

4 Diskussion

4.1 Gesamtdiskussion der Ergebnisse und Literaturübersicht

4.1.1 Patientenkollektiv

Dieses Kollektiv ist repräsentativ für Patienten mit schwerer Grunderkrankung, die einen Pleuraerguß als Komplikation ihrer Grunderkrankung entwickelt haben. Dies ergibt sich aus dem Studienkonzept, in dem zu den Einschlusskriterien unter anderem eine vorhandene vollständige Thorax-CT-Aufnahme gehörte. Diese wurde nicht zur Erhebung der Daten angefertigt, sondern erfolgte aus klinisch-diagnostischen Gründen wie

- Suche nach pulmonalen, pleuralen und mediastinalen raumfordernden Prozessen (z.B. Suche nach Metastasen eines Primärtumors)
- Diagnostik von Bronchiektasen
- Ausschluß einer Lungenembolie

Die Patienten wurden anhand des Vorhandenseins dieser CT-Bilder rekrutiert. Daher besteht das Patientenkollektiv vor allem aus Patienten mit schweren Grunderkrankungen wie Malignom, Sepsis, Herzerkrankungen oder Multiorganversagen. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind möglicherweise nicht übertragbar auf Patienten mit leichten Grunderkrankungen. Diese werden meist ambulant behandelt und wurden somit im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht untersucht.

4.1.2 Sonographie der Pleuraergüsse

Die Sonographie ist besser zum Nachweis und Ausschluß von Pleuraergüssen geeignet als die Röntgenaufnahme des Thorax [3, 30]. Weiterhin ist eine Thoraxröntgenaufnahme im Stehen bei Patienten mit schweren Grunderkrankungen

aufgrund der beeinträchtigten körperlichen Belastbarkeit dieser Patienten oft nicht durchführbar.

Pleuraergüsse sind durch ihr echofreies Erscheinungsbild, ihre scharfe Begrenzung durch die Pleura und die dorsale Schallverstärkung in der Sonographie gut zu erkennen [12, 13]. Große und mittlere Ergüsse können problemlos nachgewiesen werden, da Atelektasen, ein Zwerchfellhochstand, Tumoren oder Pleuraschwarten im Gegensatz zum Röntgenbild keine Abgrenzungsschwierigkeiten bereiten [3, 11, 12, 13, 14]. Kleine Ergüsse im Randwinkel oder streifig parallel zur Pleura sind in der Abgrenzung zur echoarmen Pleuraverdickung nicht immer eindeutig. Folgende Zeichen können eine Differenzierung erleichtern: Der Erguß ist echofrei, verändert seine Form bei der Atmung und zeigt eventuell Septen oder flottierende Echos. Zusätzlich kann durch die atemsynchrone Flüssigkeitsverschiebung im Erguß ein Farbdopplersignal abgeleitet werden. In einer Untersuchung konnten durch den Einsatz dieses „Color-Doppler-Sign“ zusätzlich zum B-Bild 10% falsch positive Ergebnisse korrigiert werden und die Spezifität des sonographischen Nachweises von kleinen Pleuraergüssen von 68% auf 100% angehoben werden [68].

Mit Ausnahme der interlobär eingeschlossenen Ergüsse ist der sonographische Ausschluß eines Pleuraergusses möglich.

Die radiologische Nachweisgrenze eines frei auslaufenden Pleuraergusses auf Standardröntgenaufnahmen im Stehen liegt im Mittel bei mindestens 150 ml [6]. Sonographisch sind am stehenden oder sitzenden Patienten bereits kleinste, frei auslaufende Ergüsse ab 5 ml basal laterodorsal im Winkel zwischen Rippen und Diaphragma sicher darstellbar [9].

Beim Nachweis von Pleuraergüssen schneidet die Sonographie (Sensitivität 100%, Spezifität 99,7%) deutlich besser ab als die Röntgenaufnahme des Thorax im Stehen (Sensitivität 71%, Spezifität 98,5%) [10]. Zur Diagnose speziell traumatischer Ergüsse ist die Sonographie mit einer Sensitivität von 97,5% und Spezifität von 99,7% ähnlich geeignet wie die Thoraxröntgenaufnahme im Liegen mit einer Sensitivität von 92,5% und Spezifität von 99,7%, die Sonographie führt aber schneller zur Diagnose [69].

Am liegenden Patienten sind durch leichtes seitliches Drehen des Patienten auch dorsale, kleine Ergüsse sicher nachweisbar. Die Untersuchung ist bettseitig durchführbar und zu Kontrollzwecken beliebig wiederholbar. Die Sonographie ist gegenüber der Röntgenthoraxaufnahme nicht nur das genauere, sondern auch das für Intensivpatienten besser verfügbare Verfahren [15]. Auf Röntgenaufnahmen im Liegen

gelingt es nur bei etwa der Hälfte der Patienten, Ergüsse nachzuweisen [7, 8]. Selbst große, insbesondere beidseitige, dorsal auslaufende Ergüsse werden nicht erkannt (Tabelle 3).

Tabelle 3: Nachweis von Pleuraergüssen im Thoraxröntgen beim liegenden Patienten. 110 Einzeluntersuchungen an 50 Patienten. Sonographisch in allen Fällen Erguß korrekt nachgewiesen [8]

Pleuraerguß	Rechts	Links	Beidseitig
Nachweis korrekt	Sensitivität 47% Spezifität 71%	Sensitivität 55% Spezifität 93%	Sensitivität 38%
Volumen korrekt	57%	24%	
Volumen <200 ml	Sensitivität 23%	Sensitivität 30%	
Volumen >500 ml	Sensitivität 83%	Sensitivität 73%	
Atelektasen zusätzlich	Sensitivität 7%	Sensitivität 13,5%	

Erguß- und Atelektasenanteile können radiologisch nicht auseinandergehalten werden. Dies kann zur Überschätzung des Ergußvolumens im Röntgenbild führen [8].

In dieser Arbeit erfolgte die sonographische Untersuchung am Patienten in Rückenlage bei 30° Oberkörperhochlagerung.

Eibenberger et al. untersuchten im Jahr 1994 51 Patienten mit Pleuraergüssen sonographisch in flacher Rückenlage bei maximaler Inspiration. Dabei wurde die maximale Dicke der Flüssigkeitssichel sonographisch gemessen. Die Messung erfolgte hierbei zwischen Pleura parietalis der Lunge und sichtbarer Lungenoberfläche. Anschließend wurde der Erguß punktiert und jeweils 200 ml der Flüssigkeit abgelassen, bis zum vollständigen Entfernen des Pleuraergusses. Zwischen den Punktionen erfolgten sonographische Messungen in gleicher Position. Es ergaben sich 331 sonographische Messungen, die mittels linearer Regressionsanalyse mit den durch Punktion ermittelten Volumina in Beziehung gesetzt wurden. Daraus ergab sich die Formel $y = 47,6x - 837$ (die in der vorliegenden Arbeit erstellte Formel lautet: $V = 13,330 \cdot ICR6$), mit y = geschätztes Ergußvolumen in ml und x = Dicke der Flüssigkeitssichel in mm. Das arithmetische Mittel der Standardabweichung lag hier

bei 224 ml [15]. In der vorliegenden Arbeit lag das arithmetische Mittel der Standardabweichung bei 204,85 ml.

Es folgt eine Gegenüberstellung der Tabellen für die klinische Abschätzung des Ergußvolumens von Eibenberger et al. und der vorliegenden Arbeit:

Tabelle 4: Gegenüberstellung der Tabellen für die klinische Abschätzung des Ergußvolumens von Eibenberger et al. [15] und der vorliegenden Arbeit

Dicke der Flüssigkeitssichel in der Sonographie (mm)	Geschätztes Volumen des Pleuraergusses (ml) ± Standardabweichung (ml), Ø ± σ	
	Eibenberger et al.	eigene Ergebnisse
5	80 ± 35	70 ± 20
10	170 ± 55	130 ± 40
15	260 ± 100	200 ± 60
20	380 ± 130	270 ± 90
30	550 ± 200	400 ± 130
40	1000 ± 330	530 ± 170
50	1400 ± 380	670 ± 220
60 (>60 in Eibenberger et al.)	1640 ± 590	800 ± 260
70		930 ± 300
80		1070 ± 350
90		1200 ± 390
100		1330 ± 430

Für die Volumina ergeben sich bei Eibenberger et al. bedingt durch die andere Meßmethode andere Werte als in dieser Studie.

Es folgt eine Gegenüberstellung nach Ergußvolumina:

Tabelle 5: Gegenüberstellung der Tabellen für die klinische Abschätzung des Ergußvolumens von Eibenberger et al. [15] und der vorliegenden Arbeit

Geschätztes Volumen des Pleuraergusses (ml)	Standardabweichung (ml), σ	
	Eibenberger et al.	eigene Ergebnisse
80	35	25,88
170	55	55
260	100	84
380	130	122
550	200	177,96
1000	330	323,56
1400	380	452,98
1640	590	530,63

Die Werte für diese Gegenüberstellung wurden für Eibenberger et al. aus der Tabelle entnommen und für die vorliegende Arbeit mit Hilfe der Formel errechnet.

Die Standardabweichungen für die jeweiligen Volumina in dieser Studie streuen mit geringem Abstand um die Standardabweichungen von Eibenberger et al. [15]

Lorenz et al. [70] entwickelten 1988 eine Formel zur Abschätzung des Volumens von Pleuraergüssen. Diese verifizierten sie an 17 Patienten. Die Untersuchung wurde hier am sitzenden Patienten durchgeführt. Im Intercostalraum der vom Erguß betroffenen Seite wurden oberhalb der Zwerchfellkuppel 6 vertikale Applikatorpositionen gewählt: in der Paravertebrallinie, zwischen Paravertebrallinie und hinterer Axillarlinie, in der hinteren, der vorderen und der mittleren Axillarlinie sowie in der Medioclavicularlinie. Der Applikator wurde so positioniert, daß eine möglichst komplette Darstellung der vertikalen Ausdehnung in jeder Schnittebene gelang und der Ergußumfang markiert und umfahren werden konnte. Durch einen im Gerät integrierten Rechner konnte so die

Ergußfläche in der vertikalen Ebene bestimmt werden. Aus allen vertikalen Ergußflächen wurde das arithmetische Mittel gebildet. Anschließend wurde mit einem Maßband der sich auf die Thoraxwand projizierende horizontale Ergußumfang nach sonographischer Festlegung der Endpunkte gemessen. Aus diesen Werten ergab sich eine Formel zur Berechnung des Ergußvolumens. Das wahre Ergußvolumen zur Verifizierung des berechneten Wertes ergab sich aus der Abpunktion des Pleuraergusses [70]. Hier sind aufgrund der Methode der Volumetrie die Standardabweichungen dieser Volumenabschätzungen mit den Messungen aus der vorliegenden Arbeit nicht vergleichbar.

Börner et al. [5] untersuchten 1987 48 Patienten mit Pleuraergüssen sonographisch bei flacher Rückenlage in Expirationslage. Ziel der Studie war es, die Wertigkeit der Thoraxbettaufnahmen hinsichtlich der Erkennbarkeit und der Quantifizierung von Pleuraergüssen zu überprüfen. Als Referenzmethode wurde die Sonographie eingesetzt. Als Meßparameter wurden die Ergußdicke und die Ergußfläche im Körperquerschnitt bestimmt. Daraus wurde ein Ergußvolumen errechnet, welches mit dem Ergußvolumen nach Abpunktion des Pleuraergusses verglichen wurde [5]. Auch hier sind aufgrund der Methode der Volumetrie die Standardabweichungen dieser Volumenabschätzungen mit den Messungen der vorliegenden Arbeit nicht vergleichbar.

Schmidt et al. [4] untersuchten im Jahr 2000 21 Patienten mit Pleuraergüssen in 30° Oberkörperhochlagerung. Ziel der Studie war es hier, neben den Thoraxröntgenaufnahmen im Bett die Bedeutung der Thoraxsonographie im Hinblick auf die Indikationsstellung zur Thoraxdrainage zu evaluieren. Die Pleuraergußmenge wurde definiert als die Summe der Breite des basalen Flüssigkeitssaumes zwischen Zwerchfell und Lungenunterrand und der maximalen kraniokaudalen Ergußhöhe multipliziert mit dem Faktor 70. Die wahre Ergußmenge wurde mittels Ergußdrainage ermittelt. Ein Resterguß nach Drainage wurde sonographisch ausgeschlossen [4]. Die Standardabweichungen sind aufgrund der Methode der Volumetrie mit den Messungen der vorliegenden Arbeit nicht vergleichbar.

4.1.3 Volumetrie der Pleuraergüsse mittels CT

In experimentellen Arbeiten über die Grundlagen der Volumetrie wurde über eine gute Korrelation zwischen CT-Volumetrie und realem Volumen berichtet [71, 72, 73, 74, 75, 76, 77]. Heymsfield et al. wiesen eine enge Korrelation zwischen aktuellen Organvolumina (+/-5%) und im CT gemessenen Volumina von Leichenorganen und wassergefüllten Ballons nach [72]. Moss et al. führten in-vivo Volumenmessungen anhand von CT-Aufnahmen von Hundeorganen durch. Hier erfolgte die Verifizierung des Volumens anhand der Wasserverdrängung der nach erfolgter CT-Aufnahme entnommenen Organe. Auch hier korrelierten die Volumina mit +/-5% [71]. Brenner et al. wiesen eine Übereinstimmung von +/-10% bei der CT-volumetrischen Abschätzung von unbelebten Objekten, Leichenorganen und wassergefüllten Ballons nach [75].

Mergo et al. nutzten bereits die CT-Volumetrie von Pleuraergüssen als „wahres Volumen“ in einer Studie zur Abschätzung des Volumens von Pleuraergüssen anhand der Formel $d^2=x \cdot l$ (d= größte Tiefe des Pleuraergusses auf einer einzelnen CT-Schichtaufnahme, l= längste Ausdehnung des Pleuraergusses) [78].

Um in dieser Studie das Volumen eines Pleuraergusses anhand von CT-Aufnahmen zu ermitteln, wurde zunächst für die gesamte CT-Aufnahme ein oberer und unterer Schwellenwert definiert. Die Software der verwendeten „Workstation“ (Easyvision®, Philips Medical Systems, Zürich, Schweiz) verwendet dann für die Volumenberechnung nur die Anteile der eingezeichneten Region, die innerhalb des festgelegten Dichtebereiches liegen. Bei Strukturen wie Knochen (um 500 HE) und Luft in den Bronchien (um -600 HE) ist es möglich, allein anhand dieser Schwellenwerteneinstellung das Volumen der Struktur zu berechnen und eine dreidimensionale Darstellung derselben anzufertigen, da sich ihre Dichtewerte sehr stark von der Dichte umgebenden weichen Gewebes (um 50 HE) unterscheiden.

Bei Pleuraergüssen (Wasser um 0 HE) stellt sich eine Volumenberechnung aufgrund der dem umgebenden Gewebe (um 50 HE) sehr ähnlichen Dichte etwas schwieriger dar. Die Schwellenwertbestimmung mit Hilfe der „Software“ diente in diesem Fall dazu, Strukturen wie Luft und Knochen von dem zu berechnenden Volumen auszunehmen.

Hierbei ist zu bedenken, daß die Einstellung des Dichteschwellenwertes einen Einfluß auf die Bestimmung des Volumens des Pleuraergusses hat. Bei der Volumetrie der Leber im CT hat die Einstellung des Dichteschwellenwertes einen nicht unerheblichen Einfluß auf die Volumenberechnung, da sich die Demarkierung von intrahepatischen Gefäßen, die zur Berechnung aus dem Volumen ausgeschlossen werden müssen, bereits bei kleinen Änderungen der Schwellenwerte verändert [79].

Da in der vorliegenden Arbeit lediglich Luft und Knochen mit Hilfe der Einstellung des Dichteschwellenwertes vom zu berechnenden Ergußvolumen abgegrenzt wurde, nicht aber weiches Gewebe, schätzen wir den Einfluß auf die Volumenbestimmung als vernachlässigbar gering ein. Die Grenze zum weichen Gewebe wurde per Hand durch Umfahren des zu berechnenden Areals in jeder einzelnen Schicht gezogen.

Der Schwellenwert wurde in jeder CT-Aufnahme individuell so gewählt, daß sich Knochen und Luft deutlich aus dem zu berechnenden Volumen abgrenzten. Die Schwellenwerte lagen hierbei zwischen +100 und -100 HE.

Es wurde in dieser Studie also ein semiautomatisches Volumetrieverfahren mit Schwellenwertbestimmung und Konturbegrenzung genutzt, welches genauere Ergebnisse liefert als eine rein manuelle Einzeichnung in den einzelnen Schichten [80].

Anhand der Schichtdicke und der Summe der markierten Flächen berechnete das Programm das Gesamtvolumen des Pleuraergusses.

4.1.4 Statistik

Um zu erkennen, welcher Intercostalraum am besten für unsere Art der Messung geeignet ist, zogen wir die R^2 - und r -Werte für die Regressionsgeraden, das Konfidenzintervall für den Faktor x in der Gleichung und den ICC mit seinem p -Wert und seinem Konfidenzintervall heran.

Beim Vergleich dieser statistischen Aussagegrößen fanden sich für ICR6 mit $R^2=0,589$ und $r=0,767$ die gegenüber den anderen Intercostalräumen am nächsten an 1 gelegenen Werte. Das Konfidenzintervall für den Faktor $x=13,330$ in der Gleichung **$V=13,330 * ICR6+27,134$** liegt bei 95%KI [9,017 - 17,643]. Für den Faktor $x=13,330$ existiert also lediglich eine Abweichung von 4,313 nach oben und unten. Dieses Konfidenzintervall ist das engste innerhalb unserer Messungen.

Für den ICC ergibt sich mit $ICC=0,7487$, $p<0,0001$, 95%KI [0,5393- 0,8714].

Für ICR6 liegt also der ICC am nächsten an 1 und weist das engste Konfidenzintervall auf. Dieser ICC ist mit $p<0,00001$ signifikant.

Weiterhin ist zu bemerken, daß in keinem Diagramm die Regressionsgerade durch den Nullpunkt geht, im Diagramm von ICR6 er aber der 0 am nächsten kommt. Diese Tatsache bestätigt die Wahl des ICR6 für die ermittelte Volumenberechnungsformel, da bei einem Volumen von 0 ml auch eine Dicke der Flüssigkeitssäule von 0 mm zu erwarten ist.

Aufgrund dieser Überlegungen wurden die mittels der Formel:

$$\mathbf{V = 13,330 * ICR6 + 27,134}$$

errechneten Volumina den in der CT ermittelten Volumina in einem weiteren Regressionsdiagramm gegenübergestellt:

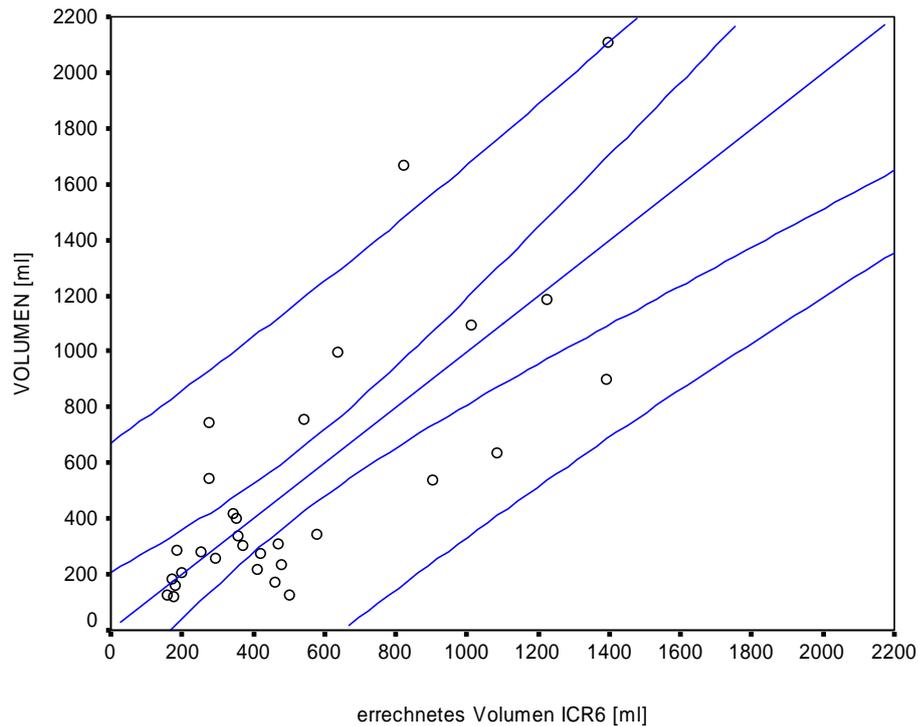


Abbildung 13: gemessenes Volumen (in der CT) gegen errechnetes Volumen aus ICR6 (im US)

In dieser Abbildung sind zur Veranschaulichung die in der CT ermittelten Volumina gegen die aus der Formel $V = 13,330 \cdot \text{ICR6} + 27,134$ errechneten Volumina aufgetragen. Das Diagramm und der ermittelte ICC von 0,7487 mit $p < 0,00001$ ergaben eine signifikante Korrelation zwischen errechnetem Volumen und in der CT ermitteltem Volumen.

Man erkennt anhand des Diagramms, daß nicht alle Werte innerhalb der Konfidenzbänder liegen. Da aber die Anzahl der Werte unterhalb des Konfidenzintervalls etwa genauso groß ist wie die Anzahl der Werte oberhalb des Konfidenzintervalls, kann davon ausgegangen werden, daß die Methode zu genauso vielen Über- wie Unterschätzungen führt.

Es ist also möglich, anhand dieser Methode das Volumen von Pleuraergüssen abzuschätzen.

Es wurde in der vorliegenden Arbeit eine möglichst einfache und praktikable Methode zur Abschätzung des Volumens von Pleuraergüssen am Krankenbett gesucht. Es würde das Errechnen des Volumens vereinfachen, lediglich die Dicke der

Flüssigkeitssäule in der Sonographie mit dem Faktor zu multiplizieren, eine Einbeziehung des absoluten Gliedes verkompliziert die Rechnung.

Im folgenden wird betrachtet, ob sich die Gleichung auch ohne Einbeziehung des absoluten Gliedes zur Volumenabschätzung eignet.

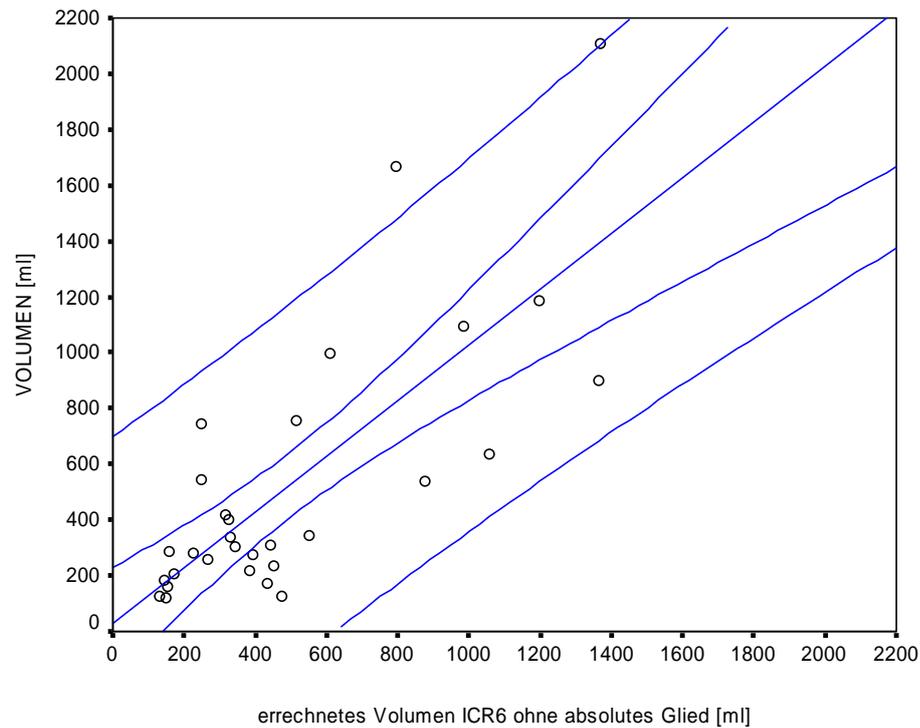


Abbildung 14: gemessenes Volumen (in der CT) gegen errechnetes Volumen aus ICR6 (im US) ohne absolutes Glied

In diesem Diagramm wurden die in der CT ermittelten Volumina den mit der Formel

$$V = 13,330 * ICR6$$

errechneten Volumina gegenübergestellt. Hierfür ergab sich ICC=0,7469 mit $p < 0,00001$ und 95%KI [0,5364 – 0,8705]. Der ICC für das mit absolutem Glied errechnete Volumen lag mit 0,7487 etwas näher an 1, sein Konfidenzintervall war mit 95%KI [0,5393 – 0,8714] etwas enger und ebenfalls etwas näher an 1.

Die Benutzung der vollständigen Formel wäre somit methodologisch korrekter und statistisch genauer. Jedoch ist zu beachten, daß

- sich für das absolute Glied 27,134 (Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der y-Achse) ein $p=0,784$ ergibt, welches deutlich oberhalb von 0,05 liegt und somit keine Signifikanz aufweist.
- Volumina mit Hilfe der Formel berechnet werden, die sich um bis zu drei Zehnerpotenzen von der Größenordnung des absoluten Gliedes unterscheiden und damit das absolute Glied als Summand in der Gleichung mathematisch an Bedeutung verliert.

Obwohl der ICC für die Formel mit absoluten Glied etwas höher liegt, wurde dies aufgrund seiner fehlenden Signifikanz und seinem kleinen Wert in Bezug auf die Werte der Volumina zugunsten einer einfacheren Formel vernachlässigt.

Unsere Formel zur Abschätzung des Volumens von Pleuraergüssen lautet also:

$$V = 13,330 * ICR6$$

Hierbei ist V das Volumen in ml, ICR6 die Dicke der Flüssigkeitssäule in mm und 13,330 der Faktor ohne Dimension.

In nachfolgender Tabelle werden die errechneten Volumina verschiedenen sonographischen Meßwerten gegenübergestellt:

Tabelle 6: Abschätzung des Volumens anhand der sonographisch gemessenen Dicke der Flüssigkeitssichel

Dicke der Flüssigkeitssichel in der Sonographie (mm)	Geschätztes Volumen des Pleuraergusses (ml)	Standardabweichung (ml)
5	66,65	21,57
10	133,30	43,13
15	199,95	64,50
20	266,60	86,26
30	399,90	129,39
40	533,20	172,52
50	666,50	215,65
60	799,80	258,78
70	933,10	301,91
80	1066,40	345,04
90	1199,70	388,17
100	1333,00	431,30

Die Standardabweichung gibt an, um wie viele ml das errechnete Volumen nach oben und unten abweichen kann. So kann zum Beispiel bei einer sonographisch gemessenen Dicke der Flüssigkeitssäule von 20 mm das Volumen des Ergusses zwischen 180,20 ml und 352,86 ml liegen.

Man erkennt, daß die Standardabweichung für den Volumenwert mit steigender Ergußmenge zunimmt.

4.1.5 Erstellte Formel zur Berechnung des Volumens von Pleuraergüssen mittels Sonographie

Bei der ermittelten Formel handelt es sich um eine dimensionslose Gleichung, die eine Regressionsgerade beschreibt. Sie bietet die Möglichkeit, das Volumen eines Pleuraergusses aus der sonographisch gemessenen Strecke abzuschätzen.

Der Einfachheit und klinischen Anwendbarkeit halber wurde eine Tabelle mit gerundeten Werten erstellt, mittels derer sich das Abschätzen des Volumens von Pleuraergüssen in Kenntnis der Standardabweichung komfortabler gestaltet.

Die obige Tabelle wirkt für eine schnelle Orientierung etwas unübersichtlich; zur leichteren Handhabung in der Klinik dienen Orientierungswerte in nachfolgender Tabelle:

Tabelle 7: Abschätzung des Volumens anhand der sonographisch gemessenen Dicke der Flüssigkeitssichel

Dicke der Flüssigkeitssichel in der Sonographie (mm)	Geschätztes Volumen des Pleuraergusses (ml)	Standardabweichung (ml)
5	70	20
10	130	40
15	200	60
20	270	90
30	400	130
40	530	170
50	670	220
60	800	260
70	930	300
80	1070	350
90	1200	390
100	1330	430

Diese Tabelle mit gerundeten Werten soll als alltagstaugliche Variante der vorangegangenen Tabelle dienen. Zum genaueren Abschätzen des Volumens kann die ermittelte Formel herangezogen werden.

4.2 Kritische Analyse der Untersuchungstechnik

4.2.1 Sonographische Messung

Die Sonographie wurde am Patienten in Rückenlage in 30° Oberkörperhochlagerung durchgeführt. Diese Lagerung begründet sich anhand der meist schweren Grunderkrankung der Patienten wie Malignom, Sepsis, Herzerkrankungen, Multiorganversagen. Die Ultraschalluntersuchung im Sitzen, die in einer Originalarbeit von Börner et al. 1988 zur experimentellen Ermittlung des Volumens von Pleuraergüssen herangezogen wurde, erwies sich als nicht bei jedem Patienten durchführbar, da die Patienten mit schweren Grunderkrankungen meist nicht in der Lage waren, sich aufzusetzen [16].

Eine Untersuchung in flacher Rückenlage wie in der Arbeit von Eibenberger et al. 1994 gestaltet sich bei diesem Patientenkollektiv ebenfalls schwierig, da Patienten mit Pleuraergüssen oft unter Orthopnoe leiden und es ihnen somit schwer fällt, sich flach auf den Rücken zu legen [15].

Die Untersuchung wurde also in einer Lage durchgeführt, die Patienten mit Pleuraergüssen aufgrund ihrer Beschwerden normalerweise einnehmen.

Am so gelagerten Patienten wurde zunächst der 9. Intercostalraum aufgesucht. Dies erfolgte aufgrund der getasteten und sonographischen Orientierung an den Rippen. Der Intercostalraum wurde in der hinteren Axillarlinie mit einem 3,5-MHz-Schallkopf mit einem Ultraschallgerät des Typs EUB 405 (Hitachi Medical Systems, Tokio, Japan) untersucht. Der Intercostalraum wurde als akustisches Fenster genutzt: Hierbei wurde der Schallkopf genau zwischen zwei benachbarten Rippen positioniert, dann gekippt, bis man den Erguß gut abgrenzen konnte. Bei diesem Vorgehen ist es wichtig, daß der Schallkopf nicht maximal gekippt wird, da das zum Überschätzen des Ergußvolumens und damit zu Meßfehlern führen kann [15].

Daraufhin wurden die darüberliegenden Intercostalräume 8, 7, 6, 5 und 4 auf die gleiche Weise untersucht. Gemessen wurde hierbei die Dicke der Flüssigkeitssichel in Millimetern zwischen Pleura viszeralis und Pleura parietalis der Lunge. Hierbei wurde nicht der Abstand zwischen Pleura parietalis und sichtbarer Lungenoberfläche wie in der Studie von Eibenberger et al. als zu messende Strecke gewählt, sondern der jeweils tiefste Punkt. Die Messung erfolgte auf diese Weise, weil der Abstand zwischen Pleura

parietalis und sichtbarer Lungenoberfläche in der Sonographie von Pleuraergüssen in der Ausdehnung sehr variabel ist. Um Meßfehler dieser Art zu verhindern, wurde in der vorliegenden Arbeit stets der tiefste Punkt gewählt.

Bei tiefer Inspiration werden insbesondere kleine Pleuraergüsse lateral von belüfteter Lunge überlagert, so daß durch Artefakte eine sichere Bestimmung der Ergußfläche und Dicke im Körperquerschnitt nicht mehr möglich ist [5]. Die sonographische Messung wurde daher in Expirationslage durchgeführt. Die sonographische Messung erfolgte nicht in tiefer Expiration, sondern die Patienten wurden aufgefordert, während der Untersuchung ruhig und normal zu atmen, mit dem Ziel, eine Vergleichbarkeit zwischen spontan atmenden und maschinell beatmeten Patienten zu erreichen. Hierbei kann es zu Ungenauigkeiten aufgrund unterschiedlicher Beatmungsintensitäten, wie z.B. positivem endexpiratorischen Druck (PEEP), gekommen sein.

Da in der individuellen Spontanatmung auch große Unterschiede bestehen, ein PEEP zum Beispiel vergleichbar ist mit einem Volumen pulmonum auctum beim Patienten mit Asthma bronchiale; erschien diese mögliche Abweichung vertretbar.

Diese gewählte Methode erschien die günstigste, um Vergleichbarkeit der Werte zu erreichen.

4.2.2 Volumetrie der Pleuraergüsse mittels CT:

In dieser Studie wurde zur Ermittlung des Volumens der Pleuraergüsse die CT-Volumetrie gewählt. Wir stützen uns hierbei auf Studien, die eine gute Übereinstimmung zwischen Organvolumina und in der CT ermittelten Volumina zeigen [71, 72, 73, 74, 75]. Zu diskutieren ist hierbei, ob die Volumenermittlung in der CT genauere Ergebnisse liefert als die Punktion des Ergusses zur Volumenbestimmung:

Bei der Punktion eines Pleuraergusses kann ein Resterguß im Pleuraspalt verbleiben, was zur Unterschätzung des Volumens führen würde. Ein Resterguß ließe sich allerdings bis zu einem Volumen von 5 ml sonographisch ausschließen.

Mit Hilfe der CT-Volumetrie läßt sich das gesamte Volumen des Pleuraergusses erfassen. Hier ergeben sich allerdings Fehlerquellen wie zum Beispiel die Atemverschieblichkeit der Thoraxorgane. Da es sich bei allen verwendeten CT-Aufnahmen um Spiral-CT-Aufnahmen handelt, bei denen die Patienten aufgefordert

werden, für 20 bis 40 Sekunden die Luft anzuhalten, kann von einem vernachlässigbar geringen Fehler durch Atemverschieblichkeit des zu messenden Volumens ausgegangen werden [79]. Weiterhin können durch das Umfahren der Pleuraergüsse per Mauszeiger in den einzelnen Schichten Fehler entstehen [79]. Durch das vorherige Definieren eines Dichteschwellenwertes mit Ausschluß von Luft und Knochen mußte die Abgrenzung lediglich zu weichem Gewebe wie Intercostalmuskulatur und dem Erguß benachbarten Atelektasen erfolgen. Die Intercostalmuskulatur ließ sich durch die anatomische Lage abgrenzen, Atelektasen wurden aufgrund ihres Dichtewertes in der CT durch Einzelmessungen identifiziert und aus dem Volumen ausgeschlossen. Die Abgrenzung zu Zwerchfell und Leber in abdominellen Schichten der CT–Aufnahmen erfolgte ebenfalls anhand der anatomischen Lage und des Dichtewertes.

Das Abpunktieren von Pleuraergüssen zur Volumenermittlung erfordert ein invasives Vorgehen, welches mit Risiken für den Patienten wie Blutung, Infektion oder Pneumothorax behaftet ist. In dieser Studie wurden auch Pleuraergüsse mit kleinen, klinisch nicht punktionbedürftigen Volumina unter 250 ml erfaßt. Da nur Ergüsse erfaßt wurden, die vollständig auf einer vorher aus klinischen Gründen erfolgten Thorax-CT abgebildet waren, wurde die Möglichkeit der CT-Volumetrie zur Volumenermittlung genutzt. Hier ergibt sich das Risiko für den Patienten vor allem aus der Strahlenexposition, allerdings wurde die CT-Aufnahme wie oben beschrieben nicht zur Ermittlung des Pleuraergußvolumens, sondern aus klinisch-diagnostischen Gründen angefertigt.

4.2.3 Einfluß von Meßmethoden-unabhängigen Störfaktoren auf die Meßergebnisse:

Die Gabe von Diuretika zwischen der CT–Untersuchung und der Sonographie kann zur Verminderung des Volumens der Pleuraergüsse führen. Weiterhin kann auch ohne äußere Einflüsse das Volumen eines Pleuraergusses nach einiger Zeit durch Resorption abnehmen oder aber durch andauernde Transsudation zunehmen. Daher wurde die sonographische Untersuchung in möglichst geringem zeitlichem Abstand zur CT durchgeführt. Als Ausschlußkriterium wurde ein Abstand zwischen den Untersuchungen von mehr als 12 Stunden definiert. In der vorliegenden Arbeit betrug

der größte zeitliche Abstand zwischen CT und Sonographie 11 Stunden und 30 Minuten, dies war allerdings lediglich bei 2 Patienten der Fall.

Im folgenden Diagramm wird gezeigt, welcher zeitliche Abstand jeweils zwischen CT und Ultraschall bestand (Einteilung der Zeitabstände: 0 bis 1 Stunde, 1 bis 2 Stunden u.s.w.).

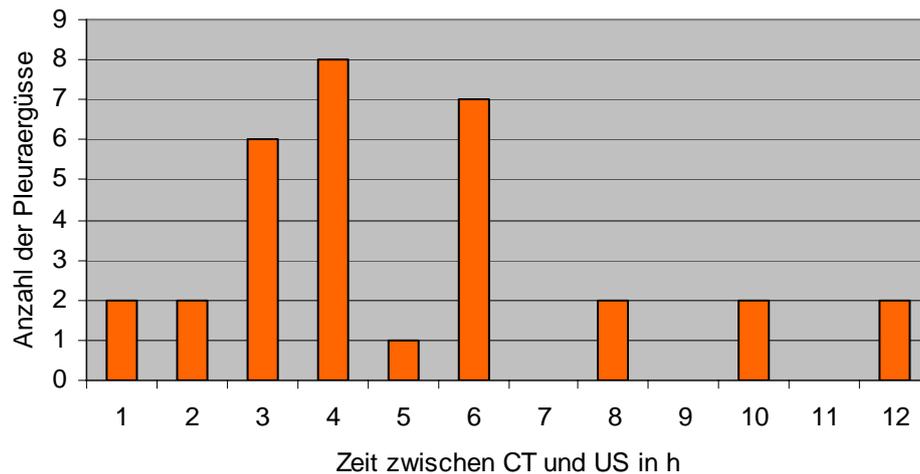


Abbildung 15: Balkendiagramm: Zeit zwischen CT und Ultraschall

Insgesamt erhielten 5 Patienten eine diuretische Therapie in geringer Dosierung, bei diesen erfolgte die Sonographie im Zeitabstand von 11,5 Stunden zum CT in einem Fall, zwischen 3 und 6 Stunden in den anderen Fällen.

Im klinischen Alltag wird bei Ergußvolumina von mehr als 250 ml zur symptomatischen Therapie die Punktion oder Drainage eingesetzt. Bei kleinen Restvolumina nach Punktion wird die diuretische Therapie eingesetzt. In diesem Fall erfordert es in der Regel mehrere Tage der Therapie, bis der Resterguß sonographisch nicht mehr nachweisbar ist.

Wegen des verhältnismäßig kurzen Zeitabstandes zwischen CT und sonographischer Untersuchung in unserer Studie schätzen wir den Einfluß dieser diuretischen Medikation auf das Ergußvolumen als vernachlässigbar gering ein.

Es folgt eine tabellarische Gegenüberstellung der gemessenen und errechneten Volumina der Patienten mit diuretischer Therapie:

Tabelle 8: Gegenüberstellung der gemessenen und errechneten Volumina der Patienten mit diuretischer Therapie

Patient	Volumen errechnet (ml)	Volumen in der CT gemessen (ml)	Zeitabstand der Messungen
1	1367,65	2106,5	11h 30 min
2	131,97	125,2	3h 22 min
3	150,63	121,4	5h 35 min
	170,62	204,0	5h 35 min
4	514,54	756,9	3h 26 min
5	607,85	997,7	4h
	798,47	1669,7	4h

Bei 3 von 5 in die Studie eingeschlossenen Patienten mit Diuretika-Therapie weicht das aus der erstellten Formel errechnete Volumen nicht wesentlich von dem in der CT ermittelten Volumen ab. Bei Patient 1 und Patient 5 in der Tabelle finden sich größere Unterschiede in den Volumina. Hierbei ist nicht zu ermitteln, ob die Abweichungen des errechneten vom gemessenen Volumen in der diuretischen Therapie und im Zeitabstand zwischen den Untersuchungen begründet sind, oder im jeweils großen Volumen der Pleuraergüsse, mit dem auch die Standardabweichung in dieser und in anderen Studien zunimmt [4, 5, 15, 70].

Patienten, die zwischen beiden Untersuchungen eine Dialysetherapie erhielten oder deren Pleuraerguß abpunktiert wurde, wurden aus der Studie ausgeschlossen.

Abgekapselte Ergüsse, die bei Änderung der Lagerung des Patienten nicht frei ausfließend sind, würden in der sonographischer Messung mit dieser Methode widersprüchliche Ergebnisse liefern. Daher untersuchte die Studie lediglich frei ausfließende, nicht abgekapselte Ergüsse.

4.3 Beurteilung der Repräsentativität und Übertragbarkeit der Ergebnisse

Es wurden in dieser Studie 22 Patienten mit insgesamt 31 Pleuraergüssen untersucht. Die kleine Fallzahl erklärt sich aus dem Studienkonzept, in dem zu den Einschlusskriterien unter anderem eine vorhandene vollständige Thorax-CT-Aufnahme, auf der der gesamte Erguß sichtbar sein mußte, gehörte. Diese Thorax-CT wurde nicht zur Erhebung der Daten angefertigt, sondern erfolgte aus klinisch diagnostischen Gründen. Die Patienten wurden anhand des Vorhandenseins dieser CT rekrutiert.

Die CT-Aufnahmen des Thorax wurden zur Suche nach pulmonalen, pleuralen sowie mediastinalen raumfordernden Prozessen (z.B. der Suche nach Metastasen eines Primärtumors), zur Diagnostik von Bronchiektasen oder zum Ausschluß einer Lungenembolie angefertigt.

In einigen Fällen war auf Thorax-CT-Aufnahmen, die Pleuraergüsse zeigten, die Lungenbasis nicht mit abgebildet. Diese Aufnahmen ließen sich für diese Studie nicht verwerten, da die Pleuraergüsse anhand der CT-Bilder ausgemessen wurden.

Zu den Ausschlusskriterien dieser Studie gehörte ein Zeitabstand von mehr als 12 Stunden zwischen CT und Sonographie. Ein weiteres Ausschlusskriterium war die Punktion oder Drainage des Ergusses zwischen CT und Sonographie, die oft direkt nach der Rückkehr der Patienten aus der CT auf die Station erfolgte. So gelang es innerhalb eines Studienzeitraums von 19 Monaten lediglich, 22 Patienten mit insgesamt 31 Pleuraergüssen in die Studie einzuschließen. Eine größere Fallzahl ließe sich mit eigens für die Volumetrie von Pleuraergüssen angefertigten CT-Aufnahmen erreichen. Dieses Vorgehen erschien uns aufgrund der Strahlenexposition jedoch für die Patienten nicht vertretbar.

Wie schon erwähnt, kann aufgrund der Einschlusskriterien der vorliegenden Arbeit nicht von einem klinisch repräsentativen Kollektiv ausgegangen werden. Die Ergebnisse sind möglicherweise nicht übertragbar auf Patienten mit leichten Grunderkrankungen. Diese Patienten werden meist ambulant behandelt und wurden somit im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht untersucht. Weiterhin beschränkt sich die Anwendung der Formel und der Tabelle auf frei ausfließende, nicht abgekapselte Pleuraergüsse.

4.4 Ausblicke und klinische Schlußfolgerungen aus den Ergebnissen

Ziel der Studie war es, eine möglichst einfache und klinisch praktikable Möglichkeit zur Abschätzung des Volumens von Pleuraergüssen mittels Sonographie zu finden.

Die Sonographie von Pleuraergüssen in Rückenlage mit 30° erhöhtem Oberkörper eignet sich zur Abschätzung des Pleuraergußvolumens. Diese Lagerung ist auch bei Patienten möglich, die weder in der Lage sind, sich aufrecht hinzusetzen noch flach auf dem Rücken zu liegen. Die Methode ist durch die weite Verbreitung von Sonographiegeräten in fast allen Kliniken durchführbar und durch die Mobilität der Sonographiegeräte auch bei bettlägerigen Patienten anwendbar [81, 82]. Durch die sonographische Untersuchung werden die Patienten keiner Strahlenexposition ausgesetzt [81]. Die Anwendung der Sonographie zur Volumenabschätzung ermöglicht neben der Indikationsstellung zur Pleuraergußpunktion gleichzeitig die Bestimmung der geeignetsten Stelle zur Punktion [4, 15, 83, 84]. Weiterhin ist die Methode kostengünstig [81].

Die Messung der Ausdehnung eines Pleuraergusses in einem einzigen Intercostalraum ermöglicht die Volumenabschätzung innerhalb kürzester Zeit. Die erstellte Tabelle mit gerundeten Werten bietet zudem die Möglichkeit, das Ergußvolumen ohne Rechenaufwand abzuschätzen.

Interessant wären weitere Studien an größeren Patientenkollektiven zur Differenzierung verschiedener Subpopulationen. Zum Beispiel könnte man die Berechnung von Pleuraergußvolumina bei spontan atmenden Patienten und bei maschinell beatmeten Patienten vergleichen. Wie oben erwähnt, wäre eine Miteinbeziehung von ambulanten Patienten mit tendenziell weniger schwerwiegenden Grunderkrankungen ebenfalls von großem Wert.