Aus der

Chirurgischen Klinik und Poliklinik - Innenstadt

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Mutschler

Kontrastmittelgestützte Notfall-Computertomographie unter Reanimationsbedingungen mit Geräten für die maschinell-automatisierte Herzdruckmassage

–

Eine Studie zur Bildqualität und zur technischen Machbarkeit

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät

der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Thomas Jaschkowitz

aus

München

2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Universität München

Berichterstatter:	PD Dr. med. K. G. Kanz
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. Christian Lackner
	PD Dr. med. Bernd Wintersperger
	Prof. Dr. med. Ulrich Fink
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Dr. hum. biol. S. Wirth
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	11.12.2008

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 5

1.1 Ätiologie und Prävalenz der unklaren Leblosigkeit 5

1.2 Cardio-pulmonale Reanimation 8

1.2.1 Manuelle Herzdruckmassage 10
1.2.2 Maschinell-automatisierte Herzdruckmassage 11

1.3 Notfall-Differentialdiagnostik unter Reanimationsbedingungen 12

1.3.1 Allgemein 12
1.3.2 Computertomographie unter manueller Herzdruckmassage 14
1.3.3 Computertomographie bei maschinell-automatisierter Herzdruckmassage, Überlegungen zum Einsatz von ma-HDM-Geräten 17

1.4 Fragestellung 19

2 Material und Methoden 20

2.1 Geräte für die maschinell-automatisierte Herzdruckmassage: 21

LUCAS® und AutoPulse® 21

2.2 Computertomographie mit maschinell-automatisierter Herzdruckmassage am Thoraxphantom 24

2.2.1 Verwendetes Phantom 24
2.2.2 Studienprotokoll 26
2.2.3 Scores und statistische Verfahren 27

3 Ergebnisse 32

3.1 Bildqualitätsanalyse am Thoraxphantom 32

3.1.1 Übersichtstopogramme von LUCAS® und AutoPulse® 32
3.1.2 Bildbeispiele der Computertomographie-Untersuchungen 33
3.1.3 Subjektive Bildqualität 37
3.1.4 Objektive Bildqualität 39

4 Diskussion 41

4.1 Maschinell-automatisierte Herzdruckmassage 42

4.1.1 Ergebnisse im Tierversuch 43
4.1.2 Ergebnisse am Menschen 45

4.2 Interpretation eigener Ergebnisse 50

4.3 Ausblick 52

5 Zusammenfassung 53

6 Abkürzungsverzeichnis 55

7 Literaturverzeichnis 57

8 Tabellen 61

9 Danksagung 66

10 Lebenslauf 68

1 Einleitung

1.1 *Ätiologie und Prävalenz der unklaren Leblosigkeit*

Jährlich sterben in Europa 700.000 Menschen am plötzlichen Herztod [37]. Die kardiovaskulären Todesursachen nehmen hierbei einen Anteil von über 60% ein [49]. Eine Auswertung von 21.175 Herzkreislaufstillständen bei Notfalleinsätzen in Schottland ergab sogar in 17.451 Fällen eine kardiovaskuläre Ätiologie. Dies entspricht einem Anteil von über 82%. Als weitere Ursachen waren in dieser Studie ohne Kategorisierung hinsichtlich des Patientenalters abzugrenzen: Erkrankungen der Lungen (901 Fälle bzw. 4%), ein vorausgegangenes Trauma (657 Fälle bzw. 3%), zerebrovaskuläre Erkrankungen (497 Fälle bzw. 2,%), Asphyxie (465 Fälle bzw. 2%) und Drogenintoxikationen (411 Fälle bzw. 2%). Weitere Gründe waren mit einem Anteil von jeweils deutlich unter 1%: Suizid, Tumorerkrankung im Endstadium, gastrointestinale Blutungen, Lungenembolien, Epilepsien, Diabetes mellitus, Stromunfälle und Nierenversagen [32]. Nach den Zahlen des Deutschen Statistischen Bundesamtes aus dem Jahr 2005 folgen der Gruppe der bösartigen Tumorerkrankungen (211.396 von 830.227 Todesfällen = 25%) als zweithäufigste Todesursache die ischämischen Herzkrankheiten mit 148.641 Verstorbenen (18%), wobei in 61.051 Fällen (7%) ein Herzinfarkt nachweisbar war [6].

Im Detail teilen sich die Ursachen der unklaren Leblosigkeit in zwei Hauptgruppen auf, wobei auch Kombinationen mehrerer Einflussfaktoren möglich sind. Bei ungünstiger Konstellation führen diese verschiedenen Ursachen zu Arrhythmien, welche über Kammerflimmern nach wenigen Minuten in eine Asystolie und damit einen Herz-Kreislauf-Stillstand münden können.

Zum einen können Faktoren vorliegen, welche akut auftreten und sekundär einen massiven Einfluss auf die kardiale Leistungsfähigkeit ausüben. Beispielsweise kann es durch Aspiration von Mageninhalt bei Bewusstlosigkeit oder durch aspirierte Fremdkörper zur Verlegung der Atemwege mit folgender Hypoxie kommen. Dem Herzkreislaufstillstand kann auch eine Hypovolämie zugrunde liegen, sowohl in relativer Form, wie z.B. bei einem anaphylaktischen Schockgeschehen, als auch in absoluter Form, beispielsweise bei polytraumatisierten Patienten im hämorrhagischen Schock. Im EKG kann die Hypovolämie ebenso wie der Spannungspneumothorax zum Bild einer pulslosen elektrischen Aktivität führen. Differentialdiagnostisch sollte auch die Möglichkeit einer Intoxikation durch Drogen, Medikamente oder inhalative Gase bedacht werden. Medikamente können insbesondere bei älteren Patienten mit Nierenfunktionsstörungen eine protrahierte Störung des Säure-Basen-Haushalts bewirken. Meistens ist hiermit eine Störung der Elektrolytkonzentrationen verbunden, wobei vor allem die Hyper- und Hypokaliämie sowie die Hypokalziämie von Bedeutung für die Herzfunktion sind [30].

Zum anderen sind dies Ursachen, welche direkt im Herz-Kreislauf-System liegen, sich über längere Zeit entwickeln und akute Folgen zeigen. Aufgrund der vor allem in Industrieländen weit verbreiteten arteriosklerotischen Gefäßwandveränderungen, hauptsächlich als Folge von arteriellem Hypertonus, Diabetes mellitus, Fettstoffwechselstörungen, Nikotinabusus oder genetischer Disposition, kommt ein akuter Herzinfarkt ebenso wie ein rupturiertes Aortenaneurysma oder eine Herzbeuteltamponade in Betracht. An einem rupturierten Aortenaneurysma sind im Jahr 2005 in Deutschland 3.641 Menschen (0,4%) verstorben [6]. Vor allem Langzeit-Immobilisierte Patienten ohne adäquate Thromboseprophylaxe haben ein erhöhtes Risiko in Folge einer Phlebothrombose eine fulminante Lungenembolie mit konsekutivem Rechtsherzversagen zu erleiden (7.981 Verstorbene = 1%) [6].

Begünstigend können zudem noch anatomische und funktionelle Gegebenheiten wie z.B. eine koronare Herzerkrankung, kongenitale Herzfehler, eine Myokarditis oder inflammatorische Prozesse wirken.

Die verschiedenen Einflussfaktoren lassen sich hinsichtlich einer optimierten Kausaltherapie nur in Kenntnis einer Anamnese und mit Hilfe von am Einsatzort allenfalls eingeschränkt verfügbaren Gerätschaften differenzieren. Zudem liegt die Anamnese, falls überhaupt, als Fremdanamnese durch Personen vor, die beim Eintreten der Leblosigkeit zufällig anwesend waren.

Für die Akutversorgung treten diese differentialdiagnostischen Überlegungen vorerst in den Hintergrund, da bei der Versorgung des Patienten die Zeit den entscheidenden Einfluss auf die Mortalität und die Langzeitmorbidität ausübt [9]. Eine plötzlich aufgetretene Leblosigkeit ist in der Regel mit einer derart massiven, akuten Einschränkung der realen Auswurfleistung des Herzens verbunden, die faktisch einem Herzstillstand entspricht und von daher ohne geeignete, sofortige Wiederbelebungsmaßnahmen nicht mit dem Leben vereinbar ist. Daher muss trotz der meistens nicht sofort zu klärenden Ursache sofort durch Laienhelfer oder durch eintreffende Rettungskräfte mit einer Reanimation begonnen werden. Jedoch überleben nur 0,15 bis maximal 12,6% der betroffenen Patienten einen solchen Zustand [18].

1.2 Cardio-pulmonale Reanimation

Die Cardio-Pulmonale-Reanimation (CPR) beinhaltet die Terminierung von Herzrhythmusstörungen, insbesondere Kammerflimmern, mittels Defibrillation, die Wiederherstellung des Kreislaufes mittels Herzdruckmassage (HDM), die Wiederherstellung der Atmung mittels Beatmung und schließt fakultativ die Gabe von unterstützenden Medikamenten ein. Hierbei orientiert sich die CPR in Bezug auf Ablauf und Therapiemöglichkeiten im Wesentlichen an den Empfehlungen der Richtlinien, die im Jahr 2005 in Folge des „International concensus on ECC and CPR science with treatment recommendations (CoSTR) congress“ des European Resuscitation Council (ERC), der American Heart Association (AHA) sowie des International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR) veröffentlicht wurden [1, 11, 29].

Für Laienhelfer wird dabei im Rahmen des Basic Life Support® (BLS®) nach Überprüfung des Bewusstseins empfohlen, „um Hilfe“ zu rufen. Anschließend soll die Atmung überprüft werden, nachdem der Mund geöffnet und der Mundraum kontrolliert wurde. Bei Atemstillstand wird die Alarmierung des Rettungsdienstes empfohlen („Phone first“) bevor die CPR im Verhältnis von 30 Thorax-Kompressionen und 2 Beatmungen begonnen wird. Für den Umstand, dass der Laienhelfer auch aus Eigenschutz vor Infektionskrankheiten keine Mund-zu-Mund Beatmung durchführen möchte, gilt der Grundsatz, dass alleinige Thoraxkompressionen besser sind als gar keine Maßnahme. Soweit vorhanden, soll ein automatischer externer Defibrillator (AED) zeitnah zum Einsatz gebracht werden [17].

Medizinisches Fachpersonal soll nach dem „Advanced Cardiac Life Support®“ (ACLS®) handeln. Im Mittelpunkt der Empfehlungen steht dabei vor allem die Thoraxkompression, welche möglichst wenig unterbrochen werden sollte. Dies schließt zum BLS® entsprechend

der ABC-Regel (Airway - Breathing - Circulation) die Sicherung des Atemweges und die Beatmung mittels eines Beatmungsbeutels und Sauerstoff ein. Weiter soll nach 5 Zyklen CPR im Verhältnis 30:2 gegebenenfalls die einmalige Defibrillation mit monophasisch 360 Joule bzw. biphasisch 150 bis 360 Joule erfolgen. Defibrillationswürdige Herzrhythmusstörungen sind gemäß den Leitlinien Kammerflimmern (VF) und die pulslose ventrikuläre Tachykardie (pVT). Ohne Nutzen ist dagegen die Defibrillation bei pulsloser elektrischer Aktivität (PEA) und Asystolie. Die Rate der Patienten, bei denen beim Eintreffen der Hilfskräfte noch eine defibrillationswürdige elektrische Herzaktivität vorliegt, erhöht sich signifikant, wenn der Einsatz von AED's bereits durch sogenannte „First Responder" und nicht erst durch Rettungs- bzw. Notarztwagenbesatzungen erfolgt (23,8 % vs. 15,6 %, p=0,055) [9]. Es führt ebenfalls zu einem höchstsignifikant verbessertem Überleben ohne neurologischen Schaden, wenn „First Responder" bei leblosen Patienten zum Einsatz kommen (8.4% vs. 2.4%, p=0,009) [9]. „First Responder" sind hierbei keine medizinischen Fachkräfte, sondern Laienhelfer, welche in der Anwendung von AED's und BLS® geschult sind.

Auf die Defibrillation folgen wiederum im direkten Anschluss 5 Zyklen CPR. Eine Pulskontrolle erfolgt erst am Ende dieser 5 Zyklen. Weiter wird empfohlen, den Helfer, welcher die Thoraxkompression durchführt, häufiger zu wechseln, um der raschen Ermüdung und einer damit verbundenen Ineffizienz der Thoraxkompressionen entgegen zu wirken. Im Gegensatz zu früheren Empfehlungen erfolgt die Intubation des Patienten, wenn möglich, erst nach der Anlage eines venösen Zuganges, beides jedoch möglichst ohne Unterbrechung der Thoraxkompressionen. Über den venösen Zugang können im Rahmen der CPR als Notfallmedikamente beispielsweise Adrenalin 1mg alle 3 bis 5 Minuten oder insgesamt bis zu 3mg Atropin intravenös appliziert werden. Weiter soll versucht werden, die dem Herzkreislaufstillstand zu Grunde liegende Ursache zu eruieren und wenn möglich zu therapieren. Übersteigen die notwendigen Maßnahmen die vor Ort verfügbaren Mittel, ist der

Patient schnellstmöglich unter laufenden Reanimationsmaßnahmen in eine entsprechende Zielklinik zu transportieren [30].

1.2.1 Manuelle Herzdruckmassage

Als lebenserhaltende Maßnahme wird derzeit sowohl vom Laienhelfer wie auch vom medizinischen Fachpersonal die manuelle Herzdruckmassage durchgeführt.

Hierbei kniet der Helfer so neben dem Patienten, dass er seine Hände übereinander auf das mittlere Sternum-Drittel legen und die durchgestreckten Arme im rechten Winkel zum Boden und dem Patiententhorax positionieren kann. Der Helfer soll möglichst sein Körpergewicht nutzen, um bei geraden Rücken und durchgestreckten Armen den Thorax 4-5 cm tief zu komprimieren und wieder vollständig zu entlasten. Dabei ist es einerseits wichtig, dass die Kraft senkrecht zum Brustkorb wirkt, um das Risiko von Rippenverletzungen zu verringern. Andererseits ist die korrekte Wahl des Druckpunktes wichtig, um das Herz möglichst effektiv zu komprimieren und gleichzeitig Verletzungen der abdominellen Organe vorzubeugen. Die Frequenz der Thoraxkompressionen soll 100 pro Minute nicht unterschreiten [17].

Die manuelle HDM ist mit zahlreichen Problemen verbunden. Sie ist mit körperlicher Anstrengung verbunden und unterliegt in ihrer Effektivität daher rasch der Ermüdung des Helfers. Ein Mangel an Personal bzw. ein falscher Einsatz desselbigen kann häufig zu langen Intervallen ohne suffiziente Thoraxkompressionen führen. Zudem wird oft die geforderte Mindestkompressions-Tiefe und –Frequenz nicht erreicht [2, 3, 48].

1.2.2 Maschinell-automatisierte Herzdruckmassage

Neben der bisher klassischen manuellen Reanimation steht den Rettungskräften und dem behandelnden Notarzt spezieller Notfallzentren standortabhängig die vergleichsweise neue Methode der maschinell-automatisierten HDM (ma-HDM) zur Verfügung.

Die zur Verfügung stehenden Systeme versuchen, die bekannten Mängel der manuellen HDM zu vermindern und die Reanimation für das medizinische Personal zu vereinfachen. Vor allem der systemische Blutdruck und damit die cerebrale und kardiale Perfusion sollen während der CPR gesteigert und bestmöglich in ihrer Kontinuität gesichert werden. Diese ma-HDM-Geräte versuchen den systemischen Blutdruck zu verbessern, indem sie mit konstanter Frequenz und Kraft den Thorax komprimieren. Hierdurch sind sie in der Lage, die CPR automatisch zu assistieren. Damit sind lang andauernde, kontinuierliche und standardisierte Reanimationen ohne Ermüdung der Helfer sowie ein Transport unter laufender Wiederbelebung ohne Gefährdung des Personals möglich [44]. Ein weiterer wesentlicher Vorteil ist, dass sich das medizinische Personal während der laufenden Reanimation gleichzeitig anderen Aufgaben widmen kann.

1.3 *Notfall-Differentialdiagnostik unter Reanimationsbedingungen*

1.3.1 Allgemein

Für die weitere Versorgung der Patienten steht nach erfolgreichem Transport in die Klinik eine Fülle weiterer therapeutischer aber auch diagnostischer Mittel zur Verfügung.

Der leblose Patient wird direkt auf einer Intensivstation oder über einen sogenannten Schockraum in der Klinik aufgenommen. Dort werden häufig der Thorax und das Abdomen primär mit einem Ultraschall-Gerät untersucht. Eventuell ist dies bereits präklinisch mittels tragbarer, batteriebetriebener Ultraschallgeräte erfolgt. Mit Hilfe dieser ist beispielsweise eine Perikardtamponade als Ursache einer PEA mit einer Sensitivität und Spezifität von 93% bzw. 99% diagnostizierbar [7, 8]. Die diagnostische Wertigkeit des Ultraschalls unter Reanimationsbedingungen wird insgesamt kontrovers diskutiert. Einerseits steht die Maßgabe, die HDM in möglichst geringem Zeitumfang zu unterbrechen [39, 40], andererseits benötigt man bei den umfangreichen Differentialdiagnosen des Herzkreislaufstillstandes auch eine Form der Diagnostik [38]. Bei einem geschultem Nutzer des Ultraschalls sind hierbei aussagekräftige Ergebnisse zu erwarten [40]. Es existieren für die Ultraschall-Notfalldiagnostik unter Reanimationsbedingungen Konzepte wie F.A.T.E. [19] und C.A.U.S.E. [22]. Mit deren Hilfe soll durch eine standardisierte Ultraschalluntersuchung des Thorax in verschiedenen Schnitten zum einen eine möglichst kurze Unterbrechungen der HDM erzielt werden. Gleichzeitig sollen dadurch aber thorakale und hämodynamisch wirksame Ursachen des Herzkreislaufstillstandes wie beispielsweise eine Herzbeuteltamponade, eine Hypovolämie, eine Lungenembolie oder ein Pneumothorax möglichst effektiv ausgeschlossen werden [19, 22].

Des Weiteren steht auf der Intensivstation eventuell auch ein mobiles Röntgengerät für Bettaufnahmen bereit und es kann je nach Klinik auf einen Angiographieplatz zur Untersuchung der Herzkranzgefäße zurückgegriffen werden.

Die Schockräume der einzelnen Kliniken sind ebenfalls vollkommen unterschiedlich ausgestattet. Eine Umfrage der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (DGU) im Jahr 2004 zeigte, dass in 7 von 51 Kliniken bisher die Möglichkeit des konventionellen Röntgens im Schockraum nicht vorhanden ist, ein eigenes Sonographiegerät steht in 39 von 51 Kliniken zur Verfügung und in 8 Kliniken ist ein Computertomograph (CT) im Schockraum verfügbar. Hierbei handelt es sich um Spiral-CT, wobei mindestens 3 Geräte 8- bzw. 16-Zeiler sind [5].

Analog zur Versorgung polytraumatisierter Patienten ist der Einsatz der Spiral-CT und damit die Integration der Radiologie [27, 33] auch bei Patienten mit unklarem Herzkreislaufstillstand indiziert. Im Schockraum der Chirurgischen Klinik und Poliklinik München-Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München ist es hierbei möglich, „(…) die ersten CT-Bilder 21,12 min nach Klinikaufnahme an der CT-Konsole zu befunden, der Zeitbedarf für den Ganzkörper-CT-Scan inklusive Planung und Kontrastmittelgabe beträgt im Schnitt 6,08 min. Relevante Komplikationen durch den frühen Einsatz der CT-Untersuchung konnten bei einem ATLS®-gestützten Vorgehen nicht beobachtet werden (Anm.: ATLS®, advanced trauma life support). Bei Traumapatienten mit systemischer Hypotension gestattet die kontrastmittelunterstützte CT, insbesondere bei konkurrierenden Befunden, eine exakte Identifikation von kreislaufwirksamen Blutungen und damit eine gezielte Identifikationsstellung für Interventionen bereits im CT-Raum oder entsprechende Notfalloperationen.“ [23].

Im Fall des leblosen Patienten gehört hierzu auch der sichere Ausschluss der unter 1.1 genannten Differentialdiagnosen wie beispielsweise Gefäßverschlüsse der Koronarien, der Lungenstrombahn, der hirnversorgenden Arterien oder der Aorta.

Dieser Ansatz kann an dem folgenden Fallbeispiel verdeutlicht werden.

1.3.2 Computertomographie unter manueller Herzdruckmassage

Ein 56-jähriger Patient war auf der Strasse kollabiert, bei Eintreffen des Notarztes wurde Kammerflimmern diagnostiziert. Nach 45 Minuten erfolgloser Reanimation einschließlich Defibrillation und Katecholamingabe vor Ort transportierte die Notärztin den Patienten aufgrund einer kontinuierlichen Zunahme des Abdomenumfanges und bei Vorhandensein einer großen medianen Laparatomienarbe mit der Verdachtsdiagnose einer akuten Aortenruptur unter laufender manueller Reanimation in den Schockraum der Chirurgischen Klinik und Poliklinik-Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München.

In der fokussierten Ultraschalluntersuchung bestanden weder eine Perikardtamponade noch freie Flüssigkeit im Thorax oder Abdomen, es zeigten sich lediglich minimale Kontraktionen des Myokards. Zur weiteren Abklärung wurde eine native craniale CT (cCT), eine CT-Thorax und Abdomen in arterieller Phase sowie abschließend eine cCT nach Kontrastmittelgabe mit CT-Angiographie der hirnversorgenden Gefäße durchgeführt (4-Zeilen-Mehrschicht-Computertomographie, Volume Zoom plus, Siemens, Forchheim) Die manuelle Herzdruckmassage wurde vom Schockraumteam während des Pilot-Scan vor und hinter der Gantry fortgesetzt. Anschließend erfolgte unter fortgeführter manueller Herzdruckmassage die intravenöse Kontrastmittelgabe, wobei die Verzögerungszeit zwischen Kontrastmittelinjektion und Beginn des Scans wegen der deutlich verlängerten Kreislaufzeit pauschal verdoppelt wurde. Die weiteren Scanparameter für die Thoraxuntersuchung waren: Scanrichtung craniocaudal, Startverzögerung 50s, Kollimation 2,5mm, Axiale Schichtberechnung 3mm, Rekonstruktionsinkrement 2mm, Röhrenspannung 120kV, Röhrenstrom 90mA, Rotationszeit 0,5s, Tischvorschub 15mm/Rotation, Scandauer 13s, weicher Bildrekonstruktionskern (Herstellerbezeichnung AB30F).

In der nicht dargestellten Nativ-Computertomographie des Schädels sowie der CT-Angiographie der hirnversorgenden Gefäße zeigte sich im Wesentlichen ein

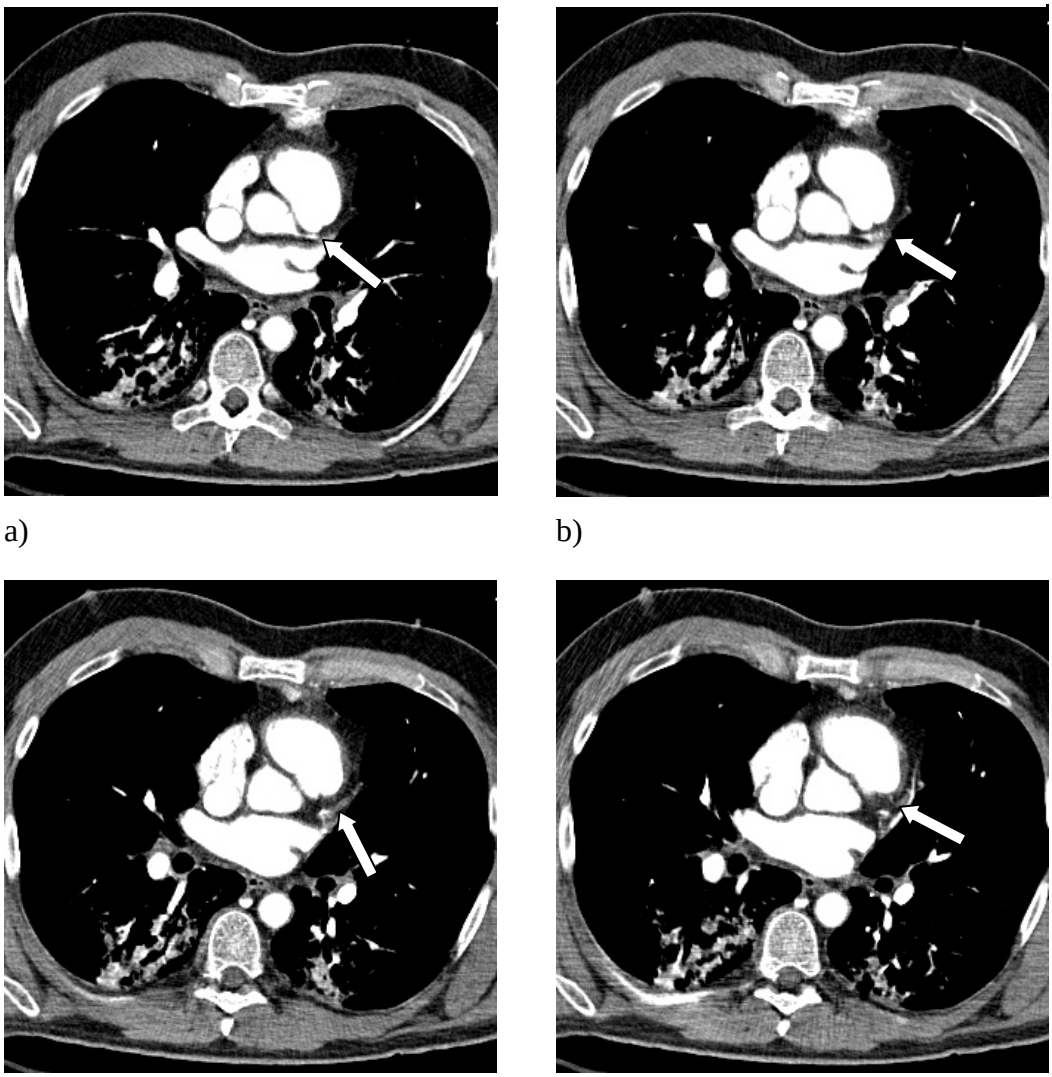
altersentsprechender Befund ohne Anhalt für eine frische intrakranielle Blutung, ein Hirnödem oder ein frisches ischämisches Ereignis bzw. einen Verschluss der hirnversorgenden Gefäße.

In der Computertomographie des Thorax konnte eine korrekte Tubuslage nachgewiesen sowie ein Spannungspneumothorax, eine Lungenembolie, eine Aortenruptur oder eine relevante Blutung jeweils ausgeschlossen werden. Als Besonderheit resultierten aufgrund der nur geringen eigenen Herzbewegung kaum Bewegungsartefakte, so dass auch ohne spezielle Herz-CT die Koronararterien vergleichsweise gut in der normalen CT-Untersuchung des Thorax dargestellt waren. Die rechte Koronararterie war dünnlumig, jedoch durchgängig bis zur Herzspitze abgrenzbar. Die linke Koronararterie stellte sich im Seitenvergleich insgesamt deutlich dünner im Lumen dar. Etwa 1,5 cm distal des Abganges des RCX (Ramus circumflexus) zeigte sich in der LAD (left anterior descending) ein Abbruch der Kontrastmittelfüllung, im weiteren Verlauf konnte das Gefäß nicht mehr dargestellt werden (vgl. Abbildung 1 a)-d)). Darüber hinaus waren in den Koronararterien im gesamten Verlauf deutliche arteriosklerotische Veränderungen in Form von wandständigen Kalkplaques nachweisbar.

Die nicht dargestellte Computertomographie des Abdomens ergab bei Zustand nach Cholecystektomie keinen Anhalt für eine Aortenruptur, eine abdominelle Blutung oder eine andere akut relevante Pathologie.

In Anbetracht der frustranen Reanimation und in Zusammenschau der Befunde stellte das Schockraumteam die Maßnahmen bei irreversibler Asystolie 90 Minuten nach dem Ereignis und 30 Minuten nach Klinikaufnahme ein.

Abbildung 1; CT-Aufnahmen des Patienten während des Herzstillstandes mit Kontrastmittel in einer arteriellen Phase nach Verteilung des KM durch manuelle HDM; von kranial nach kaudal; Pfeil auf linker Koronararterie; b) Stenose distal des Abganges des RCX; c) und d) Abbruch der KM Füllung im Bereich der LAD

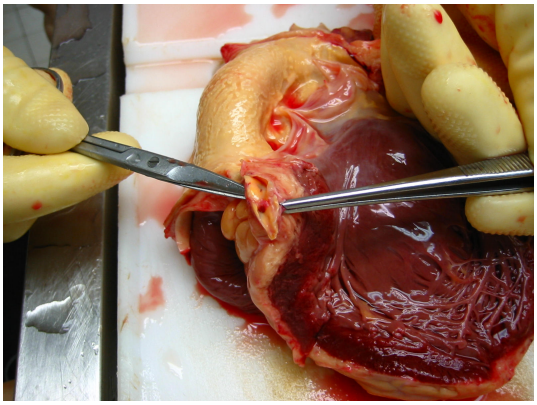


a) b)

c) d)

Die Obduktion bestätigte den arteriosklerotischen Gefäßumbau im Bereich der Koronarien mit einem Thrombus im Bereich der linken Koronararterie distal des Abganges des RCX (vgl. Abbildung 2).

Abbildung 2: Patholog. Obduktionsbefund: Verschluss distal des RCX



In der Literatur ist bisher lediglich ein ähnlicher Fall beschrieben, in dem die Computertomographie unter Reanimationsbedingungen hilfreich eingesetzt wurde. Hierbei handelte es sich um einen 72-jährigen Patienten, welcher auf dem CT-Tisch in einer radiologischen Praxis bei Verdacht auf einen mediastinalen Tumor plötzlich kreislaufinstabil wurde. Bei ebenfalls frustraner Reanimation entschloss man sich auch in diesem Fall zur Computertomographie unter Reanimation, wobei ein massiver Perikarderguss diagnostiziert wurde. Trotz sofortiger Entlastung mittels Drainage, deren Lage CT-kontrolliert korrekt platziert wurde, konnte der Patient nicht gerettet werden, da ein intraperikardial rupturiertes Aortenaneurysma ursächlich für den Kreislaufstillstand gewesen war [25].

Die vorgestellten Beispiele lassen vermuten, dass die CT unter Reanimationsbedingungen nicht nur wichtige Beiträge zur Ätiologie unklarer Leblosigkeit liefern kann, sondern darüber hinaus auch wertvolle Entscheidungshilfen für den Abbruch von Wiederbelebungsmaßnahmen zur Verfügung stellen kann.

1.3.3 Computertomographie bei maschinell-automatisierter Herzdruckmassage, Überlegungen zum Einsatz von ma-HDM-Geräten

Der mit ma-HDM erzeugte Kreislauf ist nach derzeitigem Wissensstand hinsichtlich der Kontinuität und der Menge des resultierenden Blutflusses der manuellen HDM überlegen [10, 15, 20, 44-46]. Mutmaßlich gilt dies auch für die Verteilung intravenös verabreichter Substanzen wie z.B. Kontrastmittel. Daher erscheint es erstrebenswert, die Technik der ma-HDM mit der hohen diagnostischen Sensitivität und Spezifität der kontrastmittelgestützten CT zu kombinieren.

Bislang muss die manuelle Reanimation aufgrund der Strahlenbelastung für die Helfer und der eingeschränkten Zugänglichkeit für die Diagnostik unterbrochen werden. Durch die Möglichkeit der ma-HDM können im Idealfall die lebenserhaltenden Maßnahmen ohne Unterbrechung fortgeführt werden. Zumindest aber kann die HDM, ebenso wie bei dem manuellen Vorgehen, lediglich für die wenigen Sekunden, die für die Bildgebung benötigt werden, unterbrochen und anschließend wieder fortgesetzt werden.

Aufgrund der eingeschränkten Herzaktivität ist mit deutlich geringeren Bewegungsartefakten in der CT-Untersuchung zu rechnen, so dass, wie im vorigen Abschnitt exemplarisch gezeigt, wichtige Pathologien der Koronargefäße möglicherweise im normalen Thorax-CT erkennbar werden können. Da die Geräte relativ große Mengen röntgendichter Materialien enthalten, ist andererseits unklar in welchem Ausmaß hierdurch Artefakte entstehen, welche die Aussagekraft der CT-Untersuchung möglicherweise wieder limitieren. Im Rahmen einer ersten Analyse bietet es sich an, die Machbarkeit der CT-Notfall-Diagnostik bei Verwendung solcher Geräte zu untersuchen und die auftretenden Artefakte zu bewerten.

1.4 Fragestellung

Die vorliegende Arbeit untersucht am Thorax-Phantommodell die Frage, ob eine CT-Untersuchung bei Verwendung maschinell-automatisierter Herzdruckmassage mit akzeptabler Bildqualität durchführbar ist, ob sich zwei derzeit gängige Geräte diesbezüglich unterscheiden und welche Empfehlungen sich hieraus für weitere Studien und die Anwendung am Menschen ableiten lassen.

2 Material und Methoden

Eine CT-Untersuchung besteht aus zwei nacheinander ablaufenden Teilen. Zuerst wird ein so genanntes Planungstopogramm erstellt. Hierfür fährt der CT-Tisch mit kontinuierlicher Geschwindigkeit und angeschalteter, aber nicht rotierender Röhre in die CT-Gantry. Auf diese Weise entsteht ein zweidimensionales Projektionsbild, welches mit einer Radiographie vergleichbar ist. Auf diesem Bild wird der eigentliche CT-Scan anhand der anatomischen Gegebenheiten geplant und abschließend mit rotierender Röhre durchgeführt.

Es kann erwartet werden, dass eine CT-Untersuchung mit aktiver maschinell automatisierter Herdruckmassage erhebliche Bewegungsartefakte hervorruft. Daher wurde im Rahmen der vorliegenden Machbarkeitsstudie davon ausgegangen, dass die Herzdruckmassage sowohl für das Planungstopogramm als auch für den eigentlichen CT-Scan unterbrochen wird. Dies entspricht dem Vorgehen bei manueller Herzdruckmassage.

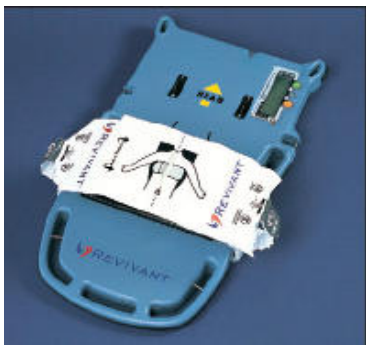
2.1 Geräte für die maschinell-automatisierte Herzdruckmassage:

LUCAS® und AutoPulse®

Bei den von uns verwendeten Geräten handelt es sich um das „Lund University Cardiopulmonary Assist System“ LUCAS® (Jolife, Lund, Schweden, Abbildung 3) und den AutoPulse® (Zoll, Sunnyvale, CA, USA, Abbildung 4). LUCAS® und AutoPulse® sollen die Herdruckmassage für das medizinische Personal vereinfachen und gleichzeitig die Qualität der Herzdruckmassage verbessern. Beide Geräte werden in den aktuellen Leitlinien des European Resuscitation Council (ERC) für die cardiopulmonare Reanimation als Hilfsmittel beschrieben [30]. Als solche werden sie in Pilotprojekten bereits auch am Menschen eingesetzt [10, 13, 44-46].

Abbildung 3: LUCAS®

Abbildung 4: AutoPulse®



Ein wesentliches Kriterium für die Qualität der HDM ist, wie häufig das Wiedereinsetzen eines spontanen Blutkreislaufes und im besten Fall ein langfristiges Überleben des Patienten ohne neurologische Schäden beobachtet werden kann. Faktoren, die diesen Erfolg beeinflussen, sind der erzeugte systemische Blutdruck und die damit verbundene cerebrale wie kardiale Perfusion und Sauerstoffversorung. Grundlage bildet gemäß den Leitlinien zur CPR eine möglichst kontinuierliche, ausreichend tiefe Kompression des Thorax von 38-

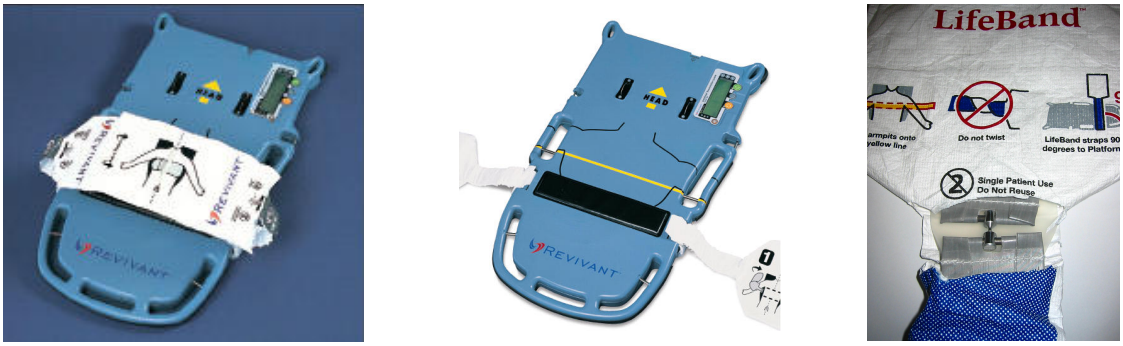
50mm mit entsprechend hoher Frequenz von 100 min^{-1}. Im medizinischen Alltag ist dies selbst durch medizinisches Fachpersonal in den meisten Fällen nicht gegeben [2, 3, 48].

Die ma-HDM mit LUCAS® funktioniert nach dem Prinzip einer aktiven Kompression und Dekompression (ACD) des Thorax. LUCAS® ist ein rein pneumatisch betriebenes Gerät, welches mit komprimiertem Sauerstoff oder Luft arbeitet. Im Rettungsdienst werden hierfür Gasflaschen, in Kliniken die vorhandenen Gasanschlüsse genutzt. Batterien oder anderweitige Stromquellen sind nicht notwendig. Der Druckstempen des Geräts ist wie eine Saugglocke aufgebaut und wird mittels Unterdruck auf dem Brustkorb im Bereich des Sternums befestigt. Hierdurch kann der Thorax nicht nur 100-mal pro Minute komprimiert, sondern auch aktiv dekomprimiert werden. Aus diesem Grund genügt es, durch den Tubus kontinuiertlich Sauerstoff zu insufflieren. Eine zusätzliche Beatmung ist somit nicht erforderlich, so dass die HDM hierfür nicht unterbrochen werden muss [41]. Unter dem Rücken des Patienten wird eine spezielle Platte positioniert, auf der LUCAS® von ventral aufgesetzt und beidseits seitlich und ohne weiteres Werkzeug mittels einfachem Schnappverschluß fixiert wird. Die Platte dient während der HDM dem Druckstempen als Widerlager. Die Kompressionstiefe beträgt 4-5 cm bei einer Kraft von 600 N (Newton) und einer fest eingestellten Frequenz von 100 pro Minute. Die Installation des Gerätes am Patienten dauert bei geschultem Personal 10-20 Sekunden. Bei unter dem Patienten positionierter Widerlagerplatte kann der metallhaltige Anteil des Gerätes in jeweils etwa 5 Sekunden an- oder abmontiert werden. Der anterior-posteriore Thoraxdurchmesser des Patienten muss zwischen 17 und 27cm betragen.

Der ma-HDM mit AutoPulse® liegt die Idee eines Druckaufbaus mit einem Gurt zu Grunde. Hierbei wird der Thorax durch dieses sogenannte Lifeband® nicht nur im Bereich des Sternums, sondern insgesamt zirkulär komprimiert. In der Enlastungsphase wird der Gurt vollständig zurückgestellt, jedoch ist keine aktive Dekompression des Thorax möglich. Um

den Patienten zu beatmen, kann eine automatische Unterbrechung nach einer bestimmten Anzahl an Kompressionen eingestellt werden. In den aktuellen Leitlinien zur CPR wird dies jeweils nach 30 HDM-Aktionen empfohlen [17]. AutoPulse® besteht hierfür aus einer Platte, welche vor allem im cranialen Teil den Motor und die Technik inklusive der Batterien enthält, sowie einem als LifeBand® bezeichnetem Gurt, welcher als Schutz vor übermäßigen Zugkräften eine Sollbruchstelle enthält (vgl. Abbildung 5).

Abbildung 5: AutoPulse® mit a) geschlossenem und b) offenem Gurt; c) Gurt in Vergrößerung mit aufgetrenntem Stoff im Bereich der Sollbruchstelle



a) b) c)

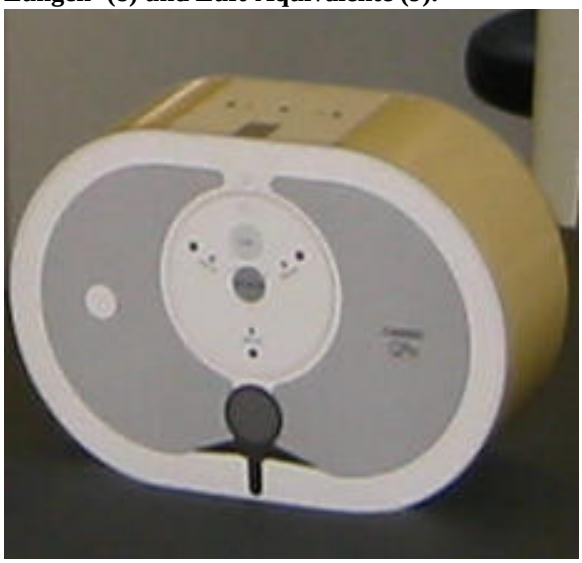
Kopf und Thorax des Patienten werden bei entkleidetem Oberkörper auf der Platte gelagert. Der Gurt ist auf beiden Seiten an der Platte befestigt. Das Gerät strafft den Gurt zu Beginn der Wiederbelebungsmaßnahmen automatisch je nach Thoraxumfang. Die Kompression von 20% des Thoraxdurchmessers erfolgt durch einen regelmäßigen und automatischen zusätzlichen Zug auf den Gurt mit einer fest eingestellten Frequenz von 80 pro Minute. Betrieben wird der AutoPulse® mit Strom, die Kapazität der Batterie reicht nach Herstellerangabe für 30 Minuten. Der Ein- und Ausbau des Akkus benötigt ungefähr jeweils 2 Sekunden.

2.2 *Computertomographie mit maschinell-automatisierter Herzdruckmassage am Thoraxphantom*

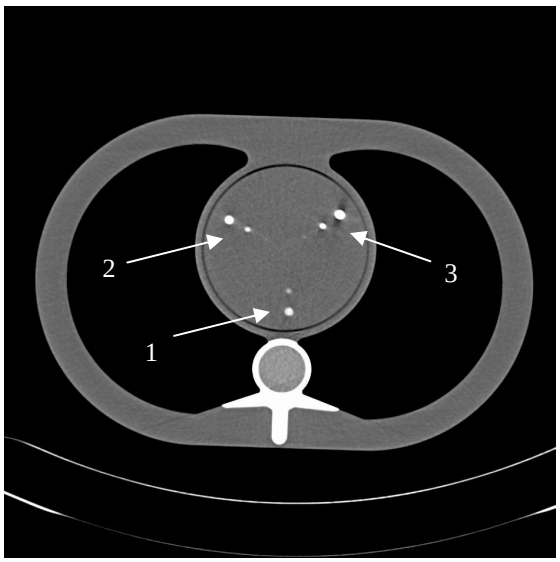
2.2.1 Verwendetes Phantom

Zur Simulation des Thorax und der Koronarien verwendeten wir ein starres Phantom (Modell „The Cardiac Phantom“, QRM GmbH, Möhrendorf, Germany, Abbildung 6a)). Das Phantom enthält Wasser-, Luft-, Knochen- und Weichteiläquivalent ebenso wie drei in der Dichte verschiedene Querschnittsimulationen der Koronargefäße (200, 400 und 800 HU (Houndsfield Einheit)). Zu jedem Dichtewert sind drei verschiedene Diameter eingearbeitet (1, 3 und 5 mm). Insgesamt wird damit ein Querschnitt des Thorax mit Durchmessern von 20 x 30cm in Höhe des Mediastinums simuliert. Die großen mediastinalen Gefäße sind nicht eingearbeitet. Stattdessen befindet sich zentral im Mediastinum ein der Aorta in Größe und Dichte ähnlicher Kreis (Dichte 200 HU, Größe 2cm), der im Rahmen dieser Studie als Aortenäquivalent verwendet wird (vergleiche Abbildung 6).

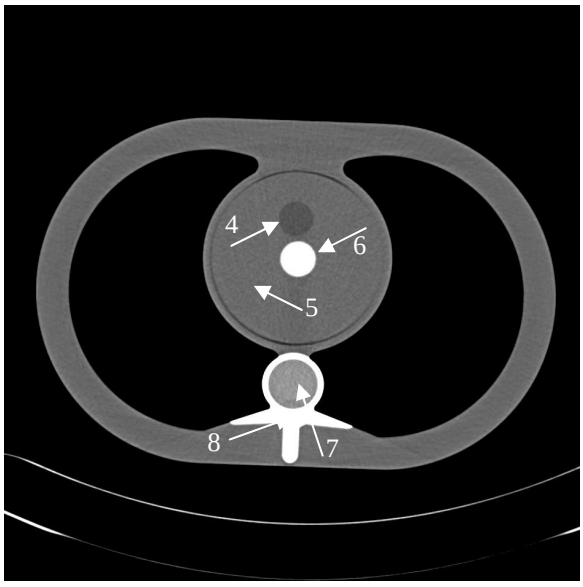
Abbildung 6: a) Thoraxphantom; b,c) axiale CT des Thoraxphantoms im Weichteilfenster; b) auf Höhe der Gefäßsimulationen (von Außen nach Innen 5, 3 und 1mm Durchmesser) mit 200 (1), 400 (2) und 800 (3) HU und; c) auf Höhe der Gewebeäquivalente von Wasser (4), Mediastinum (5), Aorta (6), spongiösem Knochen (7), kompaktem Knochen (8); d) Darstellung von c) im Lungenfenster mit Erkennbarkeit der Lungen- (8) und Luft-Äquivalente (9).



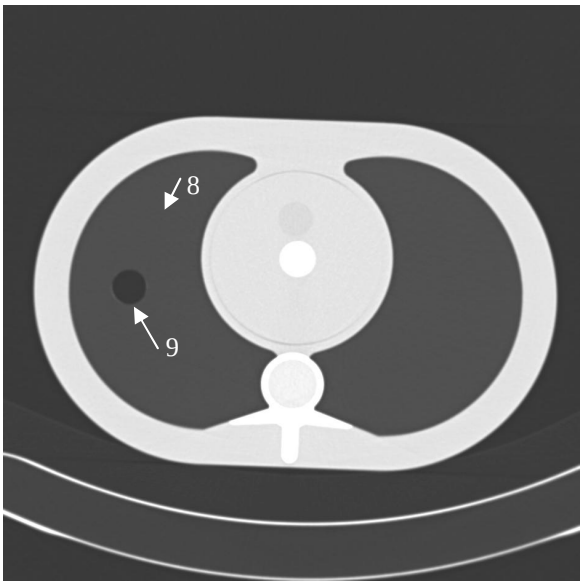
a)



b)



c)

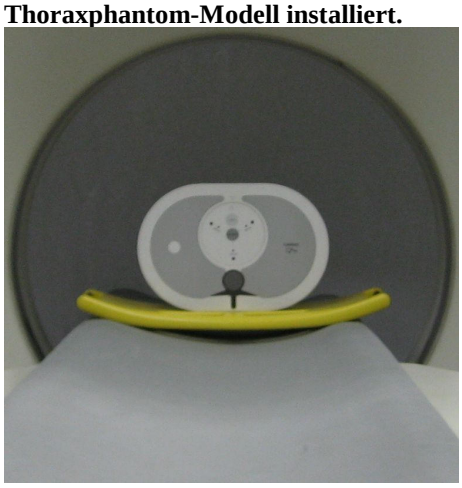


d)

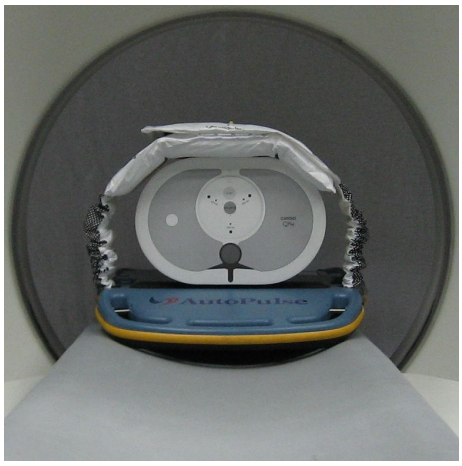
2.2.2 Studienprotokoll

Beide Geräte wurden jeweils am Phantom installiert. Dabei wurde Wert darauf gelegt, möglichst realitätsnahe Bedingungen zu schaffen: Daher wurde bei AutoPulse® der Gurt gestrafft und bei LUCAS® die Saugglocke befestigt. Es wurde zunächst das Phantom ohne HDM-Geräte und anschließend mit jeweils vollständig montiertem LUCAS® und AutoPulse® sowie mit der ledigen LUCAS®-Grundplatte im CT (Somatom Volume Zoom plus, 4-Zeilen MSCT, Siemens, Deutschland) gescannt (vgl. Abbildung 7). Hierbei wurde für alle vier Untersuchungen das identische Protokoll verwendet: Röhrenspannung 120 kV, effektive mAs 90, CTDIw 6,84 mGy, Rotationszeit 0,5 s, Kollimation 2,5 mm. Die Bilder wurden als axiale Schichten mit 5mm Dicke bei einem Inkrement von 4mm mit weichem Rekonstruktionskern (Herstellerbezeichnung: AB 40) und entsprechend dem Phantomquerdurchmesser mit einem einheitlichen FOV (Field of view) von 30cm berechnet. Hierbei wurde darauf geachtet, dass der Thorax mittig dargestellt ist. Bei einer konstanten Bildmatrix von 512 x 512 Bildpunkten wurde somit eine einheitliche und optimale Auflösung erreicht. Mit LUCAS® ist nur eine exzentrische Lagerung möglich. Um in den CT-Schichten auch den Aufbau von LUCAS® darstellen zu können wurden zusätzlich für dieses Gerät auch Rekonstruktionen mit einem FOV von 45cm angefertigt und archiviert. Die axialen Schichten wurden im PACS (Picture Archiving and Communication System, Impax 4.0, AFGA, Köln) archiviert. Die Anfertigung des Übersichtstopogramms, an welcher die genaue Untersuchung geplant wird, benötigte jeweils 3s. Der eigentliche CT-Scan benötigte jeweils 5s (wobei ein vollständiger Thorax - Scan eines Patienten mit identischen Parametern etwa 11 Sekunden dauern würde).

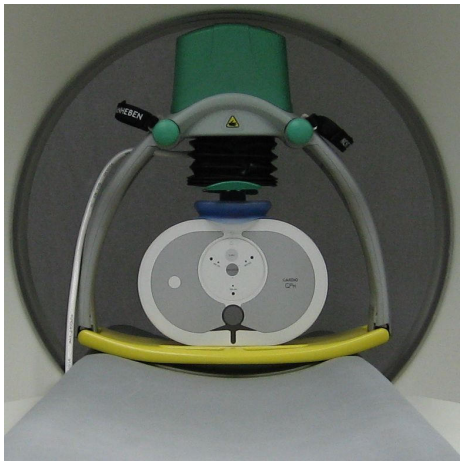
Abbildung 7: a) LUCAS® Grundplatte, b) AutoPulse® und c) vollständiger LUCAS® im CT am Thoraxphantom-Modell installiert.



a)



b)



c)

2.2.3 Scores und statistische Verfahren

Ein Supervisor (Radiologe) erklärte den Auswertern den Aufbau des Phantomes anhand der Herstellerangaben und Abbildung 6. Die Einhaltung aller Vorgaben wurde durch den Supervisor sichergestellt, der die Auswertung sonst in keiner Weise beeinflusste und auch selbst keine Auswertung vornahm.

Die Auswertung der Bilddaten wurde für die beabsichtigte Bildqualitätsanalyse in einen objektiven und einen subjektiven Anteil getrennt. Zuerst wertete jeder Auswerter die

Phantomstudie objektiv, anschließend subjektiv aus. Hierfür wurde die Studie jeweils neu aufgerufen und alle Auswertungsschritte erneut durchgeführt. Grundsätzlich wurden nur die Rekonstruktionen mit dem einheitlichen FOV von 30cm für die Auswertung verwendet.

Im objektiven Auswertungsanteil nahmen 9 Radiologen an der Phantomdarstellung sowie an den Bildern mit komplett montiertem LUCAS®, mit der LUCAS®-Grundplatte und mit AutoPulse® Messungen vor. Erfasst wurden die mittlere Dichte in Hounsfieldeinheiten (HU) sowie als Maß für den Anteil des Bildrauschens die jeweilige Standardabweichung solcher Areale im Phantom, welche einen Gewebetyp simulieren (vgl Abbildung 6c) und d)). Die benötigten Werte werden vom PACS automatisch dargestellt nachdem eine Region of interest (ROI) manuell positioniert wurde. ROI's mussten immer annähernd kreisförmig gewählt werden und jeweils eine Fläche von 1,0 cm^2 aufweisen. Da die Einstellung auf exakt diesen Wert sehr schwierig ist, wurden Flächen von 0,95 bis 1,05 cm^2 akzeptiert. ROI's mit anderer Fläche wurden nicht zur Auswertung herangezogen.

Messungen erfolgten am axialen CT-Bild jeweils vollständig innerhalb der durch das Phantom als Kreise simulierten Äquivalente für Wasser, für Luft, für die Aorta als Repräsentant der großen mediastinalen Gefäße und für spongiösen Knochen (vgl. Abbildung 6c) und d)). Da diese relevanten Gewebeäquivalente im Phantommodell als Zylinder in z-Richtung (also in Richtung der Tischbewegung) eingearbeitet sind, wurde zusätzlich darauf geachtet, dass die Auswerter zur Messung jeweils eine Stelle heranzogen, die in z-Richtung etwa in der Mitte des Zylinders lag. Hierdurch waren Partialvolumeneffekte am Rand der Simulationszylinder ausgeschlossen. Die Gewebeäquivalente für das Mediastinum, für kompakten Knochen und für dir Lunge stellen die Umgebung der zylindrischen Gewebesimulationen dar und bilden daher keinen kreisförmigen Querschnitt. Hier war für die Messungen vorgeschrieben, dass die jeweilige ROI etwa im Bereich der Pfeilspitzen der

Beschriftung des jeweiligen Gewebetyps in Abbildung 6c) und d) liegt. Die Auswerter platzierten grundsätzlich jede ROI vollständig in einer zu messenden Region. Über diese Vorgaben hinaus waren die Auswerter frei in der Wahl der ROI-Positionierung in der zu messenenden Region und auch in der Wahl des verwendeten Betrachtungsfensters, d.h. des Kontrastes und der Bildhelligkeit.

Für jeden Messdurchgang wählten die Auswerter die zu messende Schicht und die verwendete ROI neu aus. Da auf dem CT-Bild sofort erkennbar war, ob ein ma-HDM-Gerät verwendet worden war und falls ja auch welches, war eine Verblindung nicht möglich. Die Reihenfolge der Auswertung der CT-Aufnahmen von Phantom, AutoPulse®, LUCAS® oder LUCAS®-Grundplatte war zufällig.

Nach Abschluss der objektiven Auswertung führten dieselben 9 Radiologen im zweiten Auswertungsanteil subjektive Bewertungen an der Phantomdarstellung sowie an den Bildern mit AutoPulse®, LUCAS® und der LUCAS®-Grundplatte durch. Im Vergleich zu den im objektiven Auswertungsteil benötigten Gewebesimulationen ist die Simulation kleiner Gefäße am verwendeten Modell in anderer Schichtposition eingearbeitet (vgl. Abbildung 6b)). Hierbei werden drei Gefäßdurchmesser (1mm, 3mm und 5mm) mit jeweils verschiedener Dichte dargestellt (200 HU, 400 HU und 800 HU). Da die Dichte bei 200 HU und 400 HU am ehesten der Dichte von i.v.-kontrastierten Gefäßen entspricht, wurden nur diese beiden Tripletts für die Datenerfassung herangezogen (siehe Abbildung 6b)). Da die Gefäßquerschnitte ebenfalls als Zylinder in das Phantom eingearbeitet sind, waren die Auswerter angehalten, die relevanten Schichten durch das Phantom hindurchzuscrollen und wie im objektiven Auswertungsanteil etwa mittig in der z-Achse für die Auswertung zu wählen, um Partialvolumeneffekte auszuschließen. Die Auswertungsreihenfolge bzw. das Procedere erfolgten wie oben bereits beschrieben in bestmöglich zufälliger Anordnung. Da

ROI’s in den Gefäßlumina nur mit sehr viel kleinerer Größe als 1cm^2 möglich wären und zudem nicht sichergestellt werden konnte, dass verwendete ROI’s sicher vollständig in der auszuwertenden Struktur liegen würden, erfolgte dieser Teil der Auswertung anhand subjektiver Maßstäbe. In der Annahme, Untersuchungen am Patienten würden Bilder von entsprechender Qualität erzeugen, wie sie vom Phantommodell vorlagen, beurteilten die Auswerter für jede Gefäßgröße bei 200 und bei 400 HU, mit welcher Qualität anhand des vorliegenden Bildeindruckes im Rahmen der Notfalldiagnostik relevante Verletzungen hinsichtlich lebensbedrohlicher Befunde mutmaßlich beurteilbar wären.

Hierbei wurde folgende modifizierte Schulnotenskala verwendet:

1 perfekt

2 sehr gut

3 eher gut

4 eher schlecht

5 sehr schlecht

6 unmöglich

In vergleichbarer Weise wurde zudem jeder Auswerter anhand derselben Skala danach befragt, mit welcher Qualität relevante Veränderungen der Lunge bzw. der Pleura, des Mediastinums bzw. des Perikards, der großen Gefäße oder der Knochen mutmaßlich erkennbar wären.

Alle Auswertungen wurden an konstanten Umgebungsbedingungen an derselben Workstation mit Hilfe elektronischer Bildbetrachtung aus dem PACS (IMPAX, Release 4.1, AGFA, Köln.) durchgeführt. Insbesondere hinsichtlich der Sitzposition, des Betrachtungsabstandes und des Betrachtungswinkeles sowie der Umgebungshelligkeit wurden konstant im Rahmen der zur

Befundung zulässige Vorgaben gewählt. Alle statistischen Auswertungen wurden unter Verwendung des Statistical Software Package for the Social Sciences (SPSS, Version 14.0.1, Chicago, Il, USA) erstellt. Im Falle der Anwendung statistischer Tests sind diese bei den jeweiligen Ergebnissen angegeben.

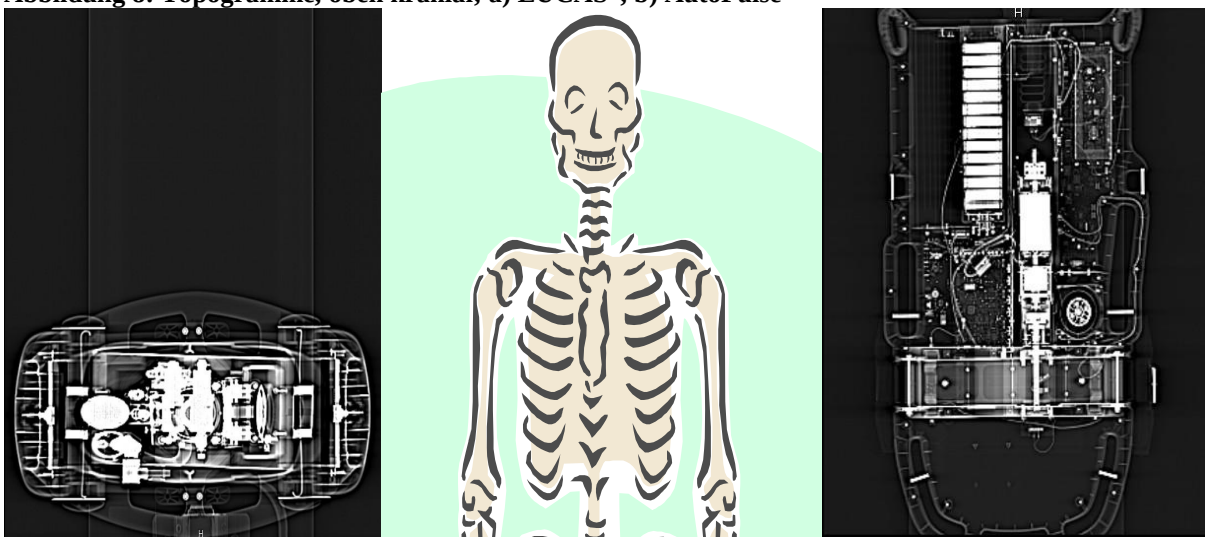
3 Ergebnisse

3.1 Bildqualitätsanalyse am Thoraxphantom

3.1.1 Übersichtstopogramme von LUCAS® und AutoPulse®

Bezogen auf die Abmessungen der Geräte war es mit beiden möglich, am Phantom montiert durch die CT-Gantry zu fahren. Mit LUCAS® war dies jedoch nur mit exzentrischer Lagerung möglich, da der CT-Tisch sehr weit abgesenkt werden musste (vgl. Abbildung 7).

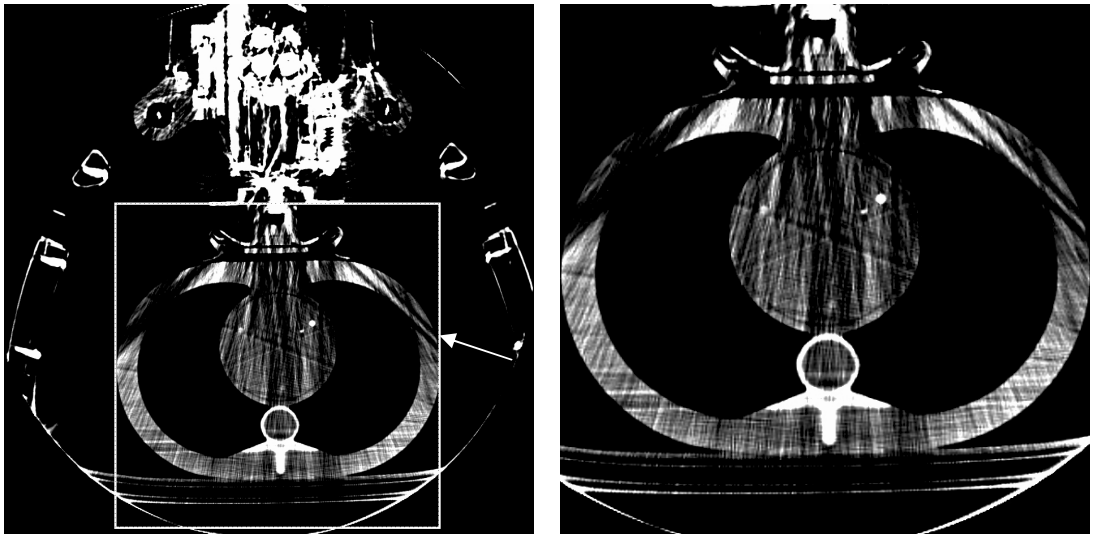
Abbildung 8: Topogramme, oben kranial; a) LUCAS®, b) AutoPulse®



a) b)

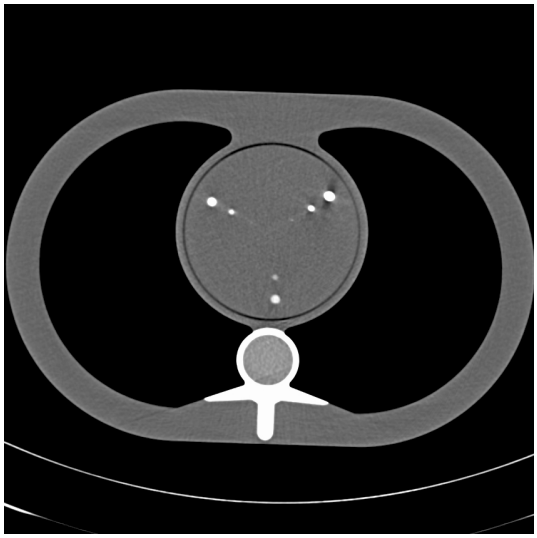
3.1.2 Bildbeispiele der Computertomographie-Untersuchungen

Abbildung 9: Beispiel der Entstehung eines Field of view (FOV); axiale Schichten im Weichteilfenster, am Thoraxphantom-Modell montierter LUCAS®; a) axial berechnete Rohdaten mit Auswahl des FOV (Pfeil) und b) das daraus nachberechnete FOV.

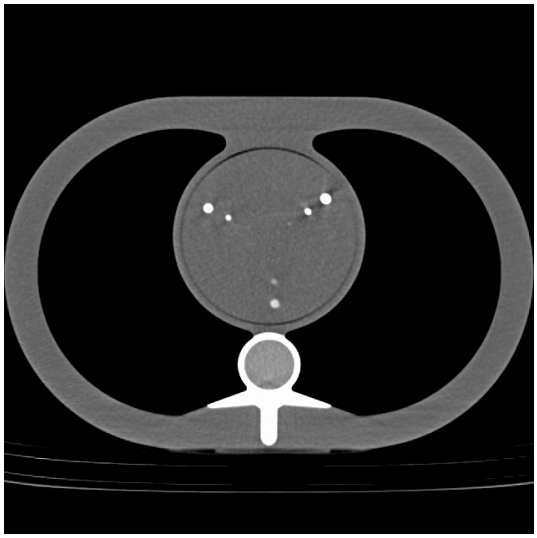


a) b)

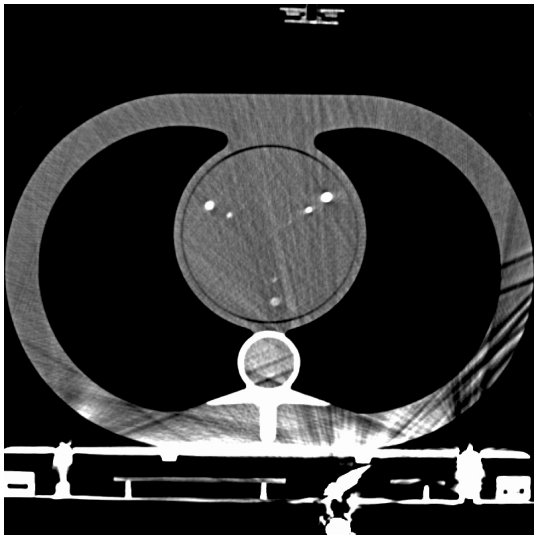
Abbildung 10: a) bis d) axiale Schichten im Weichteilfenster im FOV; a) Thoraxphantom-Modell ohne ma-HDM Geräte und mit b) der ledigen LUCAS® Grundplatte, c) dem vollständig montierten AutoPulse® und d) dem vollständig montiertem LUCAS®.



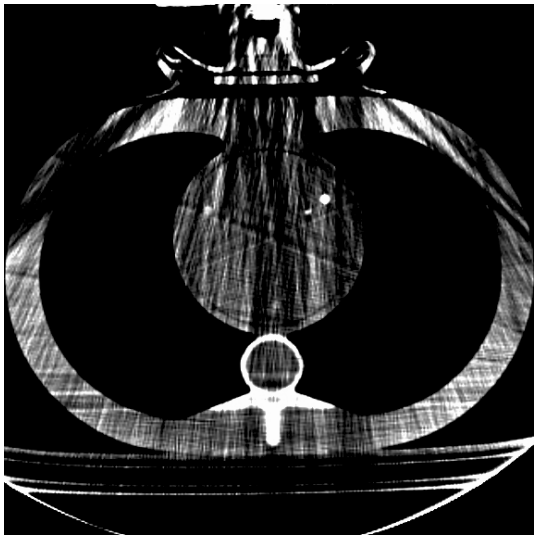
a)



b)

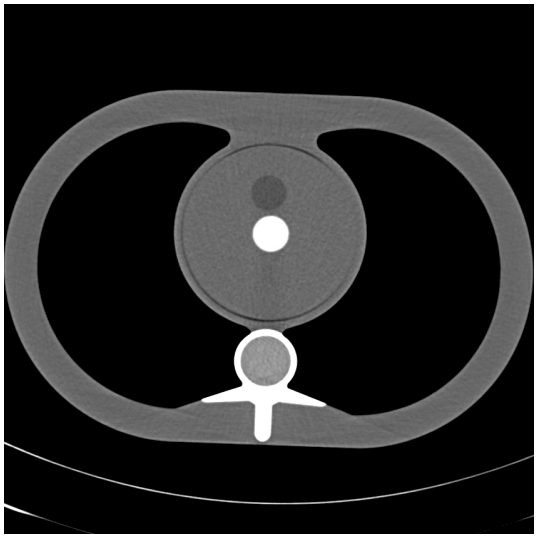


c)

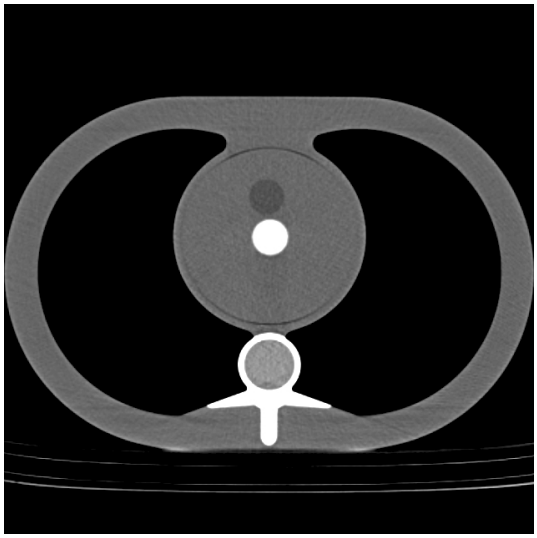


d)

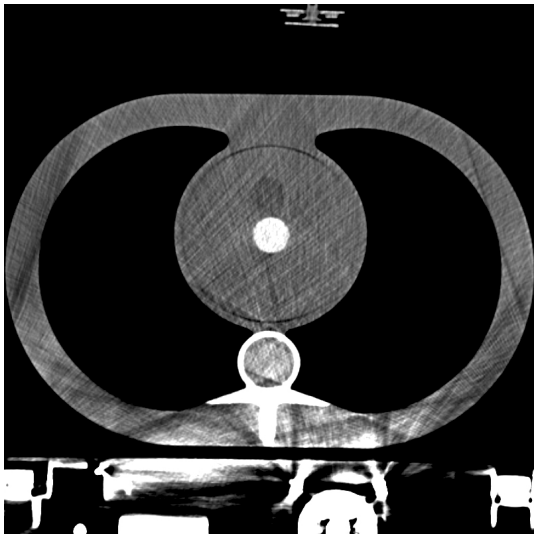
Abbildung 11: a) bis d) axiale Schichten im Weichteilfenster im FOV; a) Thoraxphantom-Modell ohne ma-HDM Geräte und mit b) der ledigen LUCAS® Grundplatte, c) dem vollständig montierten AutoPulse® und d) dem vollständig montiertem LUCAS®.



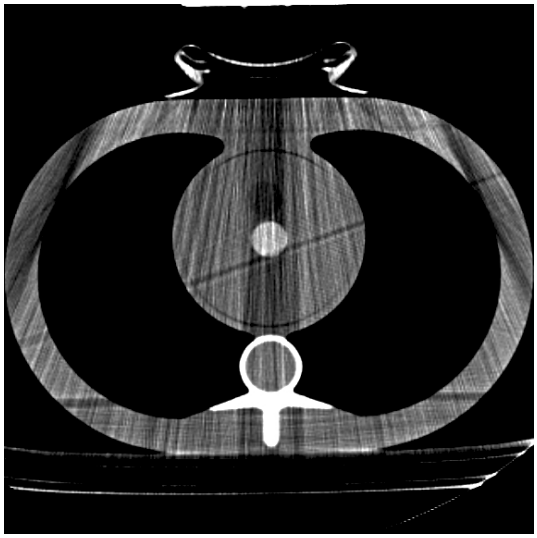
a)



b)

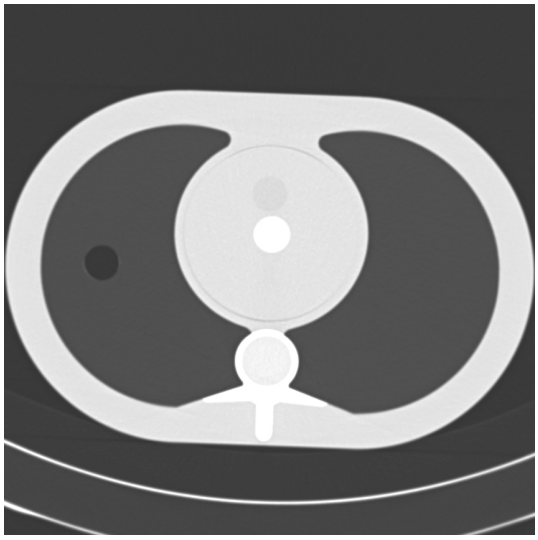


c)

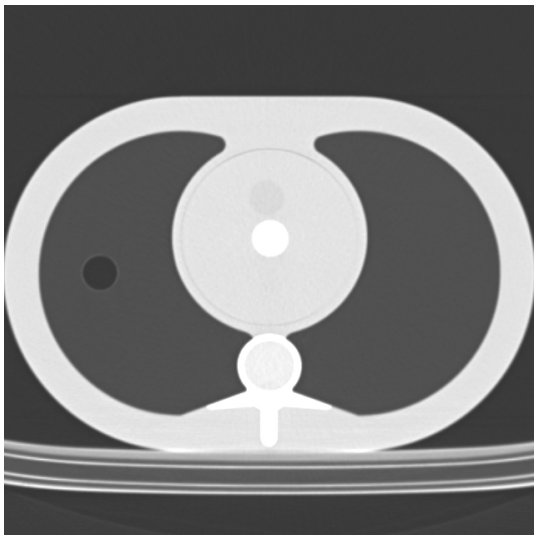


d)

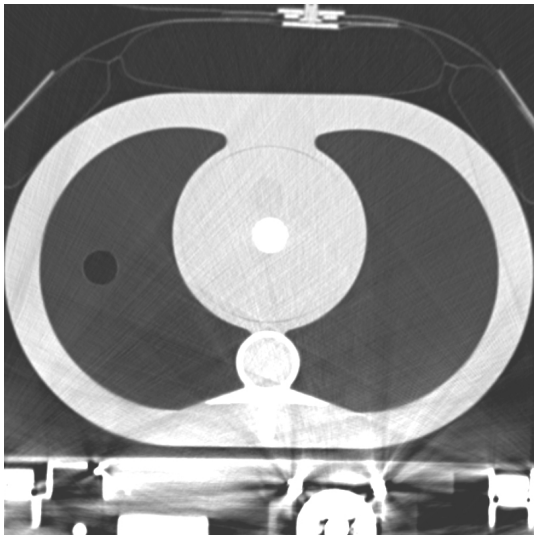
Abbildung 12: a) bis d) axiale Schichten im Lungenfenster im FOV; a) Thoraxphantom-Modell ohne ma-HDM Geräte und mit b) der ledigen LUCAS® Grundplatte, c) dem vollständig montierten AutoPulse® und d) dem vollständig montiertem LUCAS®.



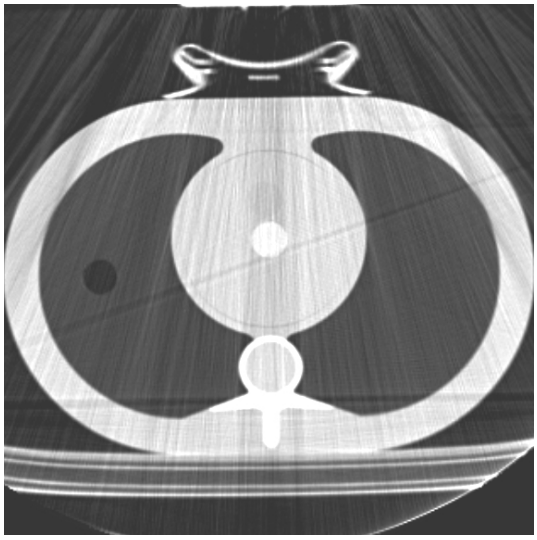
a)



b)



c)



d)

3.1.3 Subjektive Bildqualität

Für den Fall einer Notfalldiagnostik bewerteten die Radiologen die Bilder, welche nur mit der LUCAS®-Grundplatte aufgenommen wurden, nahezu identisch mit denen ohne jedes Gerät. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede bei der Benotung der Bilder mit und ohne der LUCAS®-Grundplatte. Lebensbedrohliche Veränderungen waren damit im Mittel mutmaßlich am Phantomscan ohne ma-HDM-Geräte und dem Scan mit der Grundplatte von LUCAS® gleich gut beurteilbar (je 1,64, p = 1,00), wogegen AutoPulse® schlechter (1,83, p=0,17) und der komplett montierte LUCAS® signifikant schlechter (2,97, p<0,001) bewertet wurden (vgl. Tabelle 1, Tabelle 8, Abbildung 13).

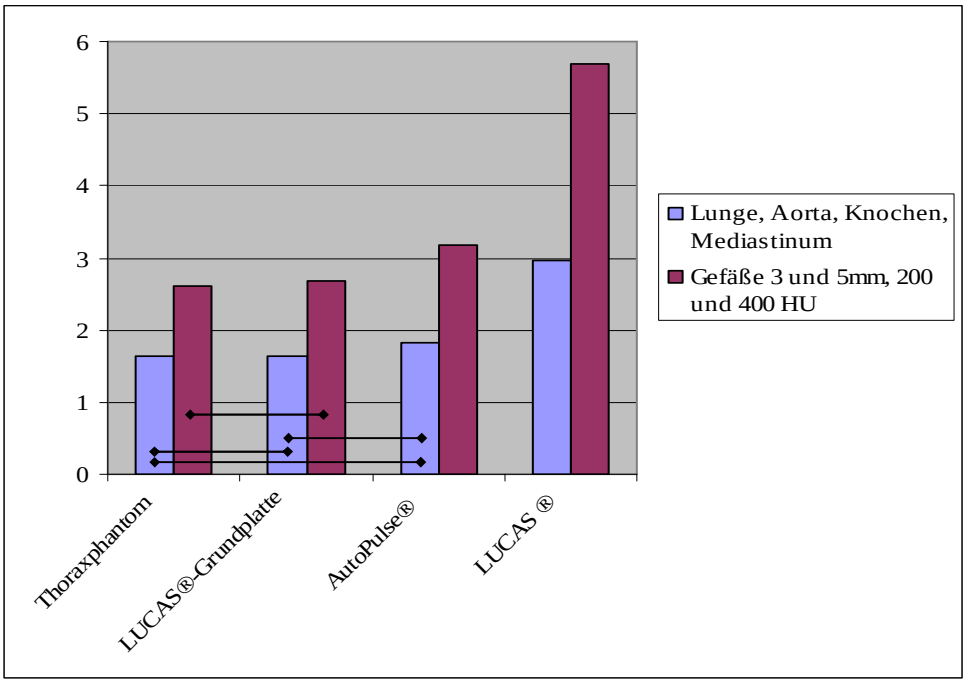
In allen Scans waren Gefäßsimulationen mit 1mm Durchmesser ausschließlich ungenügend beurteilbar (vgl. Tabelle 6). Gefäßsimulationen mit 3 und 5mm Durchmesser wurden am Phantom durchschnittlich mit 2,61, mit der LUCAS®-Grundplatte diskret schlechter (2,67, p=0,77), mit AutoPulse® signifikant schlechter (3,17, p=0,02) und mit komplett montiertem LUCAS® nahezu unbrauchbar (5,69, p<0,001) bewertet (vgl. Tabelle 1, Tabelle 8, Abbildung 6).

Bei der Beurteilbarkeit von Lunge, Aorta, Knochen und Mediastinum schnitten auch die Bilder mit AutoPulse® nicht signifikant schlechter ab. Jedoch zeigte sich bei der Darstellung der Gefäße mit 3 und 5mm bei 200 und 400 HU ein signifikanter Unterschied zu den Bildern mit und ohne LUCAS®-Grundplatte. Die Bilder bei montierten LUCAS® wurden durchweg in allen Kategorien signifikant schlechter bewertet. (vgl. Tabelle 1, Tabelle 8, Abbildung 13).

Tabelle 1; Beurteilbarkeit simulierter anatomischer Strukturen/ Regionen eines Thoraxphantoms hinsichtlich der vermuteten Erkennbarkeit relevanter Pathologien im Rahmen der CT-Notfalldiagnostik; Mittelungen der Bewertungen gemäß modifizierter Schulnoten (Einzelwerte siehe Tabelle 6)

Mittelung, n = 36	Objekt	Mittel-wert	Standard-abweichung	Median	Min.	Max.
Lunge, Aorta, Knochen, Mediastinum	Phantom	1,64	0,59	2	1	3
	LUCAS®-Grundplatte	1,64	0,59	2	1	3
	AutoPulse®	1,83	0,61	2	1	3
	LUCAS®	2,97	0,70	3	2	4
Gefäße 3 und 5mm, 200 und 400 HU	Phantom	2,61	0,77	2,5	1	4
	LUCAS®-Grundplatte	2,67	0,86	3	1	4
	AutoPulse®	3,17	1,00	3	2	5
	LUCAS®	5,69	0,47	6	5	6

Abbildung 13: Mittelwerte der subjektiven Bewertung (nicht-signifikante Unterschiede markiert mit Pfeilen, vgl. Tabelle 8)



Weiter kann man bei der Auswertung der Daten erkennen, dass es einen signifikanten Unterschied macht, in welcher Konzentration das Kontrastmittel die Gefäße füllt. Im Mittel wurden ohne Berücksichtigung des komplett montierten LUCAS® Gefäße mit 400 HU (3mm: 2,52, 5mm:1,93) signifikant besser als bei 200 HU (3mm: 3,93, 5mm:2,89) bewertet (je $p < 0{,}001$) (vgl. Tabelle 2).

Tabelle 2: Wilcoxon-Test, subjektive Bewertungen verschiedener Regionen bei verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen im Vergleich, Auszug, Mittelungen

Studie, n =36	Regio		Studie	Regio	p-Wert
Alle	Gefäss 3mm 200 HU	versus	Alle	Gefäss 3mm 400 HU	<0,001
Alle	Gefäss 5mm 200 HU	versus	Alle	Gefäss 5mm 400 HU	<0,001

3.1.4 Objektive Bildqualität

Im Mittel betrug das Bildrauschen am Phantom 7,9 HU und wurde durch die Grundplatte von LUCAS® um den Faktor 1,21 (p<0,01), durch AutoPulse® um den Faktor 3,62 (p<0,001) und durch den vollständig montierten LUCAS® um den Faktor 5,94 (p<0,001) jeweils signifikant erhöht.

Tabelle 3: Messwerte des CT-Bildrauschens in definierten Messregionen eines Thoraxphantoms, Angaben in Hounsfieldeinheiten (HU), Mittelungen aller Meßregionen.

n = 63	Mittel	Standardabweichung	Median	Minimum	Maximum
Phantom	7,90	2,54	7,86	4,36	14,50
LUCAS® Grundplatte	9,54	3,23	9,50	4,67	19,90
AutoPulse®	28,54	10,82	27,20	13,90	73,40
LUCAS®	45,43	12,93	43,10	23,10	71,50

Abbildung 14: Mittelwert des Bildrauschens (alle Unterschiede signifikant), vgl. Tabelle 3, Tabelle 12 #

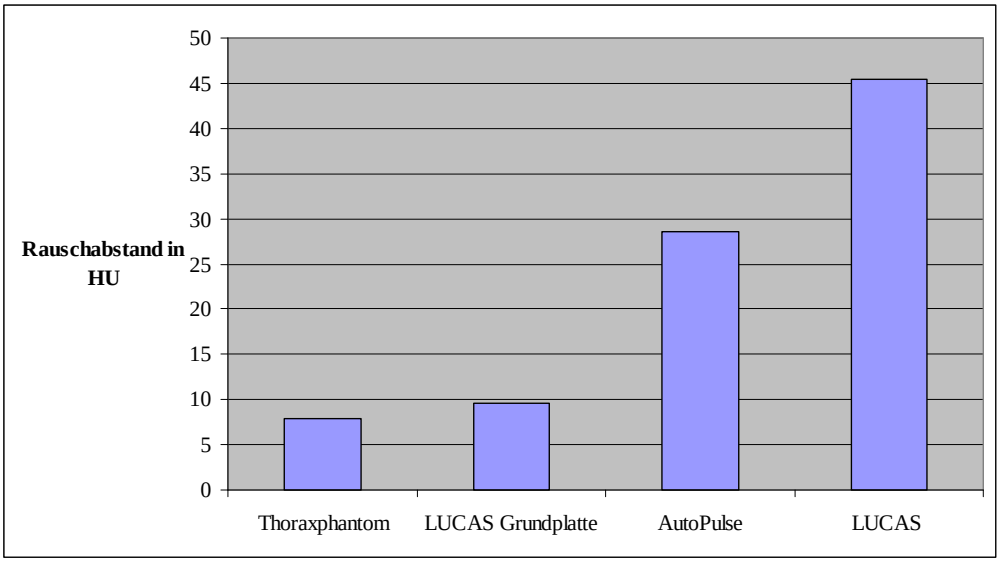


Abbildung 15: Vielfaches des Bildrauschens (vgl. Tabelle 3)

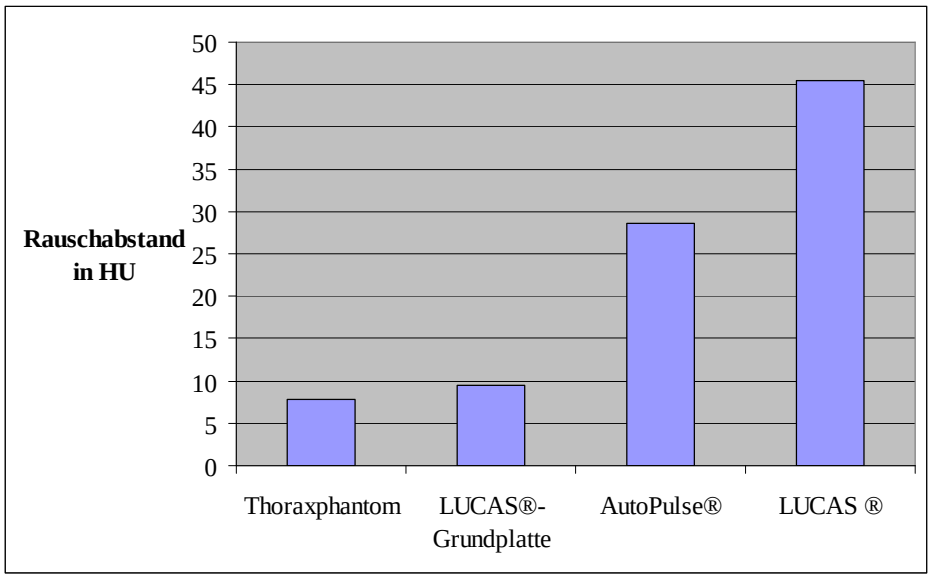
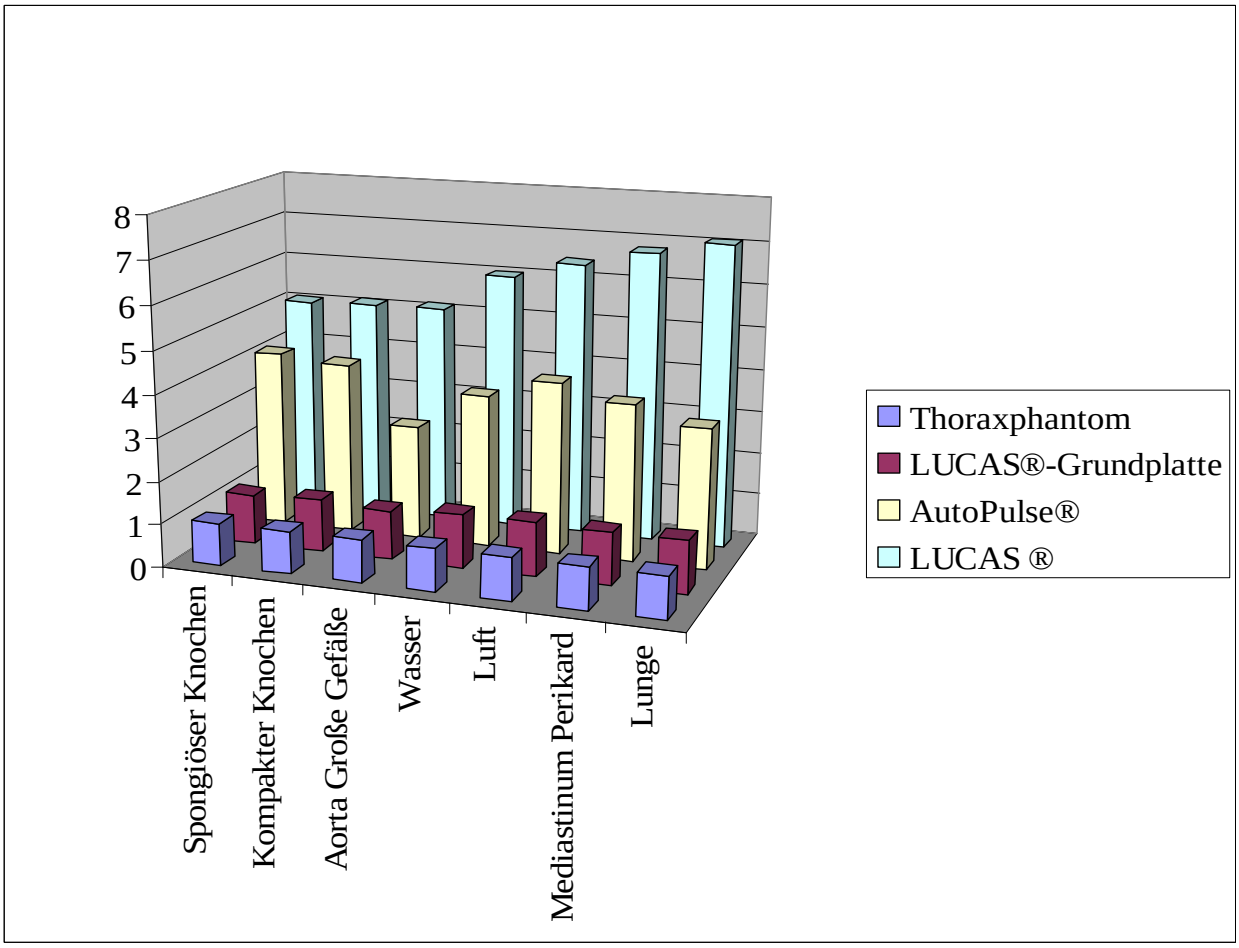


Tabelle 4: objektive Bewertung, Faktoren des Rauschunterschiedes nach Geweben (Unterschiede von LUCAS® und AutoPulse® zu Thoraxphantom und LUCAS®-Grundplatte für jedes Gewebe jeweils signifikant; vgl. Tabelle 10, Tabelle 11)



4 Diskussion

In der Notfallmedizin besteht seit langem das Bestreben, den Extremfall des erkrankten Patienten, sprich den leblosen Patienten, besser versorgen und therapieren zu können, um den klinischen Tod in möglichst vielen Fällen doch noch rückgängig zu machen. Die Mittel hierzu sind eingeschränkt. Neben der elektrischen Defibrillation, der Beatmung und der medikamentösen Unterstützung blieb bisher nur die manuelle Herzdruckmassage als Therapieoption.

Die laufende manuelle HDM ist jedoch mit zahlreichen Problemen verbunden. Sie unterliegt in ihrer Effektivität der Ermüdung des Helfers und dem Organisationstalent der Rettungskräfte einschließlich des Notarztes. Ein daraus resultierendes Problem sind die oft langen Intervalle, in denen während einer manuellen Reanimation aufgrund des Mangels an Helfern sowie dem falschen Einsatz der Helfer gar keine Thoraxkompressionen bzw. inadäquate Thoraxkompressionen mit zu geringer Frequenz und Tiefe durchgeführt werden [2, 3, 48]. Bei durch Fachpersonal ausgeführten Reanimationen geht 48% der Zeit ohne Thoraxkompressionen verloren, zudem weisen nur 28% der Kompressionen die von den Leitlinien geforderte Drucktiefe von 38-51mm auf. Stattdessen wird im Mittel lediglich eine Tiefe von 34mm±10mm erreicht [48]. Diese Zahlen werden auch in weiteren Studien bestätigt: In 28,1% der bewerteten Intervalle von 30 Sekunden ist die Kompressionsfrequenz der HDM kleiner 90/ Minute, in 36,9% kleiner 80/ Minute und in 21,7% sogar kleiner als 70/ Minute [2, 3]. Die Kompressionstiefe ist in 37,4% kleiner 38 mm und die kompressionslosen Zeitintervalle sind zu lang [2]

4.1 Maschinell-automatisierte Herzdruckmassage

Um diese Mängel zu verringern, bietet sich der Einsatz von Geräten an, welche diesen Teil der Wiederbelebungsmaßnahmen möglichst konstant und selbständig übernehmen können. Für diesen Zweck wurden sowohl AutoPulse® als auch LUCAS® konstruiert. Das Ziel der verbesserten Thoraxkompressionen ist es vor allem, einen besseren systemischen Blutdruck zu erzeugen als es durch manuelle Thoraxkompression möglich ist.

Bei LUCAS® wird dies durch die aktive Kompression und Dekompression (ACD) ermöglicht. Schon die manuelle ACD des Thorax verbessert die Überlebensrate einschließlich der Entlassung ohne neurologischen Schaden signifikant (n=750; 2% manuelle HDM vs. 6 % ACD-HDM, $p<0,01$). Ebenso verhält es sich mit der 1-Jahres-Überlebensrate (2% manuelle HDM vs. 5% ACD-HDM, $p=0.03$) [34].
Der Betrieb des LUCAS® erfolgt mit Druckluft. Es verbraucht mindestens 70 Liter Sauerstoff bzw. Druckluft pro Minute bei einem benötigten Gasdruck von 4-6 bar. An Einsatzorten, an denen keine stationäre Druckluft- bzw. Sauerstoffversorgung vorhanden ist, reicht somit eine Gasflasche mit 10 Liter Volumen und einem Füllungsdruck von 200bar für fast 30 Minuten.
Dass der Betrieb auch während des Transportes in eine Klinik sicher ist, wurde im Rahmen eines Crash Tests bei einem Aufprall mit einer Geschwindigkeit von 30 km/h, entsprechend einer Kraft von 10 G, simuliert. Dabei behielt LUCAS® seine Position auf dem Dummie [44].

Ein weiteres System ist AutoPulse®. Um der manuellen HDM in der Erzeugung eines systemischen Blutdrucks überlegen zu sein, wirkt die Kraft nicht nur anterior-posterior im Bereich des Sternums. Stattdessen ist es möglich, den ganzen Thorax zirkulär mit gleichmäßig verteilter Kraft zu komprimieren. Der Grund hierfür liegt in dem sogenannten Lifeband®. Dieses ist auf beiden Seiten mit der Platte verbunden und umgibt somit

gemeinsam mit der Platte den kompletten Thorax. Der Gurt wird 80-Mal pro Minute gespannt und erschlafft bis zu einem variabel einstellbaren Grundzustand. AutoPulse® wird mit Batterien betrieben. Die Kapazität eines vollständig geladenen Akkus reicht für einen Betrieb von 30 Minuten aus.

Die Effektivität, mit der beide Geräte den Kreislauf unterstützen, wurde in zahlreichen Studien und Fallberichten am Mensch und im Tierversuch belegt [4, 15, 16, 21, 28, 31, 36, 42-45, 47].

4.1.1 Ergebnisse im Tierversuch

Sowohl LUCAS® als auch AutoPulse® wurden in mehreren Studien an Schweinen untersucht. Schweine ähneln dem Menschen in der Anatomie der Herzkranzgefäße, im Thoraxdurchmesser und in metabolischen Eigenschaften. Ein deutlicher Unterschied besteht jedoch in der Lage des Herzens: Es liegt beim Schwein in der Mitte des Thorax und ist auf allen Seiten von Lungengewebe umschlossen. Daher können die Ventrikel nicht wie beim Menschen direkt zwischen Sternum und Wirbelsäule komprimiert werden. Stattdessen erfolgt beim Schwein die Kompression indirekt durch die intrathorakale Drucksteigerung [43].

In den Studien zeigt die ma-HDM mit LUCAS® (L-HDM) im Vergleich zur manuellen HDM nach 5 Minuten einen signifikant höheren mittleren aortalen Blutdruck (42±1 mmHg vs. 33±1 mmHg, $p<0{,}001$) [43]. Als Ergebnis einer größeren Differenz zwischen dem Druck im rechten Vorhof und der Aorta thoracica werden die Koronarien und damit das Myokards während der Dekompression mit höherem Druck perfundiert ($P_{Koronararterie}$: 17±1 mmHg vs. 10±2 mmHg, $p<0{,}05$) [43]. Die nach 5 Minuten HDM gemessene Herzauswurfleistung ist

höher (0,9±0,1 l/min vs. 0,5±0,1 l/min, p<0,05), der Blutfluss in der rechten A. carotis signifikant höher (58±4 ml/min vs. 32±5 ml/min, p <0,01) [43]. Die signifikant größere Herzauswurfleistung (p=0,009) kann auch anhand der endexspiratorischen CO_2-Konzentration in einer weiteren Studie bestätigt werden [36]. Der cerebrale Blutfluss wird durch die L-HDM ebenfalls gesteigert. Unter standardisierter manueller HDM werden 40% des Ausgangswertes vor induziertem Kammerflimmern vs. 64% bei L-HDM (p<0,041) erreicht [36]. Bei fünf von sechs Schweinen konnte durch die ma-HDM eine spontane Blutzirkulation wiederhergestellt werden, durch manuelle HDM bei keinem [43].

Es zeigt sich auch, dass aufgrund der pathophysiologischen Veränderungen der Druckverhältnisse am Herzen im Rahmen eines Herzstillstandes die Defibrillation idealerweise erst nach 1,5 Minuten ma-HDM ohne Unterbrechung der HDM erfolgen sollte [42]. Einschränkungen entstehen hierbei bei der Verwendung von reinem Sauerstoff für den Betrieb von LUCAS®. Der Sauerstoffanteil der Raumluft im Bereich des Patiententhorax steigt dadurch auf bis zu 36% an. Der Betrieb von Defibrillatoren in dieser Umgebung birgt die Gefahr einer Explosion. Daher wird empfohlen, anstelle von reinem Sauerstoff Druckluft zu verwenden [13].

Analog zu LUCAS® zeigt sich auch bei der ma-HDM mit AutoPulse® (A-HDM) ein wesentlich besseres Ergebnis als mit manueller HDM.

Der koronare Perfusionsdruck ist mit Adrenalingabe (45±11 mmHg vs. 17±6 mmHg, p<0,0001) und ohne Adrenalingabe (21±8 mmHg vs. 14±6, p<0,0001) höchstsignifikant erhöht. Unter Adrenalingabe ist zusätzlich der cerebrale Blutfluss signifikant gesteigert (p<0,05) [16]. Bei der Untersuchung des Wiedereinsetzens eines spontanen Kreislaufes ohne neurologischen Schaden bei einer prolongierten Reanimation mit A-HDM vs. der manuellen HDM mit Kompressionstiefen von 20% bzw. 30% des Thoraxdurchmessers zeigt sich ein höchstsignifikanter Vorteil der A-HDM (14/22 Schweinen vs. 1/12 Schweinen, $p < 0.0001$)

[21]. Des Weiteren werden zuvor beschriebene Ergebnisse auch in dieser Studie bestätigt. Sowohl der koronare Perfusionsdruck (A- HDM vs. manueller HDM mit 20% vs mit 30% des Thoraxdurchmessers; 16±1mmHg vs. 7±2mmHg vs. 11±2 mmHg, $p < 0.05$) als auch der myokardiale Blutfluss (23% vs. 0% vs. 4%; Anteil am Ausgangswert, $p < 0.05$) und der cerebrale Blutfluss (40% vs. 4% vs. 19%, Anteil am Ausgangswert, $p < 0.05$) sind signifikant erhöht [21]. Im Gegensatz zu manueller HDM mit Kompressionstiefen von 30% des Thoraxdurchmessers wurden in dieser Studie bei der A-HDM postmortal keine Verletzungen der Rippen oder der Lunge beobachtet [21].

Jedoch stellt sich die Frage, ob diese überzeugenden Ergebnisse im Tierversuch an Schweinen aufgrund der oben angeführten anatomischen Unterschiede auch auf den Menschen übertragbar sind.

4.1.2 Ergebnisse am Menschen

Beide Geräte werden bereits in der Praxis eingesetzt und haben, wie in retrospektiven Studien und in Fallberichten geschildert wird, zum Tierversuch gleichwertige Messergebnisse gezeigt und hierdurch das Überleben von Patienten gesichert [4, 15, 28, 31, 44-47].

Die Anwendung des AutoPulse® während der präklinischen Phase wurde beispielsweise in San Francisco von Casner et al. untersucht. Gleicht man die Daten derart ab, dass in etwa gleichwertige Reanimationsbedingungen verglichen werden können, zeigt sich ein signifikanter Vorteil bei der Anwendung von AutoPulse®. 39% der Patienten, welche mittels A-HDM therapiert wurden, erreichten die Notaufnahme mit spontanem Kreislauf, während dies bei lediglich 29% der Patienten mit durchgeführter manueller HDM der Fall war

(p=0,003). Vor allem bei initialer Asystolie (37% vs 22%, p=0,008) und pulsloser elektrischer Aktivität (PEA) (38% vs. 23%, p=0,079) kann mit A-HDM häufiger eine spontane Blutzirkulation wiederhergestellt werden [10].

Timerman et al. setzten am Herzinstitut (InCor) der Universität von Sao Paulo, Brasilien, bei 31 morbiden Patienten nach 10 Minuten erfolgloser Reanimation gemäß ACLS® Schema die HDM randomisiert mit AutoPulse® oder manuell fort [45]. Wie bereits im Tierversuch nachgewiesen, zeigten sich analog ein höchstsignifikant höherer Spitzen- wie auch Mitteldruck sowohl in der Aorta (153±28mmHg vs. 115±42mmHg, p<0,0001 bzw. 70±15mmHg vs. 56±16mmHg, p<0,0001) als auch im rechten Vorhof (129±32mmHg vs. 83±40, p<0,0001 bzw. 50±12mmHg vs. 36±13mmHg, p<0,0001). Ebenso war der koronare Perfusionsdruck bei der A-HDM signifikant verbessert (20±12mmHg vs. 15±11mmHg, p=0,015) [45]. Die bei der HDM ausgeübte Kraft ist bei der A-HDM mit 125±18 kg höchstsignifikant größer als bei der manuellen HDM (51±20 kg, p<0.0001) [45].

Die Umstellung von manueller auf ma-HDM bereitet für das Personal dabei keine großen Schwierigkeiten [12, 14]. Die Quote an erfolgreichen Reanimationen stieg durch die Einführung des AutoPulse® auf Rettungswägen in Richmond, USA, signifikant an. Im Vergleich zur manuellen HDM konnte nach Einführung der A-HDM fast doppelt so häufig das Wiedereinsetzen eines spontanen Kreislaufes beobachtet werden, außerdem erreichten etwa doppelt so viele Patienten lebend die Notaufnahme und doppelt so viele Patienten konnten das Krankenhaus anschließend lebend verlassen [31]. (vgl. Tabelle 5)

Tabelle 5; Vergleich des Outcomes mit manueller und AutoPulse® HDM (aus [31])

	Manual CPR		LDB-CPR		OR (95% CI)	
	No./Total No. of Patients	% (95% CI)	No./Total No. of Patients	% (95% CI)	Unadjusted	Adjusted
Return of spontaneous circulation†	101/499	20.2 (16.9-24.0)	96/278	34.5 (29.2-40.3)	2.08 (1.49-2.89)	1.94 (1.38-2.72)
Survival to hospital admission†	54/485	11.1 (8.6-14.2)	58/277	20.9 (16.6-26.1)	2.11 (1.41-3.17)	1.88 (1.23-2.86)
Survival to hospital discharge‡	14/486	2.9 (1.7-4.8)	27/278	9.7 (6.7-13.8)	3.23 (1.66-6.51)	2.27 (1.11-4.77)

Abbreviations: CI, confidence interval; CPR, cardiopulmonary resuscitation; EMS, emergency medical services; LDB, load-distributing band; OR, odds ratio.
*Both crude and adjusted ORs are presented in the logistic regression models. For the LDB-CPR phase, the total number of patients is not 284 due to missing data.
†Adjusted for differences in response time intervals and percentage of EMS witnessed.
‡Adjusted for differences in response time intervals, percentage of EMS witnessed, and whether postresuscitation hypothermia was used. For the unadjusted and adjusted ORs and 95% CIs, a weighted logistic regression was performed.

AutoPulse® wurde auch ohne Schwierigkeiten in das Rettungssystem von Bonn integriert. Von 46 mit dem Gerät reanimierten Patienten erlangten 25 Patienten (54.3%) wieder einen spontanen Kreislauf, 18 Patienten (39.1%) konnten auf eine Intensivstation verlegt werden und 10 Patienten (21.8%) konnten die Intensivstation lebend verlassen [24].

Der Gebrauch von LUCAS® zeigte in den ersten 100 Einsätzen auf drei Rettungswägen in Südschweden bei den Patienten ein Langzeitüberleben von 30 Tagen mit gutem neurologischem Status ausschließlich in 7 von 43 Fällen (16%), in denen der Kollaps beobachtet wurde und gleichzeitig der Beginn der HDM mit LUCAS® nicht länger als 15 Minuten nach dem Ereignis lag. Bei initialem Kammerflimmern überlebten dabei mehr Patienten als bei Asystolie bzw. pulsloser elektrischer Aktivität. (6/24 vs. 1/19 bzw. 25% vs. 5%). Wurde der Kollaps nicht beobachtet oder wurde LUCAS® erst nach mehr als 15 Minuten angewendet, konnte kein Patient 30 Tage überleben [44]. Im Vergleich mit der manuellen HDM konnte eine Pilotstudie ein signifikant häufigeres Wiedereinsetzen eines spontanen Kreislaufes bei der L-HDM feststellen (44% vs 19%) [35]. Dagegen erbrachte die L-HDM im Vergleich zur manuellen HDM bei insgesamt 328 Reanimationsversuchen in einer anderen Studie keinen Vorteil. In beiden Gruppen erlangten 51% einen spontanen Kreislauf bzw. erreichten 38% vs. 37% lebend ein Krankenhaus [4]. Der Grund für dieses im Vergleich zu den bisherigen Studien überraschende Ergebnis dürfte im Studiendesign liegen. Zum einen waren nur einzelne Einsatzfahrzeuge mit LUCAS ausgestattet, so dass diese nicht

zwingend als Erste am Ort des Geschehens waren, zum anderen war auch nicht explizit festgelegt worden, ob die HDM maschinell-automatisiert oder manuell erfolgen soll.

Dieses Ergebnis verleitet aber auch zu der These, dass die korrekt durchgeführte manuelle HDM zu ähnlichen Erfolgen wie die ma-HDM führen kann, wenn die Ursache des Herzkreislaufstillstandes rasch reversibel ist. Bei prolongierten Reanimationen hat die ma-HDM jedoch den Vorteil, dass sie nicht der Ermüdung unterliegt, sondern mit konstanter Frequenz und Kraft den Thorax komprimieren kann und auch der Transport in eine Klinik bei fortgesetzten Wiederbelebungsmaßnahmen problemlos möglich ist. Folgende Fallberichte belegen dies:

Eine 81-jährige Patientin kollabierte in einem Konzertsaal. Bei erfolgloser Defibrillation und manueller wie auch L-HDM erfolgte unter laufender L-HDM der Transport in ein Krankenhaus. Dort erlangte sie unter weiterer pharmakologischer Therapie wieder einen spontanen Kreislauf. Zwei Wochen später konnte sie das Krankenhaus ohne neurologisches Defizit verlassen [44].

Bei einer 30-jährigen Patientin kam es zu einer ausgeprägten anaphylaktischen Reaktion auf Dextrane mit Herzkreislaufstillstand. Bei der intubierten Patientin konnte im Gegensatz zur manuellen HDM während der L-HDM ein intra-arterieller Druck von 115/75 mmHg gemessen und nach weiteren 20 Minuten das Wiedereinsetzen des Kreislaufs der Patientin beobachtet werden. Sie konnte stabilisiert werden und überlebte ohne neurologischen Schaden [46].

Der Einsatz des LUCAS® findet bereits auch in Herzkatheter-Laboren statt. Sowohl Patienten, welche unter prolongierter L-HDM in die Klinik transportiert werden als auch solche, welche während der Koronarangiographie reanimationspflichtig werden sollten, können unter fortgesetzter L-HDM erfolgreich angiographiert und angioplastisch versorgt werden [26, 28, 44].

Bei der retrospektiven Betrachtung von 13 Patienten in einem norwegischen Herzkatheterlabor konnten zudem postmortal nach L-HDM im Vergleich zu manueller HDM keine gravierenderen Verletzungen beschrieben werden [26].
Zwei weitere Fälle wurden publiziert, in denen die ma-HDM mit LUCAS® dazu diente, bei zwei hypothermen Patienten mit Herzkreislaufstillstand die Zeit bis zur kontrollierten Erwärmung an der Herz-Lungen-Maschine zu überbrücken [20, 47].

Bei der Literaturrecherche konnten keine Artikel gefunden werden, welche die dargestellte Effizienz der HDM Geräte in Frage stellen würden. Somit darf man wohl feststellen, dass die ma-HDM der manuellen HDM, insbesondere bei prolongierter HDM, überlegen ist.

Im Rahmen des Advanced Cardiac Life Support® ist es daher gerade bei prolongierten Wiederbelebungsmaßnahmen interessant, die optimale Form der HDM mit dem aussagekräftigsten technischen Mittel zur Differentialdiagnostik, sprich der kontrastmittelgestützten Notfall-Computertomographie, zu vereinen.

4.2 Interpretation eigener Ergebnisse

Um die technische Machbarkeit dieser Vereinigung der beiden optimalen Behandlungs- bzw. Diagnostikmöglichkeiten zu untersuchen, wurde, wie unter 2. beschrieben, das Thoraxphantom allein sowie jeweils mit AutoPulse®, LUCAS® und der Grundplatte von LUCAS® im CT anhand eines CT- Standard- Thorax- Protokolls gescannt.

Aufgrund der deutlichen Artefakte, die LUCAS® in der CT Untersuchung verursacht, muss man feststellen, dass eine Diagnostik unter diesen Bedingungen nicht sinnvoll erscheint. Möchte man LUCAS® aufgrund der oben angeführten Studienergebnisse dennoch im CT verwenden, ist es notwendig, eine Lösung zur Verbesserung der Bildqualität zu finden.

Eine Möglichkeit wäre, die CT-Gantry abzukippen, um so durch einen zum CT-Tisch schrägen Strahlengang die Artefakte auf andere Körperteile zu verlagern. Jedoch scheitert diese Möglichkeit an den Abmessungen der Geräte (vgl. Abbildung 7c)). Durch das Abkippen der Gantry würde die Öffnung zu flach. Selbst bei senkrecht stehender Gantry muss der Tisch schon so weit wie möglich abgesenkt werden, wodurch das Thoraxphantom exzentrisch in der CT-Gantry zu liegen kommt.

Somit bietet sich eine alternative Lösung an, welche beide Probleme, die Artefaktentstehung und die exzentrische Lagerung, lösen kann. Aufgrund seiner Konstruktion kann LUCAS® innerhalb von jeweils etwa 5 bis 10 Sekunden von der Grundplatte ab- und anschließend wieder angebaut werden. Führt man diese Maßnahme zur Durchführung des CT-Scans durch, müsste unter optimalen Bedingungen eine Pause der HDM mit entsprechendem Herzstillstand von insgesamt weniger als einer Minute in Kauf genommen werden. Dafür gewinnt man aber durch diese Pause eine Qualität an CT Aufnahmen, welche nahezu denen ohne HDM Gerät entspricht, da die Grundplatte selbst fast keine Artefakte verursacht.

Da beide Geräte in der Computertomographie nur im Rahmen eines Notfalles angewendet werden, sind wir in dieser technischen Machbarkeitsstudie von kontrastmittelgestützten Aufnahmen ausgegangen. Die Anfertigung von Aufnahmen bei Kontrastmittelfüllung gilt im Schockraummanagement als Standard, um die Unterscheidung der wesentlichen Differentialdiagnosen in der Notfalldiagnostik zu ermöglichen.

Bei beiden Geräten sollte die ma-HDM genutzt werden, um das intravenös applizierte Kontrastmittel bestmöglich zu verteilen. Es hat sich in den Fallbeispielen bewährt, aufgrund des geringeren Herzzeitvolumens unter ma-HDM für die systemische Verteilung des Kontrastmittels etwa die doppelte Kreislaufzeit abzuwarten.

Für die Zeit des Scans sollte die HDM jedoch unterbrochen werden, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Da weder eine eigene Pumpfunktion des Herzens noch eine Spontanatmung vorliegen, resultiert dadurch mutmaßlich analog zu unseren Ergebnissen am Thoraxphantom eine sehr gute Darstellung aller relevanten Strukturen, einschließlich der größeren Koronargefäße.

4.3 Ausblick

Aufgrund der signifikanten Ergebnisse dieser technischen Machbarkeitsstudie, kann man feststellen, dass bei der kontrastmittelgestützten Notfall-Computertomographie des Thorax während des Scans entweder AutoPulse® oder nur die Grundplatte des LUCAS® mit entsprechender Demontage des Oberteils am Patienten angebracht sein sollte.

In beiden Fällen sollte die HDM für den Scan unterbrochen werden. Fraglich ist, ob die Anwendung von Autopulse® im CT auch unter laufender HDM möglich wäre. Hierfür wäre es jedoch nötig, dass die Aufnahmen durch das EKG oder einen Impuls des HDM-Gerätes getriggert aufgezeichnet und die entstehenden Bewegungsartefakte dadurch minimiert werden könnten. Bei der Erstellung eines so genannten Cardio-CT's ist die Triggerung über das EKG üblich. In wie weit hierdurch die massiven Bewegungsartefakte einer ma-HDM kompensiert werden können, ob die fortgesetzte Blutzirkulation in diesem weit fortgeschrittenen Stadium eines Wiederbelebungsversuches einen entscheidenden Vorteil bringt und ob dieser die wahrscheinlich eingeschränkte Bildqualität aufwiegen kann, ist nur durch weitere Studien zu klären.

Da im Rahmen der Notfall- Diagnostik auch eine craniale Computertomographie von entscheidender Bedeutung ist, sollte durch weitere Studien geklärt werden, ob die Qualität von cranialen CT-Aufnahmen bei der Verwendung von AutoPulse® entscheidend schlechter ist.

Mutmaßlich gehen wir davon aus, da sich vor allem im Bereich des Patientenkopfes die technischen Einbauten des Gerätes befinden. Eine Reduzierung der Artefakte im Rahmen einer cCT wäre durch die Entfernung der Akkus denkbar, was nur einen Zeitaufwand von jeweils etwa 2 Sekunden bedeutet. Interessant wäre auch die Konstruktion eines Netzgerätes als Alternative zu den Batterien.

5 Zusammenfassung

Es wurde untersucht, welche Bildqualität bei Notfall-CT-Untersuchungen unter Verwendung von zwei derzeit gängigen Geräten für die maschinell-automatisierte Herzdruckmassage (ma-HDM) erzielt werden kann.

Als ma-HDM-Geräte wurden LUCAS® (Jolife, Lund, Schweden) sowie AutoPulse® (Zoll, Sunnyvale, CA, USA) verwendet. Die Kraftübertragung auf den Thorax erfolgt bei LUCAS® pneumatisch gegen eine unter dem Patienten angebrachte Grundplatte, von welcher LUCAS® in wenigen Sekunden an- und abmoniert werden kann. Bei AutoPulse® wird die Kraft zirkulär mit einem Gurt übertragen. Als Referenz wurde ein Thoraxphantom („The Cardiac Phantom“, QRM GmbH, Möhrendorf) mit einem CT-Standard Thorax-Protokoll (Siemens Somatom Volume Zoom plus: 120 kV, 90 mAs effektiv, CTDIw 6,84 mGy, Kollimation 2,5 mm, FOV 30cm, Rekonstruktion axialer Schichten mit 5mm) untersucht. Dies wurde jeweils mit montiertem AutoPulse® und LUCAS® sowie mit abmontiertem LUCAS®, aber verbliebener Grundplatte, wiederholt. 9 Radiologen bestimmten an einer Befundworkstation mit “regions of interest“ (ROI’s) von 1 cm^2 Größe das Bildrauschen in definierten Gewebesimulationen des Phantoms. Weiter schätzten sie auf einer modifizierten Schulnotenskala (1: perfekt bis 6: unmöglich) subjektiv die mutmaßliche Beurteilbarkeit lebensbedrohlicher Veränderungen ebenso wie die Darstellung von Simulationen kleiner Gefäße mit 1, 3 und 5 mm Durchmesser bei Dichtewerten von 200 und 400 HU ein. Statistische Tests wurden für einen Vergleich zwischen den Scans im Falle subjektiver Kritierien mit dem Mann-Whitney-U-Test, im Falle objektiver Kriterien mit dem t-Test für unverbundene Stichproben sowie innerhalb eines Scans zwischen Gefäßen unterschiedlicher Dichte mit dem Wilcoxon-Test durchgeführt.

Im Mittel betrug das Bildrauschen am Phantom 7,9 HU und wurde durch die Grundplatte von LUCAS® um den Faktor 1,21 ($p<0,01$), durch AutoPulse® um den Faktor 3,62 ($p<0,001$) und durch den vollständig montierten LUCAS® um den Faktor 5,94 ($p<0,001$) jeweils signifikant erhöht. Lebensbedrohliche Veränderungen waren damit im Mittel mutmaßlich am Phantomscan ohne ma-HDM-Geräte und dem Scan mit der Grundplatte von LUCAS® gleich gut beurteilbar (je 1,64, $p = 1,00$), wogegen AutoPulse® schlechter (1,83, $p=0,17$) und der komplett montierte LUCAS® signifikant schlechter (2,97, $p<0,001$) bewertet wurden. An allen Scans waren Gefäßsimulationen mit 1mm ausschließlich ungenügend beurteilbar. Gefäßsimulationen mit 3 und 5mm Durchmesser wurden am Phantom durchschnittlich mit

2,61, mit der LUCAS®-Grundplatte diskret schlechter (2,67, p=0,77), mit AutoPulse® signifikant schlechter (3,17, p=0,02) und mit komplett montiertem LUCAS® nahezu unbrauchbar (5,69, p<0,001) bewertet. Im Mittel wurden ohne Berücksichtigung des komplett montierten LUCAS® Gefäße mit 400 HU (3mm: 2,52, 5mm:1,93) signifikant besser als bei 200 HU (3mm: 3,93, 5mm:2,89) bewertet (je p <0,001).

Nach derzeitigem Wissensstand sind ma-HDM-Geräte der manuellen HDM überlegen und finden daher zunehmenden Einsatz. Mit beiden untersuchten ma-HDM-Geräten ist eine Notfall-CT-Diagnostik unter Reanimationsbedingungen möglich. Ein sinnvolles Vorgehen scheint, sowohl die Erstellung des Topogramms zur Untersuchungsplanung als auch die Verabreichung hochkonzentrierter intravenöser Kontrastmittel (iv-KM) mit hoher Flußgeschwindigkeit und deren Verteilung unter laufender ma-HDM durchzuführen. Für den eigentlichen CT-Thorax-Scan erscheint es sinnvoll, die ma-HDM für etwa 15 s zu unterbrechen. Am Patienten kann mit verbleibender Grundplatte bei abgenommenem LUCAS® eine hervorragende, mit AutoPulse® eine schlechtere, aber dennoch wertvolle CT-Bildqualität erwartet werden. Für den Thorax kann erwartet werden, dass aufgrund fehlender Bewegungsartefakte durch Atmung oder Herzschlag eine sehr gute Beurteilbarkeit der lebensbedrohlichen Pathologien einschließlich der großen Koronargefäße mit dem Standard-CT-Thorax-Protokoll möglich ist. Für Scans anderer Regionen ist es mutmaßlich ggf. sinnvoll mittels ma-HDM für eine weitere Verteilung des iv-KM zu sorgen und dann vergleichbar zu verfahren. Falls mit AutoPulse® auch Hals oder Kopf untersucht werden sollen, so ist es möglich, die Batterien, und damit einen Teil der dort erwarteten Artefaktbildner am Kopfteil zu entfernen.

Insgesamt kann damit erwartet werden, dass die Notfall-CT unter ma-HDM einen sehr hohen Stellenwert sowohl für die Entscheidungsfindung weiterer therapeutischer Maßnahmen, aber auch für die Entscheidung zum eventuellen Abbruch der Reanimationsmaßnahmen, einnehmen kann. Nach bisherigem Wissenstand erscheinen Studien an Patienten daher möglich und viel versprechend.

6 Abkürzungsverzeichnis

ACD	aktive Kompression und Dekompression
ACD-HDM	Herzdruckmassage mit aktiver Kompression und Dekompression
ACLS®	advanced cardiac life support®
A-HDM	maschinell-automatisierte Herzdruckmassage mit AutoPulse®
ACS	akutes koronar Syndrom
ATLS®	advanced trauma life support
BLS®	basic life support®
C.A.U.S.E.	cardiac arrest ultrasound examination
cCT	craniale Computertomographie
CPR	cardio-pulmonale Reanimation
ECC	emergency cardiac care
ERC	european resuscitation council
F.A.T.E.	focus assessed transthoracic echocardiography
FOV	field of view
HDM	Herzdruckmassage
HU	Houndsfield Einheit
i.v.	intra venös
KM	Kontrastmittel
LUCAS®	Lund University Cardiopulmonary Assist System
L-HDM	maschinell-automatisierte Herzdruckmassage mit LUCAS®
ma-HDM	maschinell-automatisierte Herzdruckmassage
MSCT	multi slice computer tomography
PACS	Picture Archiving and Communication System

PEA	pulslose elektrische Aktivität
pVT	pulslose ventrikuläre Tachykardie
RCX	Ramus circumflexus
ROI	Region of Interest
VF	Kammerflimmern

7 Literaturverzeichnis

1. 2005 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care. Circulation 112 (24 Suppl): IV1-203, 2005.
2. Abella BS, Alvarado JP, Myklebust H, Edelson DP, Barry A, O'Hearn N, Vanden Hoek TL, Becker LB. Quality of cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest. Jama 293 (3): 305-10, 2005.
3. Abella BS, Sandbo N, Vassilatos P, Alvarado JP, O'Hearn N, Wigder HN, Hoffman P, Tynus K, Vanden Hoek TL, Becker LB. Chest compression rates during cardiopulmonary resuscitation are suboptimal: a prospective study during in-hospital cardiac arrest. Circulation 111 (4): 428-34, 2005.
4. Axelsson C, Nestin J, Svensson L, Axelsson AB, Herlitz J. Clinical consequences of the introduction of mechanical chest compression in the EMS system for treatment of out-of-hospital cardiac arrest-a pilot study. Resuscitation 71 (1): 47-55, 2006.
5. Beck A, Bischoff M, Gebhard F, Huber-Lang M, Kinzl L, Schmelz A. Apparative Diagnostik im Schockraum. Der Unfallchirurg Volume 107 (Number 10): 862–870, 2004.
6. Bundesamt S. Todesursachen in Deutschland. In: Bundesamt S, ed. Microsoft Excel. Vol. 1118kB. Wiesbaden: Statistisches Bundesamt, 2006.
7. Byhahn C, Bingold TM, Zwissler B, Maier M, Walcher F. Prehospital ultrasound detects pericardial tamponade in a pregnant victim of stabbing assault. Resuscitation 76 (1): 146-8, 2008.
8. Byhahn C, Müller E, Walcher F, Seeger FH, Breitkreutz R. Prehospital echocardiography in pulseless electrical activity victims. Anesthesiology 105: A1735, 2006.
9. Capucci A, Aschieri D, Piepoli MF, Bardy GH, Iconomu E, Arvedi M. Tripling survival from sudden cardiac arrest via early defibrillation without traditional education in cardiopulmonary resuscitation. Circulation 106 (9): 1065-70, 2002.
10. Casner M, Andersen D, Isaacs SM. The impact of a new CPR assist device on rate of return of spontaneous circulation in out-of-hospital cardiac arrest. Prehosp Emerg Care 9 (1): 61-7, 2005.
11. Chamberlain D. The International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR)-past and present: compiled by the Founding Members of the International Liaison Committee on Resuscitation. Resuscitation 67 (2-3): 157-61, 2005.
12. de Knock J, Martens P, Müller N. The use of LUCAS for in- and out-of-hospital cardiac arrests. Resuscitation 69 (1): 305, 2006.
13. Deakin CD, Paul V, Fall E, Petley GW, Thompson F. Ambient oxygen concentrations resulting from use of the Lund University Cardiopulmonary Assist System (LUCAS) device during simulated cardiopulmonary resuscitation. Resuscitation, 2007.
14. Halliwell D. Evaluation of LUCAS by Dorset Ambulance Service. British journal of resuscitation 3 (2): 10-11, 2004.
15. Hallstrom A, Rea TD, Sayre MR, Christenson J, Anton AR, Mosesso VN, Jr., Van Ottingham L, Olsufka M, Pennington S, White LJ, Yahn S, Husar J, Morris MF, Cobb LA. Manual chest compression vs use of an automated chest compression device during resuscitation following out-of-hospital cardiac arrest: a randomized trial. Jama 295 (22): 2620-8, 2006.
16. Halperin HR, Paradis N, Ornato JP, Zviman M, Lacorte J, Lardo A, Kern KB. Cardiopulmonary resuscitation with a novel chest compression device in a porcine

model of cardiac arrest: improved hemodynamics and mechanisms. J Am Coll Cardiol 44 (11): 2214-20, 2004.
17. Handley AJ, Koster R, Monsieurs K, Perkins GD, Davies S, Bossaert L. European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators. Resuscitation 67 Suppl 1: S7-23, 2005.
18. Herlitz J, Svensson L, Engdahl J, Silfverstolpe J. Characteristics and outcome in out-of-hospital cardiac arrest when patients are found in a non-shockable rhythm. Resuscitation, 2007.
19. Hernandez C, Shuler K, Hannan H, Sonyika C, Likourezos A, Marshall J. C.A.U.S.E.: Cardiac arrest ultra-sound exam-A better approach to managing patients in primary non-arrhythmogenic cardiac arrest. Resuscitation, 2007.
20. Holmstrom P, Boyd J, Sorsa M, Kuisma M. A case of hypothermic cardiac arrest treated with an external chest compression device (LUCAS) during transport to re-warming. Resuscitation 67 (1): 139-41, 2005.
21. Ikeno F, Kaneda H, Hongo Y, Sakanoue Y, Nolasco C, Emami S, Lyons J, Rezaee M. Augmentation of tissue perfusion by a novel compression device increases neurologically intact survival in a porcine model of prolonged cardiac arrest. Resuscitation 68 (1): 109-18, 2006.
22. Jensen MB, Sloth E, Larsen KM, Schmidt MB. Transthoracic echocardiography for cardiopulmonary monitoring in intensive care. Eur J Anaesthesiol 21 (9): 700-7, 2004.
23. Kanz K-G, Körner M, Linsenmaier U, Kay MV, Huber-Wagner SM, Kreimeier U, Pfeifer K-J, Reiser M, Mutschler W. Prioritätenorientiertes Schockraummanagement unter Integration des Mehrschichtspiralcomputertomographen. Der Unfallchirurg Volume 107 (Number 10): 937-944, 2004.
24. Krep H, Mamier M, Breil M, Heister U, Fischer M, Hoeft A. Out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with the AutoPulse system: a prospective observational study with a new load-distributing band chest compression device. Resuscitation 73 (1): 86-95, 2007.
25. Ladner E, Mair P, Mayr A, Benzer A. CT scanning as a helpful tool for decision-making during CPR. Resuscitation 31 (2): 171-3, 1996.
26. Larsen AI, Hjornevik AS, Ellingsen CL, Nilsen DW. Cardiac arrest with continuous mechanical chest compression during percutaneous coronary intervention A report on the use of the LUCAS device. Resuscitation 75 (3): 454-9, 2007.
27. Mutschler W, Kanz K-G. Interdisziplinäre Schockraumversorgung: Die Aufgaben der Radiologie aus unfallchirurgischer Sicht. Der Radiologe Volume 42 (Number 7): 506–514, 2002.
28. Nielsen N, Sandhall L, Schersten F, Friberg H, Olsson SE. Successful resuscitation with mechanical CPR, therapeutic hypothermia and coronary intervention during manual CPR after out-of-hospital cardiac arrest. Resuscitation 65 (1): 111-3, 2005.
29. Nolan J. European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 1. Introduction. Resuscitation 67 Suppl 1: S3-6, 2005.
30. Nolan JP, Deakin CD, Soar J, Bottiger BW, Smith G. European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 4. Adult advanced life support. Resuscitation 67 Suppl 1: S39-86, 2005.
31. Ong ME, Ornato JP, Edwards DP, Dhindsa HS, Best AM, Ines CS, Hickey S, Clark B, Williams DC, Powell RG, Overton JL, Peberdy MA. Use of an automated, load-distributing band chest compression device for out-of-hospital cardiac arrest resuscitation. Jama 295 (22): 2629-37, 2006.

32. Pell JP, Sirel JM, Marsden AK, Ford I, Walker NL, Cobbe SM. Presentation, management, and outcome of out of hospital cardiopulmonary arrest: comparison by underlying aetiology. Heart 89 (8): 839-42, 2003.
33. Pfeifer K-J, Reiser M. Diagnostik und Management im Schockraum. Der Radiologe Volume 42 (Number 7): 505, 2002.
34. Plaisance P, Lurie KG, Vicaut E, Adnet F, Petit JL, Epain D, Ecollan P, Gruat R, Cavagna P, Biens J, Payen D. A comparison of standard cardiopulmonary resuscitation and active compression-decompression resuscitation for out-of-hospital cardiac arrest. French Active Compression-Decompression Cardiopulmonary Resuscitation Study Group. N Engl J Med 341 (8): 569-75, 1999.
35. Rubertsson S, Huzevka T. Increased restoration of spontaneous circulation after cardiac arrest with the LUCAS device compared to manual chest compressions - A pilot study. Resuscitation 69 (1): 46, 2006.
36. Rubertsson S, Karlsten R. Increased cortical cerebral blood flow with LUCAS; a new device for mechanical chest compressions compared to standard external compressions during experimental cardiopulmonary resuscitation. Resuscitation 65 (3): 357-63, 2005.
37. Sans S, Kesteloot H, Kromhout D. The burden of cardiovascular diseases mortality in Europe. Task Force of the European Society of Cardiology on Cardiovascular Mortality and Morbidity Statistics in Europe. Eur Heart J 18 (8): 1231-48, 1997.
38. Sloth E, Jakobsen CJ, Melsen NC, Ravn HB. The resuscitation guidelines in force--time for improvement towards causal therapy? Resuscitation 74 (1): 198-9, 2007.
39. Soar J, Deakin CD, Nolan JP, Abbas G, Alfonzo A, Handley AJ, Lockey D, Perkins GD, Thies K. European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 7. Cardiac arrest in special circumstances. Resuscitation 67 Suppl 1: S135-70, 2005.
40. Soar J, Nolan JP. Use of ultrasound to detect and treat reversible causes during CPR. Resuscitation 74 (1): 199, 2007.
41. Steen S, Liao Q, Pierre L, Paskevicius A, Sjoberg T. Continuous intratracheal insufflation of oxygen improves the efficacy of mechanical chest compression-active decompression CPR. Resuscitation 62 (2): 219-27, 2004.
42. Steen S, Liao Q, Pierre L, Paskevicius A, Sjoberg T. The critical importance of minimal delay between chest compressions and subsequent defibrillation: a haemodynamic explanation. Resuscitation 58 (3): 249-58, 2003.
43. Steen S, Liao Q, Pierre L, Paskevicius A, Sjoberg T. Evaluation of LUCAS, a new device for automatic mechanical compression and active decompression resuscitation. Resuscitation 55 (3): 285-99, 2002.
44. Steen S, Sjoberg T, Olsson P, Young M. Treatment of out-of-hospital cardiac arrest with LUCAS, a new device for automatic mechanical compression and active decompression resuscitation. Resuscitation 67 (1): 25-30, 2005.
45. Timerman S, Cardoso LF, Ramires JA, Halperin H. Improved hemodynamic performance with a novel chest compression device during treatment of in-hospital cardiac arrest. Resuscitation 61 (3): 273-80, 2004.
46. Vatsgar TT, Ingebrigtsen O, Fjose LO, Wikstrom B, Nilsen JE, Wik L. Cardiac arrest and resuscitation with an automatic mechanical chest compression device (LUCAS) due to anaphylaxis of a woman receiving caesarean section because of pre-eclampsia. Resuscitation 68 (1): 155-9, 2006.
47. Wik L, Kiil S. Use of an automatic mechanical chest compression device (LUCAS) as a bridge to establishing cardiopulmonary bypass for a patient with hypothermic cardiac arrest. Resuscitation 66 (3): 391-4, 2005.

48. Wik L, Kramer-Johansen J, Myklebust H, Sorebo H, Svensson L, Fellows B, Steen PA. Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest. Jama 293 (3): 299-304, 2005.
49. Zheng ZJ, Croft JB, Giles WH, Mensah GA. Sudden cardiac death in the United States, 1989 to 1998. Circulation 104 (18): 2158-63, 2001.

8 Tabellen

Tabelle 6: subjektive Bewertungen, differenziert nach Regionen

n = 9	Objekt	Mittel-wert	Standard-abweichun	Median	Min.	Max.
Lunge, Pleura	Phantom	1,56	0,53	2	1	2
	LUCAS®-Grundplatte	1,67	0,50	2	1	2
	AutoPulse®	1,78	0,44	2	1	2
	LUCAS®	2,33	0,50	2	2	3
Große Gefäße, Aorta	Phantom	1,67	0,50	2	1	2
	LUCAS®-Grundplatte	1,56	0,53	2	1	2
	AutoPulse®	1,89	0,33	2	1	2
	LUCAS®	3,22	0,44	3	3	4
Knochen	Phantom	1,11	0,33	1	1	2
	LUCAS®-Grundplatte	1,11	0,33	1	1	2
	AutoPulse®	1,22	0,44	1	1	2
	LUCAS®	2,67	0,50	3	2	3
Mediastinum, Pericard	Phantom	2,22	0,44	2	2	3
	LUCAS®-Grundplatte	2,22	0,44	2	2	3
	AutoPulse®	2,44	0,53	2	2	3
	LUCAS®	3,67	0,50	4	3	4
Gefäße 1mm, 200 HU	Phantom	6,00	0,00	6	6	6
	LUCAS®-Grundplatte	6,00	0,00	6	6	6
	AutoPulse®	6,00	0,00	6	6	6
	LUCAS®	6,00	0,00	6	6	6
Gefäße 3mm, 200 HU	Phantom	3,56	0,53	4	3	4
	LUCAS®-Grundplatte	3,78	0,44	4	3	4
	AutoPulse®	4,44	0,53	4	4	5
	LUCAS®	5,89	0,33	6	5	6
Gefäße 5mm, 200 HU	Phantom	2,56	0,53	3	2	3
	LUCAS®-Grundplatte	2,67	0,50	3	2	3
	AutoPulse®	3,44	0,53	3	3	4
	LUCAS®	5,67	0,50	6	5	6
Gefäße 1mm, 400 HU	Phantom	5,11	0,33	5	5	6
	LUCAS®-Grundplatte	5,11	0,33	5	5	6
	AutoPulse®	5,33	0,50	5	5	6
	LUCAS®	5,11	0,33	5	5	6
Gefäße 3mm, 400 HU	Phantom	2,44	0,53	2	2	3
	LUCAS®-Grundplatte	2,44	0,53	2	2	3
	AutoPulse®	2,67	0,50	3	2	3
	LUCAS®	5,78	0,44	6	5	6
Gefäße 5mm, 400 HU	Phantom	1,89	0,33	2	1	2
	LUCAS®-Grundplatte	1,78	0,44	2	1	2
	AutoPulse®	2,11	0,33	2	2	3
	LUCAS®	5,44	0,53	5	5	6

Tabelle 7: Mann-Whitney-U-Test, differenziert nach Regionen, signifikante Ergebnisse farbig. Ph: Phantom; AP: AutoPulse®; LC: LUCAS®; LCP: LUCAS®-Grundplatte

p-Werte	Ph-AP	Ph- LC	Ph-LCP	AP-LC	AP-LCP	LC-LCP
Lunge, Pleura	0,3311	0,0097	0,6384	0,0286	0,6091	0,0173
Große Gefäße, Aorta	0,2705	0,0002	0,6384	0,0001	0,1250	0,0002
Knochen	0,5388	0,0002	1,0000	0,0004	0,5388	0,0002
Mediastinum, Pericard	0,3311	0,0004	1,0000	0,0012	0,3311	0,0004
Gefäße 1mm, 200 HU	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
Gefäße 3mm, 200 HU	0,0060	0,0001	0,3311	0,0003	0,0147	0,0001
Gefäße 5mm, 200 HU	0,0060	0,0002	0,6384	0,0002	0,0097	0,0002
Gefäße 1mm, 400 HU	0,2705	0,0002	1,0000	0,0036	0,2705	0,0002
Gefäße 3mm, 400 HU	0,3566	0,0002	1,0000	0,0002	0,3566	0,0002
Gefäße 5mm, 400 HU	0,1693	0,0001	0,5388	0,0001	0,0889	0,0002

Tabelle 8: Mann-Whitney-U-Test, signifikante Ergebnisse farbig; Mittelungen. Ph: Phantom; AP: AutoPulse®; LC: LUCAS®; LCP: LUCAS®-Grundplatte

P-Werte	Ph-AP	Ph- LC	Ph-LCP	AP-LC	AP-LCP	LC-LCP
Lunge, Aorta, Knochen, Mediastinum	0,1745	4,491e-14	1,0000	1,265e-8	0,1745	5,057e-10
Gefäße 3 und 5mm, 200 und 400 HU	0,0194	5,057e-10	0,7714	3,461e-13	0,0454	5,203e-14

Tabelle 9: Wilcoxon-Test, subjektive Bewertungen verschiedener Regionen bei verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen im Vergleich, Detailiert, Mittelungen. Ph: Phantom; AP: AutoPulse®; LC: LUCAS®; LCP: LUCAS®-Grundplatte

Studie	Regio		Studie	Regio	p-Wert
Ph	Gefäss 1mm 200 HU	versus	Ph	Gefäss 1mm 400 HU	0,0047
Ph	Gefäss 3mm 200 HU	versus	Ph	Gefäss 3mm 400 HU	0,0083
Ph	Gefäss 5mm 200 HU	versus	Ph	Gefäss 5mm 400 HU	0,0339
LCP	Gefäss 1mm 200 HU	versus	LCP	Gefäss 1mm 400 HU	0,0047
LCP	Gefäss 3mm 200 HU	versus	LCP	Gefäss 3mm 400 HU	0,0097
LCP	Gefäss 5mm 200 HU	versus	LCP	Gefäss 5mm 400 HU	0,0114
AP	Gefäss 1mm 200 HU	versus	AP	Gefäss 1mm 400 HU	0,0143
AP	Gefäss 3mm 200 HU	versus	AP	Gefäss 3mm 400 HU	0,0065
AP	Gefäss 5mm 200 HU	versus	AP	Gefäss 5mm 400 HU	0,0057
LC	Gefäss 1mm 200 HU	versus	LC	Gefäss 1mm 400 HU	1,0000
LC	Gefäss 3mm 200 HU	versus	LC	Gefäss 3mm 400 HU	0,3173
LC	Gefäss 5mm 200 HU	versus	LC	Gefäss 5mm 400 HU	0,4795
Ph	Gefäss 5mm 200 HU	versus	Ph	Gefäss 3mm 400 HU	0,3173
LCP	Gefäss 5mm 200 HU	versus	LCP	Gefäss 3mm 400 HU	0,3173
AP	Gefäss 5mm 200 HU	versus	AP	Gefäss 3mm 400 HU	0,0384
LC	Gefäss 5mm 200 HU	versus	LC	Gefäss 3mm 400 HU	0,5637

Tabelle 10: verursachte CT-Artefakte (Bildrauschen), Angaben in Hounsfieldeinheiten (HU), differenziert nach Regionen

	n = 9	Mittel-wert	Standard-abweichung	Median	Min.	Max.
Wasser	Phantom	7,83	0,28	7,78	7,28	8,25
	LUCAS®-Grundplatte	9,78	0,27	9,78	9,40	10,30
	AutoPulse®	27,93	0,92	28,00	26,00	29,10
	LUCAS®	47,07	8,49	43,50	38,10	58,70
Spongiöser Knochen	Phantom	8,06	0,44	8,04	7,65	9,11
	LUCAS®-Grundplatte	9,35	0,73	9,29	8,43	10,50
	AutoPulse®	33,36	1,39	33,00	31,60	35,60
	LUCAS®	40,70	3,88	41,80	32,70	44,50
Kompakter Knochen	Phantom	12,34	1,10	12,40	11,00	14,50
	LUCAS®-Grundplatte	15,17	3,45	13,80	10,70	19,90
	AutoPulse®	49,40	9,28	46,20	43,20	73,40
	LUCAS®	62,90	4,37	63,60	53,20	67,40
Mediastinum Perikard	Phantom	7,55	0,50	7,70	6,70	8,03
	LUCAS®-Grundplatte	9,22	0,25	9,24	8,83	9,56
	AutoPulse®	27,77	2,15	27,60	24,40	31,20
	LUCAS®	51,27	11,65	48,30	33,80	71,50
Aorta, Große Gefäße	Phantom	9,82	0,39	9,92	8,81	10,10
	LUCAS®-Grundplatte	11,22	0,62	11,20	10,20	12,10
	AutoPulse®	26,24	0,58	26,30	25	27
	LUCAS®	50,30	12,56	43,30	39,70	68,50
Lunge	Phantom	5,22	0,51	5,29	4,63	5,99
	LUCAS®-Grundplatte	6,43	0,91	6,56	4,67	7,92
	AutoPulse®	17,13	1,87	17,20	13,90	19,40
	LUCAS®	37,00	7,73	36,20	25,00	47,50
Luft	Phantom	4,48	0,07	4,49	4,36	4,57
	LUCAS®-Grundplatte	5,67	0,60	5,70	4,89	6,95
	AutoPulse®	17,99	4,03	16,30	15,30	25,10
	LUCAS®	28,73	2,58	28,80	23,10	32,00

Tabelle 11: t-test für unabhängige Stichproben, Studien im Vergleich, differenziert nach Regionen, Ph: Phantom; AP: AutoPulse®; LC: LUCAS®; LCP: LUCAS®-Grundplatte

p-Werte	Ph-AP	Ph- LC	Ph-LCP	AP-LC	AP-LCP	LC-LCP
Wasser	1,152e-13	6,970e-7	6,958e-11	0,0001	3,290e-13	1,032e-6
Spongiöser Knochen	4,303e-13	2,826e-14	0,0003	6,495e-5	5,901e-15	6,286e-14
Kompakter Knochen	2,344e-9	2,777e-16	0,0328	0,0021	9,891e-7	6,072e-14
Mediastinum	6,586e-15	5,264e-9	1,184e-6	2,039e-5	1,884e-14	9,081e-9
Aorta	3,025e-19	4,369e-8	5,664e-5	3,019e-5	2,221e-19	7,151e-8
Lunge	3,434e-12	1,434e-9	0,0042	1,285e-6	4,537e-9	2,687e-9
Luft	2,569e-8	4,563e-15	2,206e-5	1,104e-5	1,048e-7	1,094e-9

Tabelle 12: t-test für unabhängige Stichproben, alle Messregionen. Ph: Phantom; AP: AutoPulse®; LC: LUCAS®; LCP: LUCAS®-Grundplatte

p-Werte	Ph-AP	Ph- LC	Ph-LCP	AP-LC	AP-LCP	LC-LCP
Alle	5,668e-23	5,441e-33	0,0019	1,172e-12	2,852e-21	2,596e-32

9 Danksagung

Nach 2 Jahren, die ich mit der Anfertigung dieser Arbeit verbracht habe, ist es an der Zeit, mich bei den Menschen zu bedanken, die mich wesentlich unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir die Möglichkeit gaben, meine Persönlichkeit frei zu entwickeln und meine Interessen umzusetzen. Auch nach Anbringen konstruktiver Kritik konnte ich immer meinen eigenen Weg wählen und so auch aus Fehlern lernen. Nicht zuletzt hat die finanzielle Unterstützung im Rahmen ihrer Möglichkeiten zum Abschluss von meinem Studium beigetragen.

Herrn Professor Dr. med. W. Mutschler und Herrn Professor Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser danke ich für die Möglichkeit der Durchführung der vorliegenden Arbeit, für die Nutzung der Räumlichkeiten und der Gerätschaften.

Besonders danken möchte ich an dieser Stelle Herrn PD Dr. med. K. G. Kanz für die Stellung des Themas und die wohlwollende Unterstützung der Arbeit.

Danken möchte ich auch meinem Betreuer Dr. med. Dr. hum. biol. S. Wirth, der diese Arbeit in vorbildlicher Weise betreut hat. Seine Kompetenz bei der Auswertung des Bildmaterials, bei der statistischen Auswertung sowie seine konstruktive Kritik haben entscheidend zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. med. M. Krötz für die Beschaffung des Thoraxphantoms danken. Für die Durchführung der computertomographischen Untersuchung des Phantoms gilt mein Dank ebenfalls ihm und Frau Larissa Praetorius.

Außerdem geht mein Dank an Frau Dr. med. S. Busch und Herrn Dr. med. M. Körner vom Institut für Radiologie für die hilfreiche und fachlich kompetente Beratung.

Mein herzlichster Dank gilt meiner lieben Freundin Tine, die an vielen Abenden und Wochenenden mit mir wenig Zeit verbringen konnte. Sie hat immer vollstes Verständnis und Interesse gezeigt und mich in jeder Hinsicht motiviert und unterstützt.

10 Lebenslauf

Person

Name:	Thomas Heinrich Jaschkowitz
Geburtsdatum, -ort:	09.06.1980 in München
Eltern:	Renate Jaschkowitz, geb. Meindl, Buchhalterin
	Heinrich Jaschkowitz, Elektromechaniker
Geschwister:	Michael Jaschkowitz, Student der Sozialpädagogik an der katholischen Stiftungs-FH München
Konfession:	römisch-katholisch
Familienstand:	ledig
Staatsangehörigkeit:	deutsch

Schule, Zivildienst, Studium

09/86-08/90	Grundschule an der Burmesterstr. in München
09/90-06/00	Städt. Lion-Feuchtwanger-Gymnasium in München, Abschluss mit der allgemeinen Hochschulreife
08/00-06/01	Zivildienst im Krankentransport und Rettungsdienst bei der Malteser Hilfsdienst gGmbH München-Stadt, im Rahmen dessen Ausbildung und Prüfung zum Rettungssanitäter
10/01-11/07	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München, Bestehen der ärztlichen Vorprüfung im Herbst 2003, Bestehen des 2. Abschnittes der ärztlichen Prüfung am 08.11.2007

Praktisches Jahr

08/06 - 12/06	Krankenhaus Dritter Orden München-Nymphenburg, II. Medizinische Abteilung
12/06 - 04/07	Zentralklinikum Augsburg, Klinik für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin
04/07 - 07/07	Klinikum Schwabing, Klinik für Chirurgie

beruflicher Werdegang

07/01 – 12/07	Rettungssanitäter im Rettungsdienst und Krankentransport bei der Malteser Hilfsdienst gGmbH München-Stadt
seit 03/07	Dozent im Bereich Rettungsdienst- und Revive®-Ausbildung bei dem Malteser Hilfsdienst e.V. München-Stadt
seit 01/08	Assistenzarzt in Weiterbildung im Klinikum Dritter Orden München-Nymphenburg, II. Medizinische Klink, CA Dr. med. A. Maier

München, 06. Juni 2008