rib Lesions: A Pattern-Based Approach. *AJR Am J Roentgenol* 182, 173-179 (2004).
31. Degiannis, E., P. Loogna, D. Doll, F. Bonanno, D. M. Bowley, M. D. Smith, Penetrating cardiac injuries: recent experience in South Africa. *World J Surg* 30, 1258-1264 (2006).
32. Demetriades, D., H. Gomez, G. C. Velmahos, J. A. Asensio, J. Murray, E. E. Cornwell, 3rd, K. Alo, T. V. Berne, Routine helical computed tomographic evaluation of the mediastinum in high-risk blunt trauma patients. *Arch Surg* 133, 1084-1088 (1998).
33. Demetriades, D., J. Sava, K. Alo, E. Newton, G. C. Velmahos, J. A. Murray, H. Belzberg, J. A. Asensio, T. V. Berne, Old age as a criterion for trauma team activation. *J Trauma* 51, 754-756; discussion 756-757 (2001).
34. Dong, Z. H., Z. G. Yang, T. W. Chen, Y. C. Feng, Z. G. Chu, J. Q. Yu, H. L. Bai, Q. L. Wang, Crush thoracic trauma in the massive Sichuan earthquake: evaluation with multidetector CT of 215 cases. *Radiology* 254, 285-291 (2010).
35. Donnelly, L. F., Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. *AJR Am J Roentgenol* 184, 655-657 (2005).
36. Donnelly, L. F., D. P. Frush, Abnormalities of the chest wall in pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol* 173, 1595-1601 (1999).
37. Dubinsky, I., A. Low, Non-life-threatening blunt chest trauma: appropriate investigation and treatment. *Am J Emerg Med* 15, 240-243 (1997).
38. Easter, A., Management of patients with multiple rib fractures. *Am J Crit Care* 10, 320-327; quiz 328-329 (2001).
39. Endres, H., A. Siebert-Raths, Technische Biopolymere: Rahmenbedingungen, Marktsituation, Herstellung, Aufbau und Eigenschaften. *München: Carl Hanser Verlag*, (2009).
40. Engel, C., J. C. Krieg, S. M. Madey, W. B. Long, M. Bottlang, Operative chest wall fixation with osteosynthesis plates. *J Trauma* 58, 181-186 (2005).

41. Exadaktylos, A. K., G. Scwab, S. W. Schmid, B. Schaller, H. Zimmermann, Do we really need routine computed tomographic scanning in the primary evaluation of blunt chest trauma in patients with "normal" chest radiograph? *J Trauma* 51, 1173-1176 (2001).
42. Flagel, B. T., F. A. Luchette, R. L. Reed, T. J. Esposito, K. A. Davis, J. M. Santaniello, R. L. Gamelli, Half-a-dozen ribs: the breakpoint for mortality. *Surgery* 138, 717-723; discussion 723-715 (2005).
43. Foucher, G., "Bouquet" osteosynthesis in metacarpal neck fractures: a series of 66 patients. *J Hand Surg Am* 20, S86-90 (1995).
44. Foucher, G., C. Chemorin, A. Sibilly, [A new technic of osteosynthesis in fractures of the distal 3d of the 5th metacarpus]. *Nouv Presse Med* 5, 1139-1140 (1976).
45. Freedland, M., R. F. Wilson, J. S. Bender, M. A. Levison, The management of flail chest injury: factors affecting outcome. *J Trauma* 30, 1460-1468 (1990).
46. Freixinet, J., J. Beltran, P. M. Rodriguez, G. Julia, M. Hussein, R. Gil, J. Herrero, [Indicators of severity in chest trauma]. *Arch Bronconeumol* 44, 257-262 (2008).
47. Friedrich, B., H. Redeker, S. Kljucar, Die instabile Thoraxwand: Behandlungsmöglichkeiten. *Helv Chir Acta* 58, 77-82 (1991).
48. Fulda, G. J., F. Giberson, L. Fagraeus, A prospective randomized trial of nebulized morphine compared with patient-controlled analgesia morphine in the management of acute thoracic pain. *J Trauma* 59, 383-388; discussion 389-390 (2005).
49. Gabram, S. G., R. J. Schwartz, L. M. Jacobs, D. Lawrence, M. A. Murphy, J. S. Morrow, J. S. Hopkins, R. F. Knauft, Clinical management of blunt trauma patients with unilateral rib fractures: a randomized trial. *World J Surg* 19, 388-393 (1995).
50. Galan, G., J. C. Penalver, F. Paris, J. M. Caffarena, Jr., E. Blasco, J. M. Borro, A. Garcia-Zarza, J. Padilla, J. Pastor, V. Tarrazona, Blunt chest injuries in 1696 patients. *Eur J Cardiothorac Surg* 6, 284-287 (1992).
51. Garcia, V. F., C. S. Gotschall, M. R. Eichelberger, L. M. Bowman, Rib fractures in children: a marker of severe trauma. *J Trauma* 30, 695-700 (1990).
52. Gibson, S., I. W. Kuzmarov, D. R. McClure, D. D. Morehouse, Blunt renal trauma: the value of a conservative approach to major injuries in clinically stable patients. *Can J Surg* 25, 25-26 (1982).

53. Gipson, C. L., J. D. Tobias, Flail chest in a neonate resulting from nonaccidental trauma. *South Med J* 99, 536-538 (2006).
54. Glinz, W., Problems caused by the unstable thoracic wall and by cardiac injury due to blunt injury. *Injury* 17, 322-326 (1986).
55. Graeber, G. M., D. J. Cohen, D. H. Patrick, R. E. Wolf, M. C. Hotard, R. Zajtchuk, Rib fracture healing in experimental flail chest. *J Trauma* 25, 903-908 (1985).
56. Granetzny, A., M. Abd El-Aal, E. Emam, A. Shalaby, A. Boseila, Surgical versus conservative treatment of flail chest. Evaluation of the pulmonary status. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 4, 583-587 (2005).
57. Grieser, T., K. H. Buhne, H. Hauser, K. Bohndorf, Relevanz der Befunde von Thoraxrontgen und Thorax-CT im routinemässigen Schockraumeinsatz bei 102 polytraumatisierten Patienten. Eine prospektive Studie. *Rofo* 173, 44-51 (2001).
58. Guerrero-Lopez, F., G. Vazquez-Mata, P. P. Alcazar-Romero, E. Fernandez-Mondejar, E. Aguayo-Hoyos, C. M. Linde-Valverde, Evaluation of the utility of computed tomography in the initial assessment of the critical care patient with chest trauma. *Crit Care Med* 28, 1370-1375 (2000).
59. Hanafusa, S., Y. Matsusue, T. Yasunaga, T. Yamamuro, M. Oka, Y. Shikinami, Y. Ikada, Biodegradable plate fixation of rabbit femoral shaft osteotomies. A comparative study. *Clin Orthop Relat Res*, 262-271 (1995).
60. Hara, Y., M. Tagawa, H. Ejima, H. Orima, M. Sugiyama, Y. Shikinami, S. H. Hyon, Y. Ikada, Clinical evaluation of uniaxially oriented poly-L-lactide rod for fixation of experimental femoral diaphyseal fracture in immature cats. *J Vet Med Sci* 56, 1041-1045 (1994).
61. Harris, G. J., R. T. Soper, Pediatric first rib fractures. *J Trauma* 30, 343-345 (1990).
62. Hehir, M. D., M. J. Hollands, S. A. Deane, The accuracy of the first chest X-ray in the trauma patient. *Aust N Z J Surg* 60, 529-532 (1990).
63. Hellberg, K., E. R. de Vivie, K. Fuchs, B. Heisig, W. Ruschewski, H. G. Luhr, M. Poutot, Stabilization of flail chest by compression osteosynthesis-- experimental and clinical results. *Thorac Cardiovasc Surg* 29, 275-281 (1981).
64. Hill, S. L., T. Edmisten, G. Holtzman, A. Wright, The occult pneumothorax: an increasing diagnostic entity in trauma. *Am Surg* 65, 254-258 (1999).

65. Hirata, T., T. Fukuse, H. Mizuno, S. Hitomi, H. Wada, Clinical application of biodegradable rib connecting pins in thoracotomy. *Thorac Cardiovasc Surg* 47, 183-187 (1999).
66. Hirvensalo, E., Fracture fixation with biodegradable rods. Forty-one cases of severe ankle fractures. *Acta Orthop Scand* 60, 601-606 (1989).
67. Hoffmann, R., C. Krettek, N. Haas, H. Tschorne, Die distale Radiusfraktur. Frakturstabilisierung mit biodegradablen Osteosynthese-Stiften (Biofix). Experimentelle Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen. *Unfallchirurg* 92, 430-434 (1989).
68. Hofmann, G. O., Biodegradable implants in orthopaedic surgery--a review on the state-of-the-art. *Clin Mater* 10, 75-80 (1992).
69. Holcomb, J. B., N. R. McMullin, R. A. Kozar, M. H. Lygas, F. A. Moore, Morbidity from rib fractures increases after age 45. *J Am Coll Surg* 196, 549-555 (2003).
70. Hollinger, J. O., G. C. Battistone, Biodegradable bone repair materials. Synthetic polymers and ceramics. *Clin Orthop Relat Res*, 290-305 (1986).
71. Ignatius, A. A., L. E. Claes, In vitro biocompatibility of bioresorbable polymers: poly(L, DL-lactide) and poly(L-lactide-co-glycolide). *Biomaterials* 17, 831-839 (1996).
72. Joerg, W., Resomer: In vitro degradation and strength retention of high molecular weight poly(L-lactide-co-D,L-Lactide 70:30). *Boehringer-Ingelheim Pharma KG; N°01-02 Report*, (2002).
73. Karmakar, M. K., A. M. Ho, Acute pain management of patients with multiple fractured ribs. *J Trauma* 54, 615-625 (2003).
74. Keel, M., C. Meier, Chest injuries - what is new? *Curr Opin Crit Care* 13, 674-679 (2007).
75. Kemp, A. M., F. Dunstan, S. Harrison, S. Morris, M. Mann, K. Rolfe, S. Datta, D. P. Thomas, J. R. Sibert, S. Maguire, Patterns of skeletal fractures in child abuse: systematic review. *BMJ* 337, a1518 (2008).
76. Kerr-Valentic, M. A., M. Arthur, R. J. Mullins, T. E. Pearson, J. C. Mayberry, Rib fracture pain and disability: can we do better? *J Trauma* 54, 1058-1063; discussion 1063-1054 (2003).
77. Kessler, E., Neue Gesichtspunkte bei der operativen Versorgung des Thoraxwandbruches. *Thoraxchir Vask Chir* 26, 280-285 (1978).

78. Labitzke, R., Zur Frage der biomechanischen Prüfung von Metallimplantaten für die Thoraxwandstabilisierung. *Langenbecks Arch Chir* 354, 169-171 (1981).
79. Labitzke, R., K. P. Schmit-Neuerburg, G. Schramm, Indikation zur Thoracotomie und Rippenstabilisierung beim Thoraxtrauma im hohen Lebensalter. *Chirurg* 51, 576-580 (1980).
80. Landercasper, J., T. H. Cogbill, L. A. Lindesmith, Long-term disability after flail chest injury. *J Trauma* 24, 410-414 (1984).
81. Lansman, S., W. Serlo, O. Linna, T. Pohjonen, P. Tormala, T. Waris, N. Ashammakhi, Treatment of pectus excavatum with bioabsorbable polylactide plates: Preliminary results. *J Pediatr Surg* 37, 1281-1286 (2002).
82. Lardinois, D., T. Krueger, M. Dusmet, N. Ghisletta, M. Gugger, H. B. Ris, Pulmonary function testing after operative stabilisation of the chest wall for flail chest. *Eur J Cardiothorac Surg* 20, 496-501 (2001).
83. Lee, R. B., S. M. Bass, J. A. Morris, Jr., E. J. MacKenzie, Three or more rib fractures as an indicator for transfer to a Level I trauma center: a population-based study. *J Trauma* 30, 689-694 (1990).
84. Lee, R. B., J. A. Morris, Jr., R. S. Parker, Presence of three or more rib fractures as an indicator of need for interhospital transfer. *J Trauma* 29, 795-799; discussion 799-800 (1989).
85. Levine, B. D., K. Motamedi, K. Chow, R. H. Gold, L. L. Seeger, CT of rib lesions. *AJR Am J Roentgenol* 193, 5-13 (2009).
86. Lewis, F. L., Jr., A. N. Thomas, R. M. Schlobohm, Control of respiratory therapy in flail chest. *Ann Thorac Surg* 20, 170-176 (1975).
87. Livingston, D. H., B. Shogan, P. John, R. F. Lavery, CT diagnosis of Rib fractures and the prediction of acute respiratory failure. *J Trauma* 64, 905-911 (2008).
88. Lomoschitz, F. M., E. Eisenhuber, K. F. Linnau, P. Peloschek, M. Schoder, A. A. Bankier, Imaging of chest trauma: radiological patterns of injury and diagnostic algorithms. *Eur J Radiol* 48, 61-70 (2003).
89. Luchette, F. A., S. M. Radafshar, R. Kaiser, W. Flynn, J. M. Hassett, Prospective evaluation of epidural versus intrapleural catheters for analgesia in chest wall trauma. *J Trauma* 36, 865-869; discussion 869-870 (1994).
90. Ludi, D., R. Inderbitzi, P. Stirnemann, H. B. Ris, Der klinische Stellenwert von Rippenfrakturen beim Einfach- und Mehrfachverletzten. *Unfallchirurg* 95, 87-90 (1992).

91. Mackersie, R. C., T. G. Karagianes, D. B. Hoyt, J. W. Davis, Prospective evaluation of epidural and intravenous administration of fentanyl for pain control and restoration of ventilatory function following multiple rib fractures. *J Trauma* 31, 443-449; discussion 449-451 (1991).
92. Mackersie, R. C., S. R. Shackford, D. B. Hoyt, T. G. Karagianes, Continuous epidural fentanyl analgesia: ventilatory function improvement with routine use in treatment of blunt chest injury. *J Trauma* 27, 1207-1212 (1987).
93. Mainil-Varlet, P., R. Curtis, S. Gogolewski, Effect of in vivo and in vitro degradation on molecular and mechanical properties of various low-molecular-weight polylactides. *J Biomed Mater Res* 36, 360-380 (1997).
94. Mainil-Varlet, P., B. Rahn, S. Gogolewski, Long-term in vivo degradation and bone reaction to various polylactides. 1. One-year results. *Biomaterials* 18, 257-266 (1997).
95. Manner, M., B. Roesler, Die orthograde Kirschnerdrahtosteosynthese. Erfahrungen mit der intramedullaren Schienung bei der distalen Metacarpale V-Fraktur. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin* 71, 326-330 (2000).
96. Martin, P., J. C. Godinou, R. Monod, M. Cami, J. C. Fleury, P. Leonardon, A. Leprince, C. Gueveler, [Costal stapling in severe thoracic traumas (author's transl)]. *Nouv Presse Med* 11, 851-854 (1982).
97. Marts, B., R. Durham, M. Shapiro, J. E. Mazuski, D. Zuckerman, M. Sundaram, W. B. Luchtefeld, Computed tomography in the diagnosis of blunt thoracic injury. *Am J Surg* 168, 688-692 (1994).
98. Matsusue, Y., T. Yamamuro, M. Oka, Y. Shikinami, S. H. Hyon, Y. Ikada, In vitro and in vivo studies on bioabsorbable ultra-high-strength poly(L-lactide) rods. *J Biomed Mater Res* 26, 1553-1567 (1992).
99. Mayberry, J. C., J. T. Terhes, T. J. Ellis, S. Wanek, R. J. Mullins, Absorbable plates for rib fracture repair: preliminary experience. *J Trauma* 55, 835-839 (2003).
100. Mayberry, J. C., D. D. Trunkey, The fractured rib in chest wall trauma. *Chest Surg Clin N Am* 7, 239-261 (1997).
101. Meier, P., P. Schupbach, Zur Therapie des instabilen Thorax bei Rippenserienfrakturen. *Schweiz Med Wochenschr* 108, 608-613 (1978).
102. Meller, J. L., A. G. Little, D. W. Shermeta, Thoracic trauma in children. *Pediatrics* 74, 813-819 (1984).

103. Menard, A., J. Testart, J. M. Philippe, P. Grise, Treatment of flail chest with Judet's struts. *J Thorac Cardiovasc Surg* 86, 300-305 (1983).
104. Michaeli, W., Einführung in die Kunststoffverarbeitung. *München: Carl Hanser Verlag*, (2006).
105. Michaelis, I., Dynamische Eigenschaften des biodegradierbaren Polymers Poly- ϵ -caprolacton und Anwendungsbeispiele für den Einsatz als Implantatmaterial. *Doktorarbeit. Institut für Kunststoffverarbeitung, RWTH Aachen*, (2010).
106. Mohr, M., E. Abrams, C. Engel, W. B. Long, M. Bottlang, Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. *J Biomech* 40, 1310-1317 (2007).
107. Moon, M. R., F. A. Luchette, S. W. Gibson, J. Crews, G. Sudarshan, J. M. Hurst, K. Davis, Jr., J. A. Johannigman, S. B. Frame, J. E. Fischer, Prospective, randomized comparison of epidural versus parenteral opioid analgesia in thoracic trauma. *Ann Surg* 229, 684-691; discussion 691-682 (1999).
108. Moore, B. P., Operative stabilization of nonpenetrating chest injuries. *J Thorac Cardiovasc Surg* 70, 619-630 (1975).
109. Moore, M. A., E. C. Wallace, S. J. Westra, The imaging of paediatric thoracic trauma. *Pediatr Radiol* 39, 485-496 (2009).
110. Mouton, W., D. Lardinois, M. Furrer, B. Regli, H. B. Ris, Long-term follow-up of patients with operative stabilisation of a flail chest. *Thorac Cardiovasc Surg* 45, 242-244 (1997).
111. Nakayama, D. K., M. L. Ramenofsky, M. I. Rowe, Chest injuries in childhood. *Ann Surg* 210, 770-775 (1989).
112. Navarrete-Navarro, P., G. Vazquez, J. M. Bosch, E. Fernandez, R. Rivera, E. Carazo, Computed tomography vs clinical and multidisciplinary procedures for early evaluation of severe abdomen and chest trauma--a cost analysis approach. *Intensive Care Med* 22, 208-212 (1996).
113. Neff, M. A., J. S. Monk, Jr., K. Peters, A. Nikhilesh, Detection of occult pneumothoraces on abdominal computed tomographic scans in trauma patients. *J Trauma* 49, 281-285 (2000).
114. Nirula, R., B. Allen, R. Layman, M. E. Falimirski, L. B. Somberg, Rib fracture stabilization in patients sustaining blunt chest injury. *Am Surg* 72, 307-309 (2006).
115. Omert, L., W. W. Yeane, J. Protetch, Efficacy of thoracic computerized tomography in blunt chest trauma. *Am Surg* 67, 660-664 (2001).

116. Ouellette, E. A., J. J. Dennis, E. L. Milne, L. L. Latta, A. L. Makowski, Role of soft tissues in metacarpal fracture fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 169-175 (2003).
117. Pierson, D. J., Indications for mechanical ventilation in adults with acute respiratory failure. *Respir Care* 47, 249-262; discussion 262-245 (2002).
118. Pihlajamaki, H., O. Bostman, E. Hirvensalo, P. Tormala, P. Rokkanen, Absorbable pins of self-reinforced poly-L-lactic acid for fixation of fractures and osteotomies. *J Bone Joint Surg Br* 74, 853-857 (1992).
119. Poole, G. V., Jr., R. T. Myers, Morbidity and mortality rates in major blunt trauma to the upper chest. *Ann Surg* 193, 70-75 (1981).
120. Poole, G. V., D. B. Morgan, P. E. Cranston, F. F. Muakkassa, J. A. Griswold, Computed tomography in the management of blunt thoracic trauma. *J Trauma* 35, 296-300; discussion 300-292 (1993).
121. Puma, F., M. Ragusa, G. Daddi, Chest wall stabilization with synthetic reabsorbable material. *Ann Thorac Surg* 53, 408-411 (1992).
122. Puma, F., M. Ragusa, S. Santoprete, F. Ricci, S. Casadei, M. Urbani, G. Daddi, As originally published in 1992: Chest wall stabilization with synthetic reabsorbable material. Updated in 1999. *Ann Thorac Surg* 67, 1823-1824 (1999).
123. Reber, P., H. B. Ris, R. Inderbitzi, B. Stark, B. Nachbur, Osteosynthesis of the injured chest wall. Use of the AO (Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthese) technique. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 27, 137-142 (1993).
124. Rehm, K. E., H. Bödecker, H. Bötsch, Die Rippenserienfraktur aus biomechanischer Sicht. *Hefte Unfallheilkd* 164, 54-59 (1984).
125. Rennie, L., C. M. Court-Brown, J. Y. Mok, T. F. Beattie, The epidemiology of fractures in children. *Injury* 38, 913-922 (2007).
126. Richardson, J. D., Indications for thoracotomy in thoracic trauma. *Curr Surg* 42, 361-364 (1985).
127. Richardson, J. D., L. Adams, L. M. Flint, Selective management of flail chest and pulmonary contusion. *Ann Surg* 196, 481-487 (1982).
128. Richardson, J. D., G. A. Franklin, S. Heffley, D. Seligson, Operative fixation of chest wall fractures: an underused procedure? *Am Surg* 73, 591-596; discussion 596-597 (2007).
129. Roberts, S. B., P. H. Chen, Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *J Biomech* 3, 527-545 (1970).

130. Sales, J. R., T. J. Ellis, J. Gillard, Q. Liu, J. C. Chen, B. Ham, J. C. Mayberry, Biomechanical testing of a novel, minimally invasive rib fracture plating system. *J Trauma* 64, 1270-1274 (2008).
131. Samarrai, A. R., Costosynthetic stabilization of massive chest wall instability. *Int Surg* 75, 231-233 (1990).
132. Schaal, M. A., R. P. Fischer, J. F. Perry, Jr., The unchanged mortality of flail chest injuries. *J Trauma* 19, 492-496 (1979).
133. Schmit-Neuerburg, K. P., H. R. Zerkowski, J. Hanke, Stabilisierende Operationen am Thorax. *Chirurg* 57, 1-14 (1986).
134. Sears, B. W., F. A. Luchette, T. J. Esposito, E. L. Dickson, M. Grant, J. M. Santaniello, C. R. Jodlowski, K. A. Davis, S. J. Poulakidas, R. L. Gamelli, Old fashion clinical judgment in the era of protocols: is mandatory chest X-ray necessary in injured patients? *J Trauma* 59, 324-330; discussion 330-322 (2005).
135. Segers, P., P. Van Schil, P. Jorens, F. Van Den Brande, Thoracic trauma: an analysis of 187 patients. *Acta Chir Belg* 101, 277-282 (2001).
136. Serlo, W., O. I. Kaarela, H. H. Peltoniemi, J. Merikanto, N. A. Ashammakhi, K. Lassila, T. Pohjonen, P. Tormala, T. H. Waris, Use of self-reinforced polylactide osteosynthesis devices in craniofacial surgery: a long-term follow-up study. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 35, 285-292 (2001).
137. Shackford, S. R., D. E. Smith, C. K. Zarins, C. L. Rice, R. W. Virgilio, The management of flail chest. A comparison of ventilatory and nonventilatory treatment. *Am J Surg* 132, 759-762 (1976).
138. Shorr, R. M., M. Crittenden, M. Indeck, S. L. Hartunian, A. Rodriguez, Blunt thoracic trauma. Analysis of 515 patients. *Ann Surg* 206, 200-205 (1987).
139. Shorr, R. M., A. Rodriguez, M. C. Indeck, M. D. Crittenden, S. Hartunian, R. A. Cowley, Blunt chest trauma in the elderly. *J Trauma* 29, 234-237 (1989).
140. Sing, R. F., G. Mostafa, B. D. Matthews, K. W. Kercher, B. T. Heniford, Thoracoscopic resection of painful multiple rib fractures: case report. *J Trauma* 52, 391-392 (2002).
141. Sirmali, M., H. Turut, S. Topcu, E. Gulhan, U. Yazici, S. Kaya, I. Tastepe, A comprehensive analysis of traumatic rib fractures: morbidity, mortality and management. *Eur J Cardiothorac Surg* 24, 133-138 (2003).

142. Smejkal, R., K. F. O'Malley, E. David, A. C. Cernaianu, S. E. Ross, Routine initial computed tomography of the chest in blunt torso trauma. *Chest* 100, 667-669 (1991).
143. Stein, I. D., Rib structure and bending strength: an autopsy study. *Calcif Tissue Res* 20, 61-73 (1976).
144. Suuronen, R., P. E. Haers, C. Lindqvist, H. F. Sailer, Update on bioresorbable plates in maxillofacial surgery. *Facial Plast Surg* 15, 61-72 (1999).
145. Takahashi, H., H. M. Frost, Age and sex related changes in the amount of cortex of normal human ribs. *Acta Orthop Scand* 37, 122-130 (1966).
146. Tanaka, H., T. Yukioka, Y. Yamaguti, S. Shimizu, H. Goto, H. Matsuda, S. Shimazaki, Surgical stabilization of internal pneumatic stabilization? A prospective randomized study of management of severe flail chest patients. *J Trauma* 52, 727-732; discussion 732 (2002).
147. Tatsumi, A., N. Kanemitsu, T. Nakamura, Y. Shimizu, Bioabsorbable poly-L-lactide costal coaptation pins and their clinical application in thoracotomy. *Ann Thorac Surg* 67, 765-768 (1999).
148. Testerman, G. M., Adverse outcomes in younger rib fracture patients. *South Med J* 99, 335-339 (2006).
149. Thomas, A. N., F. W. Blaisdell, F. R. Lewis, Jr., R. M. Schlobohm, Operative stabilization for flail chest after blunt trauma. *J Thorac Cardiovasc Surg* 75, 793-801 (1978).
150. Todd, S. R., M. M. McNally, J. B. Holcomb, R. A. Kozar, L. S. Kao, E. A. Gonzalez, C. S. Cocanour, G. A. Vercruyse, M. H. Lygas, B. K. Brasseaux, F. A. Moore, A multidisciplinary clinical pathway decreases rib fracture-associated infectious morbidity and mortality in high-risk trauma patients. *Am J Surg* 192, 806-811 (2006).
151. Tormala, P., Biodegradable self-reinforced composite materials; manufacturing structure and mechanical properties. *Clin Mater* 10, 29-34 (1992).
152. Tormala, P., P. Rokkanen, Bioabsorbable implants in the fixation of fractures. *Ann Chir Gynaecol* 90, 81-85 (2001).
153. Traub, M., M. Stevenson, S. McEvoy, G. Briggs, S. K. Lo, S. Leibman, T. Joseph, The use of chest computed tomography versus chest X-ray in patients with major blunt trauma. *Injury* 38, 43-47 (2007).

154. Trinkle, J. K., J. D. Richardson, J. L. Franz, F. L. Grover, K. V. Arom, F. M. Holmstrom, Management of flail chest without mechanical ventilation. *Ann Thorac Surg* 19, 355-363 (1975).
155. Trunkey, D., M. P. Federle, Computed tomography in perspective. *J Trauma* 26, 660-661 (1986).
156. Trupka, A., R. Kierse, C. Waydhas, D. Nast-Kolb, U. Blahs, L. Schweiberer, K. J. Pfeifer, Schockraumdiagnostik beim Polytrauma. Wertigkeit der Thorax CT. *Unfallchirurg* 100, 469-476 (1997).
157. Trupka, A., D. Nast-Kolb, L. Schweiberer, Das Thoraxtrauma. *Unfallchirurg* 101, 244-258 (1998).
158. Trupka, A., C. Waydhas, K. K. Hallfeldt, D. Nast-Kolb, K. J. Pfeifer, L. Schweiberer, Value of thoracic computed tomography in the first assessment of severely injured patients with blunt chest trauma: results of a prospective study. *J Trauma* 43, 405-411; discussion 411-402 (1997).
159. Tsai, F. C., Y. S. Chang, P. J. Lin, C. H. Chang, Blunt trauma with flail chest and penetrating aortic injury. *Eur J Cardiothorac Surg* 16, 374-377 (1999).
160. Vecsei, V., I. Frenzel, H. Plenk, Jr., Eine neue Rippenplatte zur Stabilisierung mehrfacher Rippenbrüche und der Thoraxwandfraktur mit paradoxer Atmung. *Hefte Unfallheilkd* 138, 279-282 (1979).
161. Velmahos, G. C., P. Vassiliu, L. S. Chan, J. A. Murray, T. V. Berne, D. Demetriades, Influence of flail chest on outcome among patients with severe thoracic cage trauma. *Int Surg* 87, 240-244 (2002).
162. Viljanen, J., H. Pihlajamäki, J. Kinnunen, S. Bondestam, P. Rokkanen, Comparison of absorbable poly-L-lactide and metallic intramedullary rods in the fixation of femoral shaft osteotomies: an experimental study in rabbits. *J Orthop Sci* 6, 160-166 (2001).
163. Voggenreiter, G., S. Assenmacher, K. P. Schmit-Neuerburg, Die interskapulothorakale Resektion nach Tikhoff-Linberg bei kompartmentüberschreitenden Tumoren des Schultergürtels. *Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd* 115, 1414-1416 (1998).
164. Voggenreiter, G., M. Aufmkolk, M. Majetschak, S. Assenmacher, C. Waydhas, U. Obertacke, D. Nast-Kolb, Efficiency of chest computed tomography in critically ill patients with multiple traumas. *Crit Care Med* 28, 1033-1039 (2000).

165. Voggenreiter, G., F. Neudeck, M. Aufmkolk, U. Obertacke, K. P. Schmit-Neuerburg, Operative chest wall stabilization in flail chest--outcomes of patients with or without pulmonary contusion. *J Am Coll Surg* 187, 130-138 (1998).
166. Wagner, R. B., P. M. Jamieson, Pulmonary contusion. Evaluation and classification by computed tomography. *Surg Clin North Am* 69, 31-40 (1989).
167. Wanek, S., J. C. Mayberry, Blunt thoracic trauma: flail chest, pulmonary contusion, and blast injury. *Crit Care Clin* 20, 71-81 (2004).
168. Watanabe, S., Y. Shimizu, A. Mitsuoka, K. Tamura, H. Wada, M. Ito, S. Hitomi, Y. Takashima, S. Matsunobe, H. Kato, [Clinical experiences with alumina ceramic pins in the fracture of ribs]. *Nippon Kyobu Geka Gakkai Zasshi* 34, 220-225 (1986).
169. Wilson, R. F., C. Murray, D. R. Antonenko, Nonpenetrating thoracic injuries. *Surg Clin North Am* 57, 17-36 (1977).
170. Wintermantel, E., H. Suk-Woo, *Medizintechnik - Life Science Engineering. Berlin Heidelberg: Springer, (2008).*
171. Wisner, D. H., A stepwise logistic regression analysis of factors affecting morbidity and mortality after thoracic trauma: effect of epidural analgesia. *J Trauma* 30, 799-804; discussion 804-795 (1990).
172. Wu, C. L., N. D. Jani, F. M. Perkins, E. Barquist, Thoracic epidural analgesia versus intravenous patient-controlled analgesia for the treatment of rib fracture pain after motor vehicle crash. *J Trauma* 47, 564-567 (1999).
173. Yoganandan, N., F. A. Pintar, Biomechanics of human thoracic ribs. *J Biomech Eng* 120, 100-104 (1998).
174. Ziegler, D. W., N. N. Agarwal, The morbidity and mortality of rib fractures. *J Trauma* 37, 975-979 (1994).

Weitere Referenzen

- | | |
|---------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 175. Orthopädie und Unfallchirurgie | Fritz U. Niethard, Joachim Pfeil,
Peter Biberthaler: Duale Reihe
6. Auflage, Thieme Verlag |
| 176. Arbeitsgruppe für Osteosynthesen | http://www.aofoundation.org |

10. Abbildungs- und Quellenverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Implantation einer Bio – ISOS Osteosynthese in einen frakturierten Röhrenknochen.

grau = gebrochener Röhrenknochen

blau/weiß = Implantat bestehend aus Schiene, Spannfaden und Ankern

Quelle: Bio – ISOS Projektgruppe

Abbildung 2: 3D – Rekonstruktion von CT – Bildern des Thorax-Skelettes mit Osirix®.

Abbildung 3: 3D – Rekonstruktion von CT – Bildern mit Osirix®, Thoraxquerschnitt mit angrenzenden Scapulae; farblich rot markiert: Herz; grün markiert: Lungengewebe.

Abbildung 4: Prinzip der Fixierung einer Standardplatte mit Rundlöchern mittels einer Kompressionsschraube (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

Quelle: http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c1/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwML1yBXAyMvYz8zEwNPQwN3A6B8JLK8oYWBgW eop7OfsZOfgYGBCQHdfh75uan6BbkR5QAxe5oq/dl2/d1/L2dJQSEvUUt3QS9ZQnB3LzZfQzBWUUFMUEwR0dSNTAySkowOFVIRzIwVDQ!/?segment=Shaft&bone=Humerus&soloState=true&popupStyle=diagnosis&contentUrl=srg/popup/further_reading/PFxm2/321_Scrws.jsp#JumpLabelNr2 am 05.01.2012

Abbildung 5: 4 – und 5 – Loch Dynamische Kompressionsplatten

(Copyright by AO Foundation, Switzerland)

Quelle: http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwN3QwMDA08zTzdvvxBjIwN_I_2CbEdFADiM_QM!/?segment=Mandible&bone=CMF&showPage=A&contentUrl=srg/popup/additional_material/91/X97_plate_types.jsp am 05.01.2012

Abbildung 6: Schema der DCP mit Gleitlöchern und konsekutivem aufeinander

Zugleiten der Frakturrenden (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

Quelle: http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c1/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwML1yBXAyMvYz8zEwNPQwN3A6B8JLK8oYWBgW eop7OfsZOfgYGBCQHdfh75uan6BbkR5QAxe5oq/dl2/d1/L2dJQSEvUUt3QS9ZQnB3LzZfQzBWUUFMUEwOEVSRTAySjNONjQwSTEWrzA!/?showPage=redfix&bone=Radius&segment=Shaft&classification=22-A1.1&treatment=&method=ORIF%20-

%20Open%20reduction%20internal%20fixation&implantstype=Plates%20and%20screws&approach=&redfix_url=1285237970256 am 05.01.2012

Abbildung 7: Winkelstabile Rekonstruktionsplatte der Arbeitsgruppe für Osteosynthesen (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

Quelle: [http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwML1yBXAyMvYz8zEwNPQwN3A_2CbEdFAEfu4iM!/?showPage=redfix&bone=CMF&segment=Mandible&classification=91-](http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwML1yBXAyMvYz8zEwNPQwN3A_2CbEdFAEfu4iM!/?showPage=redfix&bone=CMF&segment=Mandible&classification=91-Symphysis%20and%20parasymphysis,%20complex&treatment=&method=ORIF&implantstype=Reconstruction%20plate%20%28comminuted%20fracture%29&approach=&redfix_url=)

[Symphysis%20and%20parasymphysis,%20complex&treatment=&method=ORIF&implantstype=Reconstruction%20plate%20%28comminuted%20fracture%29&approach=&redfix_url=](http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwML1yBXAyMvYz8zEwNPQwN3A_2CbEdFAEfu4iM!/?showPage=redfix&bone=CMF&segment=Mandible&classification=91-Symphysis%20and%20parasymphysis,%20complex&treatment=&method=ORIF&implantstype=Reconstruction%20plate%20%28comminuted%20fracture%29&approach=&redfix_url=) am 06.07.2011

Abbildung 8: Funktionsweise der winkelstabilen Platte mit frei beweglicher Standardschraube im mittleren Loch und winkelstabiler Schraube im linken Loch (Copyright by AO Foundation, Switzerland)

Quelle: http://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwN3QwMDA08zTzdvvxBjIwN_I_2CbEdFADiM_QM!/?segment=Mandible&bone=CMF&showPage=A&contentUrl=srg/popup/additional_material/91/X40_Lockplate_principles.jsp am 05.01.2012

Abbildung 9: Schematische Darstellung der Implantation einer Bio – ISOS Osteosynthese in einen frakturierten Röhrenknochen.

Quelle: Bio – ISOS Projektgruppe

Abbildung 10: Vermessungspunkte bei 45°, 90° und 135°. Dabei werden für den Wirbelkörper 0° und das Sternum 180° angenommen.

Abbildung 11: Rippenvermessung des Außen- und Innendurchmessers der Rippenhöhe und –breite in jeweils maximaler Ausdehnung.

Abbildung 12: Schnittebene durch den Thorax mit schrägem Anschnitt der Rippen.

Abbildung 13: Schematische Darstellung der Verschiebung der Schnittebene durch die zu vermessende Rippe von horizontalem Querschnitt auf zum Rippenverlauf senkrechten Querschnitt mittels dreidimensionaler Vermessung.

Abbildung 14: Vermessung des Innen- und Außendurchmessers der Rippenbreite und Rippenhöhe mit der Software Osirix®.

Abbildung 15: Rippenvermessung mit dem Programm Osirix®, rechtes Fenster: der korrekt dargestellte Rippenquerschnitt senkrecht zum Rippenverlauf.

Abbildung 16: Rippenfraktur der 6.Rippe im rechten lateralen Thorax mit vermessenem Winkel von 90°.

Abbildung 17: Implantate aus Polypropylen.

Abbildung 18: Implantate (von links nach rechts): Poly-ε-Caprolacton, PLLA/PDLLA und Polypropylen.

Abbildung 19: Chemische Formel von Poly (L-Lactid-co-D,L-Lactid).

Quelle: http://www.resomer.co.kr/lr_927_s.pdf am 13.07.2011

Abbildung 20: Schema der Versuchsanordnung des Drei – Punkt – Biegeversuchs

Quelle: Bötsch, H. et al. Biomechanische Untersuchungen an Rippenosteosynthesen, Biomed. Technik [14]

Abbildung 21: Drei – Punkt – Biegeversuch eines 5mm PP Implantats.

Abbildung 22: Universalprüfmaschine der Firma Zwick.

Abbildung 23: Verwendete 6 – Loch Platten aus dem Leibiger® - Set: links: 2,3mm Standardplatte; mittig: 2,3mm Kompressionsplatte; rechts: 2,3mm Winkelstabile Platte.

Abbildung 24: 1,5mm Rippenplatte des MatrixRIB® – Sets.

Quelle: Tech Guide des MatrixRIB Systems von Synthes®, Online:

<http://int.synthesmatrixrib.com/html/uploads/media/016.000.280.pdf> am 04.05.2010

Abbildung 25: Intramedulläre Metallschiene des MatrixRIB® - Sets.

Quelle: Tech Guide des MatrixRIB Systems von Synthes®, Online:

<http://int.synthesmatrixrib.com/html/uploads/media/016.000.280.pdf> am 04.05.2010

Abbildung 26: Bohrung an einer Sawbones® Röhre für eine spätere Osteosynthese.

Abbildung 27: Osteosynthese mit zwei Kirschnerdrähten, Ø 1,6mm.

Abbildung 28: Versorgung mit einer 1,5mm Rippenplatte des MatrixRIB® - Sets.

Abbildung 29: Osteosynthese mit einer 2,3mm Standardplatte des Leibinger® - Sets.

Abbildung 30: Schematische Darstellung der Versorgung mit einer intramedullären Metallschiene des MatrixRIB® - Sets.

Quelle: Tech Guide des MatrixRIB Systems von Synthes®, Online:

<http://int.synthesmatrixrib.com/html/uploads/media/016.000.280.pdf> am 04.05.2010

Abbildung 31: Versorgung mit einer 5mm breiten Metallschiene des MatrixRIB® - Sets.

Abbildungen 32 - 35: Erstellung einer Osteosynthese mit einem 5,0mm PLLA/PDLLA Implantat.

Abbildung 36: Schema der Versuchsanordnung des Vier – Punkt – Biegeversuchs.

Quelle: Bötsch, H. et al. Biomechanische Untersuchungen an Rippenosteosynthesen, Biomed. Technik [14]

Abbildung 37: Vier – Punkt – Biegeversuch. Vorne im Bild: Plattenosteosynthese mit einer Vari– Ax™ Platte. Hinten im Bild: Testaufbau in der Universalprüfmaschine mit einer Implantatosteosynthese.

Abbildung 38: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 39: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 40: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 41: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 42: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 43: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 44: 45° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 45: 45° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 46: 90° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 47: 90° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 48: 135° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 49: 135° Messwerte der Rippenhöhe im Thoraxverlauf der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Abbildung 50: Anzahl der beidseitigen Rippenfrakturen von 30 Patienten.

Abbildung 51: Mittelwerte und Standardabweichungen von Fmax der Vier – Punkt – Biegeversuche der Osteosynthesen im Direktvergleich.

Abbildung 52: Vorschlag zur Versorgung des Rippenthorax mittels Bio – ISOS; anteriore Thoraxansicht; Versorgungsbereiche rot markiert.

Abbildung 53 und 54: Vorschlag zur Versorgung des Rippenthorax mittels Bio – ISOS; Versorgungsbereiche rot markiert; oberes Bild: laterale Thoraxansicht; unteres Bild: dorsale Thoraxansicht.

Abbildung 55: Vorschlag zur Versorgung des Rippenthorax mittels Bio – ISOS; apikale Thoraxansicht; Versorgungsbereiche rot markiert.

Abbildung 56: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

Abbildung 57: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

Abbildung 58: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

Abbildung 59: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

Abbildung 60: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

Abbildung 61: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

Abbildung 62: Schweinerippen einer Thoraxseite.

Abbildung 63: Schweinerippen in Mitte zertrennt.

Abbildung 64: Querschnitt einer Schweinerippe.

11. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht aller getesteten Osteosyntheseverfahren und eingesetzter Materialien.

Tabelle 2: Innen- und Außendurchmesser der Höhe und Breite, sowie die Kortikalisdicke der Rippen 1-12 des Gesamthorax und der am häufigsten frakturierten Rippen 3-7 der Frauen (n=12, in Millimetern, Osirix®).

Tabelle 3: Innen- und Außendurchmesser der Höhe und Breite, sowie die Kortikalisdicke der Rippen 1-12 des Gesamthorax und der am häufigsten frakturierten Rippen 3-7 der Männer (n=18, in Millimetern, Osirix®).

Tabelle 4: Relation der Rippenhöhe zur Rippenbreite des Innen- und Außendurchmessers der am häufigsten frakturierten Rippen 3 – 7 der Frauen (n=12).

Tabelle 5: Relation der Rippenhöhe zur Rippenbreite des Innen- und Außendurchmessers der am häufigsten frakturierten Rippen 3 – 7 der Männer (n=18).

Tabelle 6: Anzahl der Rippenfrakturen des linken und des rechten Thorax der jeweiligen Rippe 1 – 12 von 30 Patienten.

Tabelle 7: Lokalisation der Rippenfrakturen im dorsalen, lateralen und ventralen Thoraxsegment.

Tabelle 8: Unfallentitäten mit bis zu drei Rippenfrakturen.

Tabelle 9: Unfallentitäten mit mehr als drei Rippenfrakturen.

Tabelle 10: Ergebnisse des Kraftmaximums F_{max} des Drei – Punkt – Biegeversuches der 5,0mm Implantate (n=10/Implantatmaterial, in Newton).

Tabelle 11: Ergebnisse des Kraftmaximums F_{max} des Drei – Punkt – Biegeversuches der 7,5mm Implantate (n=10/Implantatmaterial, in Newton).

Tabelle 12: Ergebnisse des Kraftmaximums F_{max} des Drei – Punkt – Biegeversuches der Bio – ISOS Implantate, Durchmesser: 4,0mm; 4,5mm; 5,0mm; 7,5mm (n=10/Implantatmaterial, in Newton).

Tabelle 13: Darstellung des Kraftmaximums F_{max} der Vier – Punkt – Biegeversuche mit traditionellen Osteosyntheseverfahren (n=6/Osteosyntheseverfahren, in Newton).

Tabelle 14: Darstellung des Kraftmaximums F_{max} der Vier – Punkt – Biegeversuche mit speziellen Verfahren zur Versorgung von Rippenfrakturen (n=6/Osteosyntheseverfahren, in Newton).

Tabelle 15: Darstellung des Kraftmaximums F_{max} der Vier – Punkt – Biegeversuche mit intramedullären Implantaten (n=6/Osteosyntheseverfahren, in Newton).

Tabelle 16: Ergebnisse des Innen- und Außendurchmessers, sowie der Kortikalis der Breite von den Rippen 1-12 des Gesamthorax und der am häufigsten frakturierten Rippen 3-7 (in Millimetern, MagicWeb®).

Tabelle 17: Mittelwerte des Durchmessers der breiten und runden Schweinerippen, in der Mitte geteilt und vermessen.

12. Danksagung

Ein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Privatdozent Dr. med. Oliver Pieske für die Überlassung des Themas, die Einführung in die wissenschaftliche Arbeit, der schnellen und effizienten Beantwortung meiner Fragen, sowie der guten Stimmung in der Arbeitsgruppe.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer und Freund Dr. med. Axel Greiner, der mir stets mit Rat und Tat zur Seite stand und mich von der Versuchsplanung bis zu den letzten Korrekturen der Arbeit unterstützte.

Auch möchte ich mich herzlich bei Professor Dr. med. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz bedanken, für die Möglichkeit der Forschung im Biomechaniklabor und die fortwährende menschliche und fachliche Unterstützung.

Ein weiterer Dank gilt Privatdozent Dr. med. Stefan Piltz für die Ermöglichung der Durchführung der Arbeit.

Ebenso danken möchte ich Dipl. – Ing. Nils Hartz für die Unterstützung bei technischen Fragen, der Versuchsplanung und –durchführung, sowie meinem Mitdoktoranden Felix Maßen der Bio – ISOS Arbeitsgruppe.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Dipl. – Ing. Christian Schröder, Stefan Schöttau und allen Mitarbeitern des Biomechaniklabors für die Unterstützung.

Besonders danken möchte ich meinen Eltern, die mich jederzeit und uneingeschränkt unterstützt und motiviert haben und damit wesentlich zum Entstehen dieser Arbeit beigetragen haben.

13. Anhang

13.1 Rippenvermessung mit MagicWeb®

Als Grundlage für die spätere Anwendung intramedullärer Implantate wurden erste anthropometrische Daten mittels Rippenvermessung von CT – Bildern erhoben.

Dabei wurde der Rippen thorax an 3 Messpunkten im Thoraxverlauf von Wirbelsäule (0°) bis Sternum (180°) vermessen: 45°, 90°, 135° (siehe Kapitel 5.1.2 CT gesteuerte Rippenvermessung).

13.1.1 Methodik der Rippenvermessung mittels MagicWeb®

Es wurden CT – Thorax Bilder von 20 willkürlich ausgewählten, polytraumatisierten Patienten (10 Frauen und 10 Männer) untersucht, die im Zeitraum von Januar 2006 bis November 2008 in das Klinikum Großhadern eingeliefert und somit einem Ganz-Körper CT unterzogen wurden. Die CT – Bilder wurden dabei in der Aufnahmetechnik „b30f“ erstellt mit einer Schichtdicke von 5mm.

Die Frauen waren im Alter von 20 bis 78 Jahren, durchschnittlich 47 Jahre, die Männer zwischen 28 und 72 Jahren, durchschnittlich 49 Jahre.

Mit dem Programm MagicWeb® konnten die CT - Bilder des Thorax aus dem Klinikum – Netzwerk visualisiert werden. Die Schichtbilder wurden entsprechend der vorprogrammierten Hounsfield Einheiten auf das Knochenfenster „CT – Bone“ eingestellt. Somit war die Lunge hellgrau und der Knochen weiß dargestellt. Auch der Kontrast zwischen grauer Markhöhle und Knochen war gut abzugrenzen.

Nun wurden die Bilder entsprechend der radiologisch aufgenommenen Schichten vermessen, die Bildpunkte rechnete das Programm automatisch in Millimeter um. Es wurden Innen- und Außendurchmesser der Rippenbreite bei jeweils 45°, 90° und 135° gemessen. Daraus errechnete sich schließlich der Wert der Kortikalis (siehe Kapitel 5.1.2 CT gesteuerte Rippenvermessung).

13.1.2 Messergebnisse der Rippenbreite im Thoraxverlauf

Rippenbreite	Weiblich (n=10)			Männlich (n=10)			
	45°	90°	135°	45°	90°	135°	
Innen Ø 1-12	\bar{x}	3,05	3,02	2,48	3,89	3,92	3,08
	s_x	0,50	0,42	0,86	0,73	0,84	0,78
	Min	2,52	2,36	1,22	2,56	2,63	1,78
	Max	3,99	3,99	4,45	5,16	5,34	4,19
Innen Ø 3-7	\bar{x}	3,67	2,97	2,77	4,73	4,10	3,27
	s_x	0,67	0,42	0,86	0,92	0,77	0,95
	Min	2,99	2,54	1,71	3,29	2,97	2,01
	Max	4,88	4,01	4,73	6,43	5,25	4,71
Außen Ø 1-12	\bar{x}	7,26	7,30	6,24	8,31	8,51	7,10
	s_x	0,61	0,75	1,28	0,74	1,14	0,60
	Min	6,19	5,72	4,60	7,23	6,77	6,11
	Max	8,21	8,50	8,72	9,71	10,21	8,19
Außen Ø 3-7	\bar{x}	7,94	6,96	6,01	9,23	8,56	6,89
	s_x	0,71	0,70	1,23	1,00	0,90	0,79
	Min	6,84	5,61	4,60	7,89	7,09	6,05
	Max	9,25	8,18	8,51	11,25	9,91	8,27
Kortikalis 1-12	\bar{x}	2,11	2,14	1,88	2,21	2,29	2,01
	s_x	0,18	0,28	0,29	0,18	0,24	0,20
	Min	1,78	1,50	1,28	2,00	1,87	1,81
	Max	2,44	2,43	2,20	2,53	2,67	2,37

Tabelle 16: Ergebnisse des Innen- und Außendurchmessers, sowie der Kortikalis der Breite von den Rippen 1-12 des Gesamthorax und der am häufigsten frakturierten Rippen 3-7 (in Millimetern, MagicWeb®).

Die Ergebnisse zeigen, dass die Rippen von dorsal (45°) nach ventral (135°) in der Breite dünner werden. Das betrifft sowohl die Werte des Innen-, als auch des Außendurchmessers.

Die Mittelwerte wurden im Durchschnitt für alle Rippen 1 bis 12 und für die am häufigsten frakturierten Rippen 3 bis 7 bestimmt. Dabei lässt sich erkennen, dass (bis auf der 90° Messpunkt der Frauen) die Rippen 3 bis 7 im Mittel dicker sind, als der Gesamtdurchschnitt. Am 90° Messpunkt der Frauen ist der Gesamtdurchschnitt der Rippen 1 – 12 größer, als der Durchschnitt der Rippen 3 – 7.

Die Rippen der Männer sind zwischen 0,5mm und 1,5mm dicker als die der Frauen. Die Kortikalis hat eine konstante Dicke von etwa 2mm.

Mit 70% der Rippenfrakturen ist am häufigsten der laterale Bereich der Rippen 3 bis 7 betroffen (siehe Kapitel 4.1 Anatomie des Rippenthorax), der somit von besonderem Interesse ist. Das entspricht etwa dem Messwert bei 90°.

Bei diesem zeigt sich im Durchschnitt ein Innendurchmesser von 2,97mm bei Frauen und 4,10mm bei Männern. Der Außendurchmesser beträgt hier bei den Frauen durchschnittlich 6,96mm und bei den Männern 8,56mm.

13.1.3 Messwerte der Rippenbreite im Direktvergleich

13.1.3.1 Messwerte der Rippenbreite am 45° Messpunkt

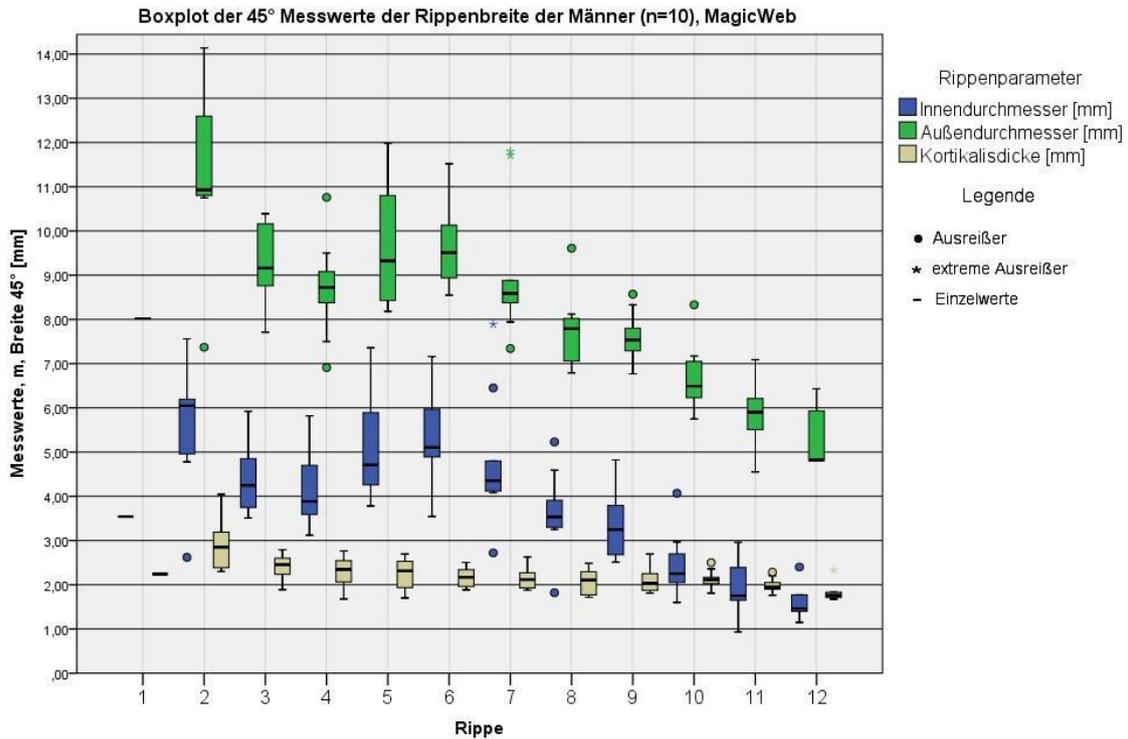


Abbildung 56: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

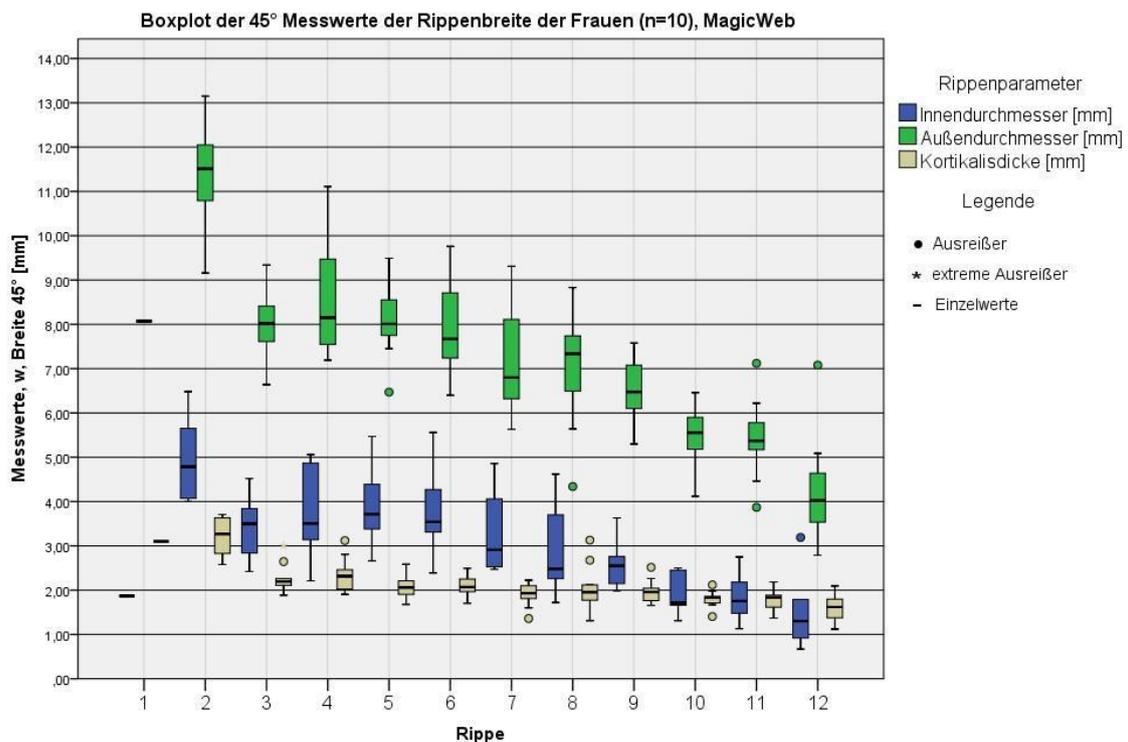


Abbildung 57: 45° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

13.1.3.2 Messwerte der Rippenbreite am 90° Messpunkt

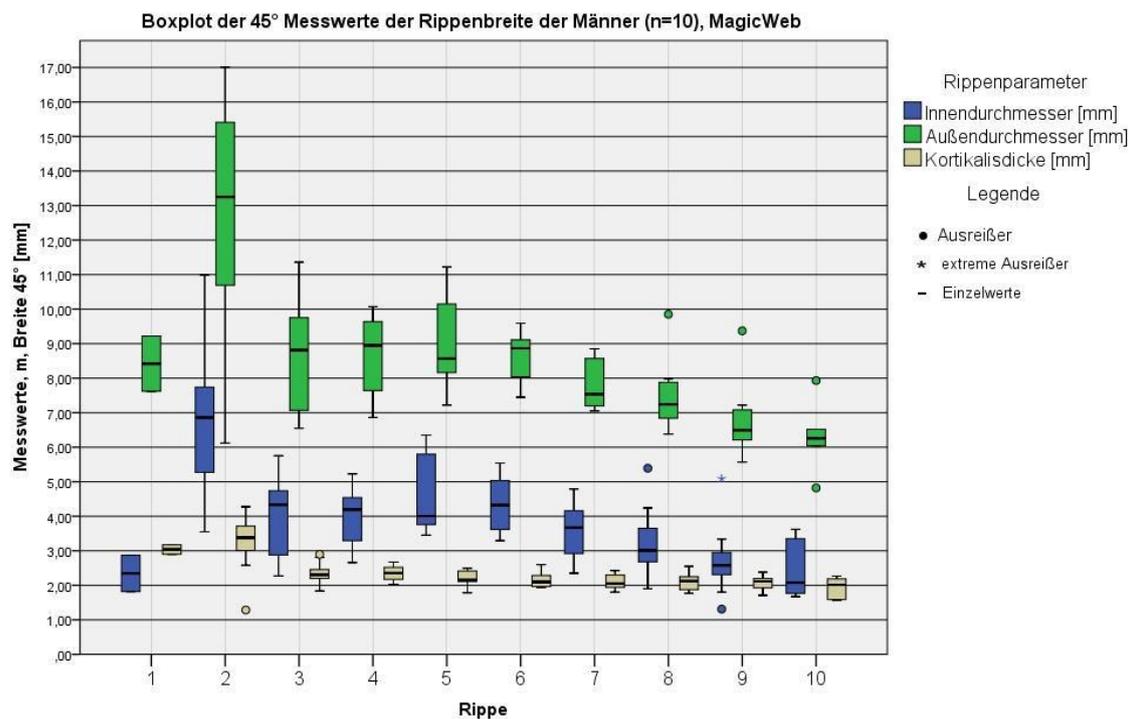


Abbildung 58: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

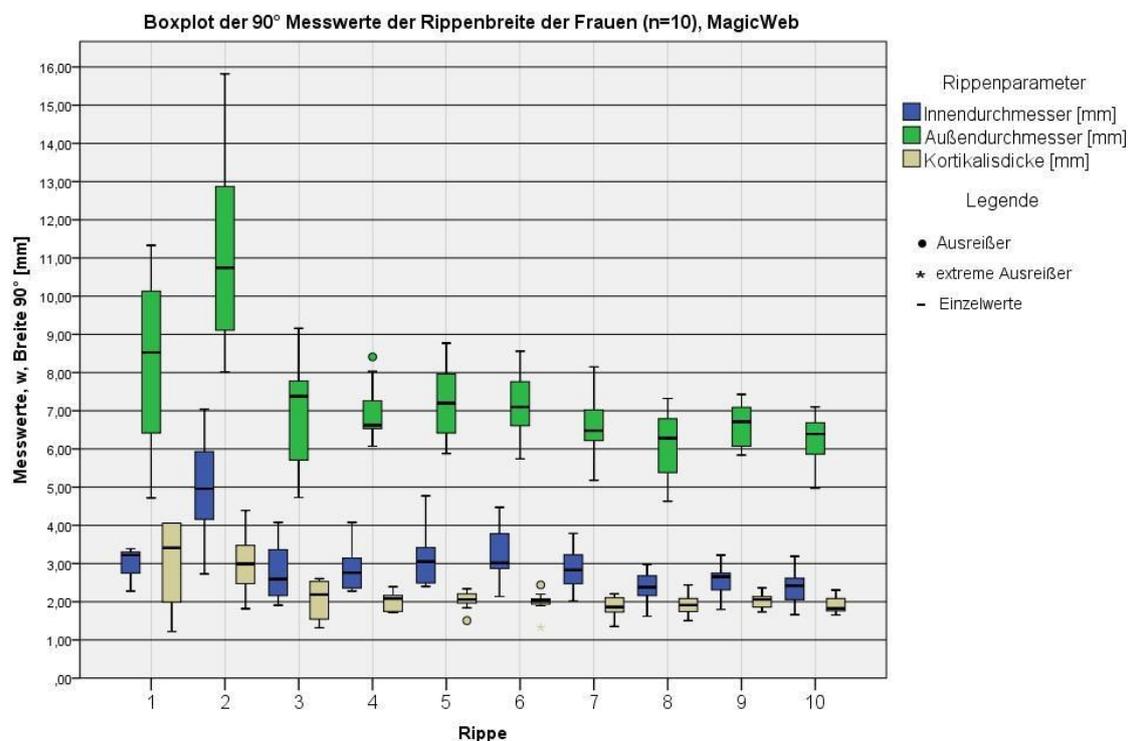


Abbildung 59: 90° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

13.1.3.3 Messwerte der Rippenbreite am 135° Messpunkt

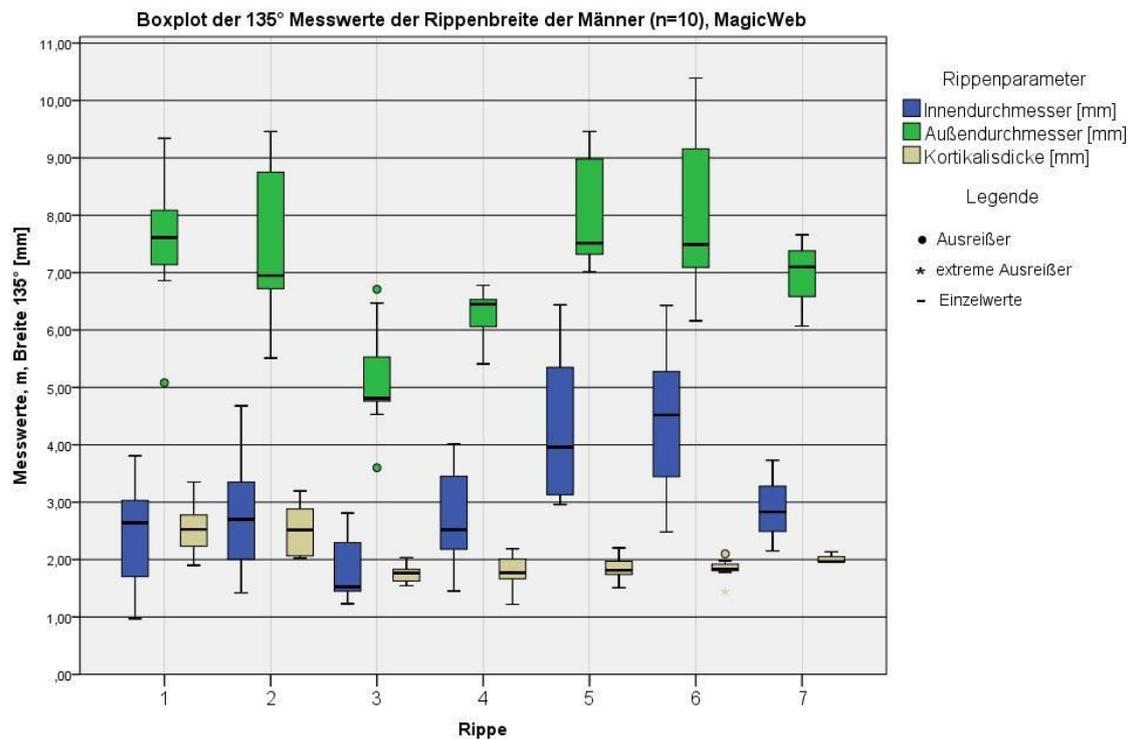


Abbildung 60: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Männer (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

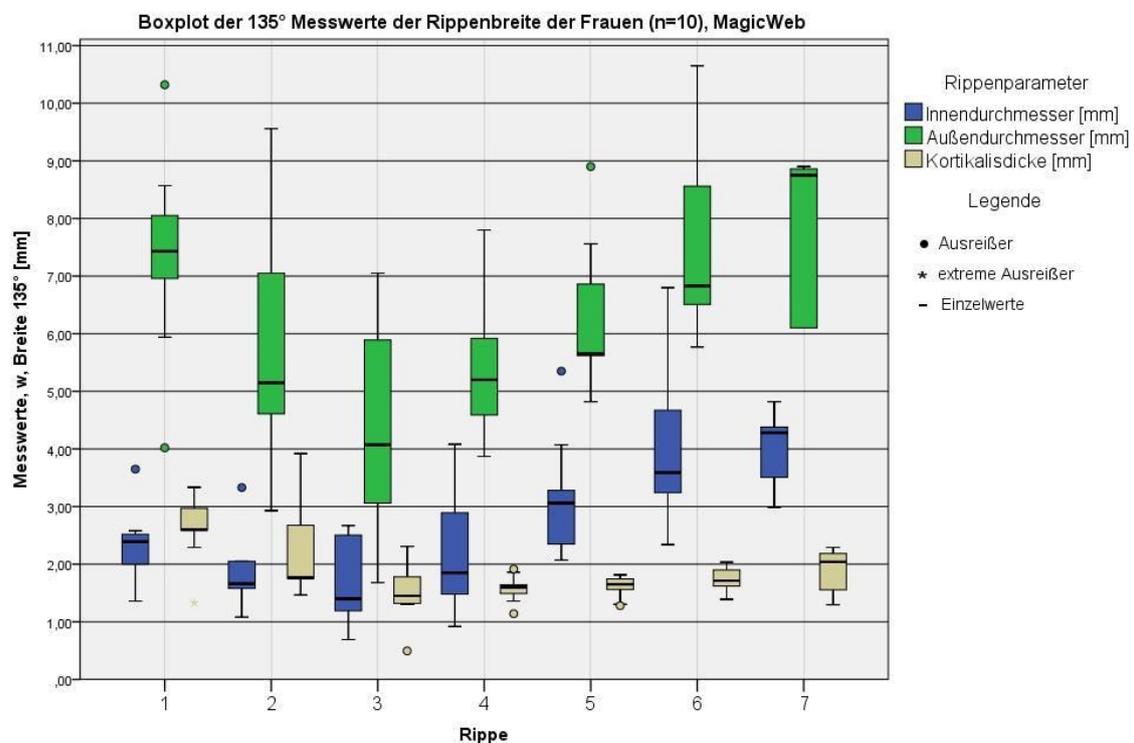


Abbildung 61: 135° Messwerte der Rippenbreite im Thoraxverlauf der Frauen (n=10, in Millimetern, MagicWeb®).

13.1.4 Auswertung und Zusammenfassung der MagicWeb® Ergebnisse

Anhand der Grafiken lässt sich erkennen, dass der 45° Messwert für alle Rippen 1-12 erhoben werden konnte. Der 90° Wert ist noch bis Rippe 10 zu erheben und schließlich der 135° Wert nur noch bis zu Rippe 7.

Die Analyse zeigt, dass die Messwerte der 45° Stelle bei Rippe 1 am dicksten, Rippen 2-6 folgen. Ab Rippe 6 nimmt die Breite kontinuierlich ab.

An der 90° Messstelle ist Rippe 2 am dicksten, ansonsten zeigt sich ein gleicher Verlauf. Hingegen an der 135° Stelle ist der bislang gegebene typische Verlauf nicht mehr zu erkennen. Das lässt sich durch die Geometrie der auslaufenden Rippen erkennen, wobei hier nur noch die Werte bis Rippe 7 zu erheben sind. Ein Tiefpunkt bei Rippe 3 und 4 ist zu erkennen.

Wiederum relativ konstant zeigt sich die Dicke der Kortikalis. Diese ist im gesamten Verlauf der Rippen bei einem Wert von etwa 2mm.

Die Tendenz des Verlaufs der Rippenmessung zeigt sich bei Frauen und Männern nahezu identisch. Lediglich eine Differenz im Außendurchmesser von 0,5mm bis 1,5mm ist zu erkennen, wobei die Rippen der Männer dicker sind, als die der Frauen.

13.1.5 Nachteil der Rippenvermessung mit MagicWeb®

(bereits in Kapitel 5.1.3.1 dargestellt)

Mit MagicWeb® wurden die Schichtbilder in der Horizontalebene vermessen. Nachteil dabei ist, dass zwar die Breite genau bestimmen werden kann, die Höhe aufgrund eines schrägeren Anschnittes der entsprechenden Rippe allerdings verfälscht ist. Durch den Verlauf der Rippe von kranial an der Wirbelsäule nach kaudal am Sternum ist die Höhe im Schichtbild dadurch entsprechend dem Verlaufswinkel der Rippe scheinbar verlängert.

Um diesem Problem entgegenzuwirken wurde fortan mit dem Programm Osirix gearbeitet. Durch die verwendeten CT – Feinschichtaufnahmen war damit zu einer noch genaueren Rippenvermessung möglich, zum anderen durch die dreidimensionale Rekonstruktion der Schnittbilder auch die korrekte Bestimmung der Rippenhöhe (siehe Kapitel 5.1.4 Methodik der Rippenvermessung mit Osirix®).

13.2 Vermessung von Schweinerippen

Aus der Metzgerei stammten 23 ganze Schweinerippen einer Thoraxhälfte, die von Wirbelsäule bis zum Sternum reichten, davon 19 runde und 4 flache Rippen.



Abbildung 62: Schweinerippen einer Thoraxseite.

Für spätere Versuche war es von Bedeutung, ob Schweinerippen als Alternative zu den Sawbones® Zylindern verwendet werden können.

Die Rippen wurden mazeriert und gereinigt, anschließend in der Mitte senkrecht osteotomiert. Mit einem Messschieber wurden die Rippen auf 0,1mm genau vermessen. Parameter waren der Innen- und Außendurchmesser der Höhe und Breite. Daraus wurde schließlich der Wert der Kortikalis errechnet.



Abbildung 63: Schweinerippen in Mitte zertrennt.



Abbildung 64: Querschnitt einer Schweinerippe.

Schweine- rippen	Durchmesser (mm) Breite			Durchmesser (mm) Länge		
	Innen	Außen	Kortikalis	Innen	Außen	Kortikalis
\bar{x} breit	5,50	6,75	0,63	24,80	26,58	0,89
\bar{x} rund	7,34	9,05	0,85	12,59	13,94	0,67

Tabelle 17: Mittelwerte des Durchmessers der breiten und runden Schweinerippen, in der Mitte geteilt und vermessen.

Die Ergebnisse stellen keine vollständige Vermessung des Schweinethorax dar. Sie sollten in erster Linie zur Einschätzung dienen, ob Schweinerippen als Näherungslösung zur Testung der Osteosynthesen verwendet werden können.

Für diese Näherung hat sich herausgestellt, dass die breiten Rippen ungeeignet sind. Die runden Rippen sind um einiges größer als die Menschenrippen mit fast doppelter Ausdehnung. Die Kortikalis hingegen ist nur halb so dick. Damit waren die Schweinerippen für unsere Fragestellung ungeeignet.