

**Aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
der Universität Würzburg
Vorstand: Professor Dr. med. Thorsten Alexander Bley**

**Vergleich von Dual- und Single-Source Dual-Energy CT in der Diagnostik der
akuten Lungenarterienembolie hinsichtlich Bildqualität und Strahlendosis**

Inauguraldissertation

**zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

vorgelegt von

**Pauline Luisa Pannenbecker
aus Würzburg**

Würzburg, November 2023



Referent: Priv. Doz. Dr. Dr. Bernhard Petritsch

Korreferent: Prof. Dr. Christoph Maack

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 08.03.2024

Die Promovendin ist Ärztin.

Meinen Eltern

Präambel

Zur besseren Lesbarkeit wird in dieser Dissertation das generische Maskulinum verwendet. Die in dieser Arbeit verwendeten Personenbezeichnungen beziehen sich – sofern nicht anders kenntlich gemacht – auf alle Geschlechter.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Lungenarterienembolie	1
1.1.1	Ätiologie	1
1.1.2	Epidemiologie	2
1.1.3	Pathophysiologie	2
1.1.4	Symptome der Lungenarterienembolie	4
1.1.5	Diagnostik der Lungenarterienembolie	4
1.1.5.1	Klinische Untersuchung	5
1.1.5.2	Laborparameter	6
1.1.5.3	Bildgebende Diagnostik	6
1.1.5.3.1	Computertomographie	6
1.1.5.3.2	Szintigraphie	9
1.1.5.3.3	Kompressionssonographie der unteren Extremität	10
1.1.5.3.4	Magnetresonanztomographie	11
1.1.5.4	Weitere diagnostische Untersuchungen	11
1.1.6	Therapeutische Strategien	12
1.1.6.1	Allgemeinmaßnahmen	12
1.1.6.2	Antikoagulation	12
1.1.6.3	Reperfusionstherapie	13
1.2	Dual-Energy Computertomographie	13
1.2.1	Prinzip der Dual-Energy CT	14
1.2.2	Anwendungen der Dual-Energy CT-Bildgebung	17
1.2.3	Dual-Energy CT-Technik	17
1.2.3.1	Dual-Source Dual-Energy Technik	18
1.2.3.2	Single-Source Dual-Energy Techniken	19
1.3	Zielsetzung und Fragestellung	22
2	Material und Methoden	23
2.1	Ethikvotum	23
2.2	Patientenkollektiv	23
2.2.1	Patientenrekrutierung	23
2.2.2	Ein- und Ausschlusskriterien für die Studienteilnahme	23
2.2.3	Endgültiges Patientenkollektiv	24

2.3	CT-graphische Untersuchung	26
2.3.1	Verwendete CT-Scanner	26
2.3.1.1	Dual-Source Dual-Energy CT: SOMATOM Force	26
2.3.1.2	Single-Source Dual-Energy CT: SOMATOM Edge	26
2.3.2	Verwendete CT-Scanprotokolle	26
2.3.3	Bildrekonstruktion und Erstellen der Joddistributionskarten	28
2.4	Evaluation der Bildqualität	29
2.4.1	Objektive Bildqualität	31
2.4.1.1	Objektive Bildqualität der CTPAs.....	31
2.4.1.2	Objektive Bildqualität der Joddistributionskarten	31
2.4.2	Subjektive Bildqualität.....	32
2.5	Evaluation der Strahlendosis	34
2.6	Statistische Auswertung	34
3	Ergebnisse	36
3.1	Allgemeine Unterschiede der Kollektive	36
3.2	Bildqualität im Vergleich.....	37
3.2.1	Objektive Bildqualität im Vergleich.....	37
3.2.1.1	Objektive Bildqualität der CTPAs.....	37
3.2.1.2	Objektive Bildqualität der Jod-Distributionskarten	39
3.2.2	Subjektive Bildqualität im Vergleich	42
3.2.2.1	Subjektive Bildqualität der CTPAs	42
3.2.2.2	Subjektive Bildqualität der Joddistributionskarten	43
3.3	Vergleich der Strahlendosis	46
4	Diskussion	48
5	Zusammenfassung	55
6	Literaturverzeichnis	56
Appendix	61	
<i>I.</i>	<i>Abkürzungsverzeichnis</i>	<i>61</i>
<i>II.</i>	<i>Abbildungsverzeichnis</i>	<i>62</i>
<i>III.</i>	<i>Tabellenverzeichnis.....</i>	<i>63</i>
<i>IV.</i>	<i>Danksagung</i>	<i>64</i>
<i>V.</i>	<i>Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahmen</i>	<i>65</i>

1 Einleitung

1.1 Lungenarterienembolie

Das Krankheitsbild der akuten Lungenarterienembolie (LAE) bildet zusammen mit der tiefen Venenthrombose (TVT) die kardiovaskuläre Entität der venösen Thromboembolien (VTE) [1]. Es soll zunächst ein kurzer Überblick über die Ätiologie, Epidemiologie sowie die Pathophysiologie der Erkrankung gegeben werden, bevor dann auf ihre klinische Symptomatik und insbesondere die Diagnostik sowie Therapiemöglichkeiten eingegangen wird.

1.1.1 Ätiologie

Eine akute LAE tritt meist im Rahmen einer TVT auf. Dabei bilden sich in den meisten Fällen Thromben in den tiefen Venen der Wade, seltener kann es auch in der Vena renalis oder Vena axillaris bzw. Subclavia zur Thrombusbildung kommen [1]. Prädilektionsstellen sind hierbei die Taschen von Venenklappen und andere Regionen der Vene, in denen es leichter zur Stase kommt. Wenn sich das Thrombusmaterial löst und in proximal gelegene Venen wie die Popliteal- oder Beckenvenen migriert, steigt das Risiko einer Embolisierung. Kommt es zu einem Loslösen eines Embolus, kann dieser über das rechte Herz in die Lungenstrombahn gelangen und zu einer LAE führen [2].

Das Risiko für das Auftreten einer VTE und folglich auch einer LAE wird maßgeblich durch das Vorliegen von prädisponierenden Risikofaktoren bestimmt. Hierbei kann zwischen erworbenen und genetischen Risikofaktoren unterschieden werden [3, 4]. Zu den erworbenen Risikofaktoren zählen vor allem solche, die situationsbedingt im Rahmen eines akuten medizinischen Geschehens auftreten, wie zum Beispiel ein größeres stattgehabtes Trauma, eine Verletzung des Rückenmarks, sowie große onkologische und orthopädisch-unfallchirurgische operative Eingriffe wie die Implantation von Hüft- und Knie-Totalendoprothesen. Weitere, im Zusammenhang betrachtet eher chronische erworbene Risikofaktoren sind fortgeschrittenes Alter, Adipositas, eine Krebserkrankung, Schwangerschaft sowie die Post-Partum-Zeit, die Einnahme oraler Kontrazeptiva, eine Hormonersatztherapie, Immobilisierung z.B. im Rahmen einer Hospitalisierung oder einer langen Flugreise, sowie hämatologische Erkrankungen wie Polycythaemia vera [2, 4, 5].

Zu den genetischen Risikofaktoren zählen unter anderem prothrombotische Erkrankungen wie Antithrombin-Mangel, Protein C/S- Mangel, Faktor-V-Leiden oder Dysfibrinogenämie [2]. Das Vorliegen von genetischen Risikofaktoren sollte überprüft werden,

wenn es idiopathisch, wiederholt oder familiär gehäuft zu einer VTE insbesondere bei jungen Patienten kommt oder in der Vorgeschichte von wiederkehrenden Spontanaborten berichtet wird [3]. Das Entstehen einer TVT ist meist ein Zusammenspiel von patientenbezogenen und situationsbedingten Risikofaktoren [5].

1.1.2 Epidemiologie

Die Entität der VTE ist weltweit die dritthäufigste kardiovaskuläre Todesursache nach dem Myokardinfarkt und dem zerebralen ischämischen Insult. Die tatsächliche Inzidenz der LAE ist schwer zu bestimmen, da die klinische Präsentation von asymptomatisch über einen Zufallsbefund bis hin zum plötzlichen Tod reichen kann. Die in der Literatur aufgeführten Inzidenzwerte sind daher meist Inzidenzwerte der VTE [6].

Es kann jedoch angenommen werden, dass die jährliche Inzidenz einer VTE zwischen 100-200 pro 100.000 Einwohnern liegt und die der LAE zwischen 39-115 pro 100.000 Einwohnern [5, 7, 8]. Dabei ist die Inzidenz vor allem altersabhängig, so ist die Inzidenz einer VTE innerhalb der Altersgruppe von über 80-jährigen Patienten fast achtmal höher als bei solchen in der fünften Lebensdekade [5, 9]. Bei einer immer älter werdenden Bevölkerung ist demnach davon auszugehen, dass in den kommenden Jahrzehnten die weltweite Inzidenz einer LAE immer weiter zunehmen wird, wie bereits erste Longitudinalstudien andeuten [6, 10]. Dies hat sowohl Auswirkungen auf die Krankheitslast einer Bevölkerung als auch erhebliche Konsequenzen für die Gesundheitssysteme. So liegen die jährlichen Kosten, die sich akut und dauerhaft aus der Krankheitslast der VTE ergeben, bei geschätzt 8,5 Milliarden Euro in der Europäischen Union [5].

Die Mortalität der akuten LAE ist u.a. abhängig von der Ausprägung und der klinischen Verfassung der Patienten, insgesamt versterben mehr als 15% der Patienten mit akuter LAE in den ersten drei Monaten nach Diagnosestellung und bei immerhin fast 25% der Patienten mit LAE ist ein plötzlicher Tod die initiale klinische Manifestation [3]. Man geht davon aus, dass in den USA jährlich etwa 300.000 Menschen durch eine VTE versterben, in Deutschland kann die Zahl der Todesfälle aufgrund einer akuten LAE auf ca. 40.000 pro Jahr geschätzt werden [11].

1.1.3 Pathophysiologie

Wie bereits dargelegt, entsteht eine akute LAE häufig auf dem Boden einer TVT der unteren Extremität und der Beckenregion. Die dortigen Thromben lösen sich und embo-

lisieren in Lungenarterien, wodurch sie sowohl die Hämodynamik als auch den Gasaustausch stören können [3]. Dabei spielen pathophysiologisch vor allem zwei Faktoren eine bedeutende Rolle: zum einen die mechanische Obstruktion der betroffenen Lungenarterien durch das Thrombusmaterial und zum anderen das nachgeschaltete Ausschütten von vaso- und bronchoaktiven Substanzen wie Serotonin, die das Ventilations-Perfusions-Verhältnis der Lunge weiter kompromittieren [2]. Sowohl durch die Obstruktion als auch durch die Vasokonstriktion kommt es zu einem akuten Anstieg des pulmonalen Gefäßwiderstands und damit zu einer Druckbelastung des rechten Ventrikels. Diese plötzliche Veränderung führt wiederum zu verschiedenen Kompensationsmechanismen, wie dem Frank-Starling-Mechanismus und der neurohumeralen Aktivierung mit positiv ino- und chronotroper Wirkung [5]. Durch die vorübergehend gesteigerte Myokardkontraktilität steigt der rechtsventrikuläre Sauerstoffbedarf. In Kombination mit reduziertem Sauerstoffangebot kommt es zu einer rechtsventrikulären Myokardischämie, wodurch die Auswurfleistung des rechten Ventrikels abnimmt. Konsekutiv sinkt die linksventrikuläre Vorlast und damit auch die Auswurfleistung. Dies führt zu einem Absinken des systemischen Blutdrucks, wodurch die Perfusion und somit Sauerstoffversorgung des rechten Ventrikels weiter abnimmt. Dies kann bis zum kardiogenen Schock und Tod führen [5]. Die vornehmliche zum Tod führende pathophysiologische Komponente der akuten LAE ist demnach die akute druckbedingte Rechtsherzinsuffizienz mit ihren gravierenden Auswirkungen auf die Hämodynamik [8].

Das Ausmaß der hämodynamischen Reaktion hängt neben kardiopulmonalen Vorerkrankungen des Patienten maßgeblich von der Thrombusgröße und der Lokalisation ab [3]. Kleine, distale Thromben haben kaum bis keine hämodynamischen oder ventilatorischen Auswirkungen. Stattdessen kommt es in diesem Fall häufig zu einem Lungeninfarkt durch Einblutung in den nachgeschalteten Alveolarraum; der klinische Verlauf bleibt jedoch meist mild, es kommt zu Hämoptysen, Pleuritis oder einem Pleuraerguss [5].

Neben der Veränderung der Hämodynamik hat die Verlegung von Lungenarterien auch Auswirkungen auf den Gasaustausch [8]: durch eine Embolie in der Lungenstrombahn kommt es zu einem lokalen Ventilations-Perfusions-Mismatch. Dadurch nimmt der absolute Totraum der Lunge zu und es kann sich ein funktioneller Rechts-Links-Shunt bilden. Diese Störung des Gasaustauschs schlägt sich vor allem in einer arteriellen Hypoxämie nieder; sollte bereits eine Hyperkapnie vorliegen, muss eine massive LAE vermutet werden. Eine reflektorische Hyperventilation kann jedoch auch zu einer Hypokapnie und respiratorischen Alkalose führen [3].

1.1.4 Symptome der Lungenarterienembolie

Die Klinik der akuten LAE ist sehr variabel. Sie kann asymptomatisch bleiben und im Rahmen anderweitiger Diagnostik als Zufallsbefund auffallen, oder fulminant bis hin zum hämodynamischen Schock verlaufen. Zu den häufigsten, wenn auch unspezifischen Symptomen der akuten LAE zählen Dyspnoe, Tachypnoe, Tachykardie, thorakale Schmerzen, Husten, Hämoptysis und Synkope [2, 8]. Die Symptome können je nach Thrombuslast und Lokalisation der LAE unterschiedlich stark ausfallen: so können thorakale Schmerzen bei massiver und zentral gelegener LAE ähnlich einer Angina pectoris sein, während bei einem kleinen, peripheren Embolus durch pleurale Irritation bei pulmonaler Infarzierung pleuritische Schmerzen entstehen [5].

Da wie vorhergehend beschrieben das Auftreten einer akuten LAE häufig auf das Vorliegen einer TVT der unteren Extremität zurückgeht, können neben der pulmonalen Symptomatik auch Beschwerden einer tiefen Beinvenenthrombose bestehen. Dazu zählen akute Schmerzen sowie eine Umfangsvermehrung der betroffenen Extremität, außerdem eine Veränderung der Farbe sowie eine verstärkte Venenzeichnung [12]. Ungefähr ein Viertel der Patienten mit akuter LAE zeigen simultan eine Beinschwellung [13]. Da die Symptome einer akuten LAE häufig unspezifisch sind und z.B. bei stechendem Thoraxschmerz auch Differentialdiagnosen wie eine akute Aortendissektion vorliegen können, müssen diese Symptome zeitnah diagnostisch abgeklärt werden [5].

1.1.5 Diagnostik der Lungenarterienembolie

Wenn bei einem Patienten der Verdacht auf das Vorliegen einer akuten Lungenarterienembolie besteht, muss dieser diagnostisch weiterverfolgt werden [8]. In einem ersten Schritt ist es wichtig, klinische Symptome der LAE zu identifizieren und das Risiko der Patienten zu stratifizieren, bevor in einem zweiten Schritt eine apparative Diagnostik durchgeführt wird. Hierzu zählen einerseits die Bestimmung laborchemischer Parameter wie D-Dimere und die Durchführung einer Blutgasanalyse, und andererseits die bildgebende Diagnostik, insbesondere die CT-Angiographie, aber auch Kompressionssonographie, Lungenszintigraphie sowie untergeordnet die Magnetresonanztomographie (MRT) [5].

1.1.5.1 Klinische Untersuchung

Wenn bei einem Patienten der Verdacht auf eine akute LAE besteht, ist es in einem ersten Schritt von großer Bedeutung, dass einerseits klinische Symptome wie eine Tachypnoe, Tachykardie oder Dyspnoe und andererseits bestehende Risikofaktoren erkannt und gezielt erfragt werden. Zur Evaluation der klinischen Wahrscheinlichkeit des Vorliegens einer akuten LAE hat sich der Einsatz von Scores bewährt. In diesem Zusammenhang wird von der European Society of Cardiology in der aktuellen Leitlinie der Geneva- oder Wells-Score empfohlen (Tabelle 1) [5].

Tabelle 1: Wells-Score.

Bpm = beats per minute; LAE = Lungenarterienembolie; N/A = nicht anwendbar; TVT = Tiefe Venenthrombose

Item	Punkte Originalversion	Punkte vereinfachte Version
LAE oder TVT in Vorgeschichte	1,5	1
Herzfrequenz >100 bpm	1,5	1
Operativer Eingriff oder Immobilisierung während der letzten 4 Wochen	1,5	1
Hämoptysen	1	1
Aktive Tumorerkrankung	1	1
Klinische Zeichen einer TVT	3	1
Andere Diagnose weniger wahrscheinlich als LAE	3	1
Klinische Wahrscheinlichkeit		
<i>Drei-Level-Score</i>		
Gering	0-1	N/A
Intermediär	2-6	N/A
Hoch	≥ 7	N/A
<i>Zwei-Level-Score</i>		
LAE unwahrscheinlich	0-4	0-1
LAE wahrscheinlich	≥ 5	≥2

1.1.5.2 Laborparameter

Ein wichtiger Schritt im diagnostischen Algorithmus der LAE ist die laborchemische Bestimmung der D-Dimere im Plasma. Diese entstehen u.a. durch Fibrinolyse, die bei einer akuten VTE neben der Thrombusbildung abläuft. Dabei haben die D-Dimere einen hohen negativ prädiktiven Wert, so dass bei einem normwertigen D-Dimer-Level ein thromboembolisches Geschehen unwahrscheinlich ist [5, 14]. Daher eignet sich die Bestimmung der D-Dimere vor allem bei Patienten mit niedriger bis moderater klinischer Wahrscheinlichkeit zum Ausschluss einer LAE. In diesem Fall kann auf eine Bildgebung und damit assoziierte Strahlenexposition verzichtet werden [1, 5]. Da eine Erhöhung der D-Dimere jedoch auch andere Ursachen wie eine aktive Tumorerkrankung, eine bestehende Schwangerschaft oder eine schwere Infektion haben kann, ist der positiv prädiktive Wert der D-Dimer-Bestimmung niedrig und eine Erhöhung kann alleine die Verdachtsdiagnose einer LAE nicht bestätigen [5].

Weiterhin können im Rahmen der diagnostischen Abklärung Biomarker wie Troponin I/T sowie NT-pro-BNP bestimmt werden, wobei im Rahmen einer akuten LAE ersteres bei Myokardschädigung und letzteres durch Ventrikeldehnung bei akuter Rechtsherzbelastung erhöht sein kann. Die Erhöhung dieser Biomarker kann hilfreich dabei sein, Patienten mit akuter LAE zu identifizieren und zeigt eine erhöhte Mortalität an, alleine sind sie jedoch aufgrund ihrer geringen Spezifität nicht diagnostisch [1, 5, 15].

Wie bereits in Kapitel 1.1.3 aufgeführt, kann es durch Störungen im Gasaustausch zu Hypoxie sowie Hyper- und Hypokapnie kommen, entsprechende Veränderungen können in einer Blutgasanalyse auffallen [8].

1.1.5.3 Bildgebende Diagnostik

1.1.5.3.1 Computertomographie

In der diagnostischen Abklärung eines Verdachts auf eine akute LAE hat sich die CT-graphische Pulmonalisangiographie (CTPA) bereits vor über einer Dekade als Gold-Standard der Bildgebung etabliert [5, 16]. Mit dieser Methode wird die Verteilung von intravenös (i.v.) appliziertem jodhaltigen Kontrastmittel (KM) innerhalb der pulmonalarteriellen Gefäßstrombahn visualisiert [17].

Wenn eine akute LAE vorliegt, zeigt sich in der CTPA ein Thrombus als endoluminale Kontrastmittelaussparung innerhalb des pulmonalarteriellen Gefäßsystems. Das KM kann aufgrund des thrombotischen Materials nicht das gesamte Gefäßlumen füllen und die betroffene Arterie kann im Vergleich zu ähnlichen Arterien vergrößert sein [18, 19].

Ein Thrombus kann in der gesamten pulmonalarteriellen Strombahn auftreten, z.B. zentral im Truncus pulmonalis oder in den beiden Hauptstammarterien oder peripher in Lappenarterien bzw. auf Segment- oder Subsegmentebene. Außerdem kann Thrombusmaterial dabei solitär in einer Arterie lokalisiert sein oder eine reitende Konfiguration aufweisen, bei der er der Bifurkation zweier Lungenarterien adhärent ist [13, 20]. Die folgenden Abbildungen zeigen Bildbeispiele einer CTPA mit dem Nachweis einer zentralen LAE (Abbildung 1) sowie einer peripheren LAE (Abbildung 2).

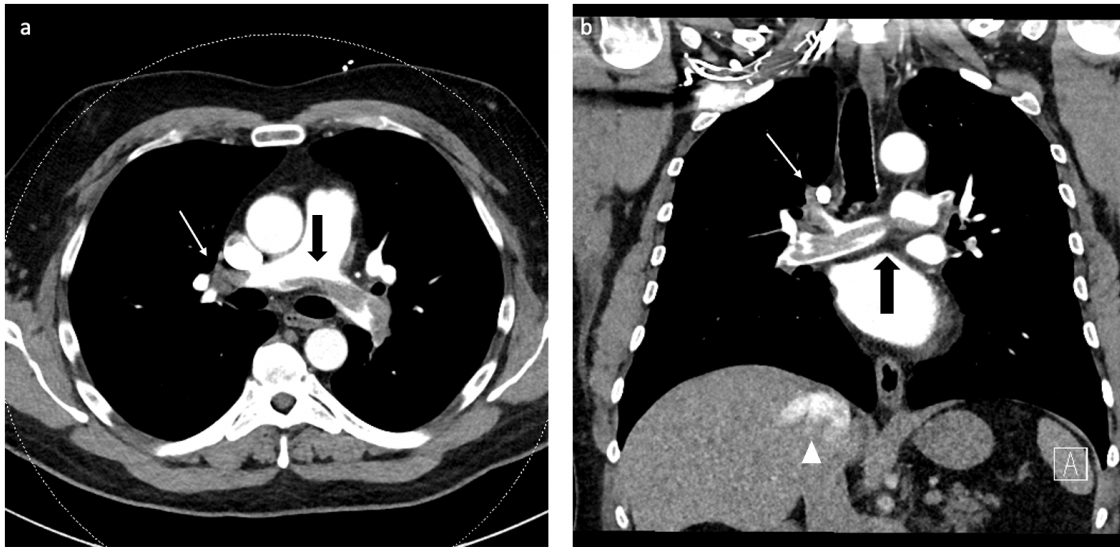


Abbildung 1: Bildbeispiel einer CTPA mit dem Nachweis einer zentralen LAE.

- (a) Axiale CTPA, der schwarze Pfeil zeigt eine zentrale hypodense Kontrastmittelaussparung mit reitender Konfiguration, das Thrombusmaterial lässt sich bis in beide Hauptstammarterien abgrenzen. Der weiße Pfeil zeigt weiteres, die rechte Oberlappenarterie vollständig ausfüllendes Thrombusmaterial.
- (b) Korrespondierende koronare CTPA, der schwarze Pfeil zeigt den zentral reitenden Thrombus. Der weiße Pfeil zeigt aus (a) bekannten Thrombus in der rechten Oberlappenarterie. Die weiße Pfeilspitze zeigt einen Kontrastmittelreflux in die angeschnittenen Lebervenen.

CTPA = CT-Pulmonalisangiographie; LAE = Lungenarterienembolie. Eigene Abbildung.

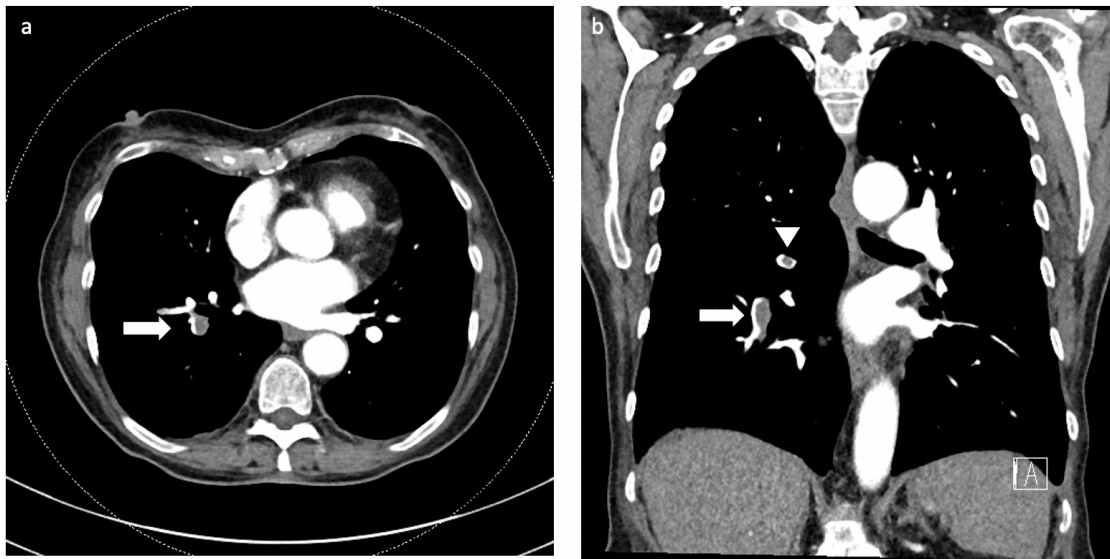


Abbildung 2: Bildbeispiel einer CTPA mit dem Nachweis einer peripheren LAE.

- (a) Axiale CTPA, der weiße Pfeil zeigt eine hypodense Kontrastmittelaussparung innerhalb der abgebildeten Unterlappenarterie.
- (b) Korrespondierende koronare Ansicht der CTPA, hier zeigt der weiße Pfeil eine längerstreckige, wandständige KM-Aussparung; die weiße Pfeilspitze zeigt eine weitere hypodense, zentral im Gefäßlumen gelegene KM-Aussparung als Korrelat eines weiteren Thrombus.

CTPA = CT Pulmonalisangiographie; LAE = Lungenarterienembolie. Eigene Abbildung.

Im Rahmen der PIOPED-II-Studie konnte für die Multidetektor-CTPA eine Sensitivität von 83% und eine Spezifität von 96% für die Detektion einer LAE ermittelt werden [18]. Gerade bei Patienten mit geringer bis moderater klinischer Wahrscheinlichkeit einer LAE liegt der negative prädiktive Wert der CTPA mit 96% und 89% hoch und eignet sich somit als diagnostische Methode zum Ausschluss der Differentialdiagnose einer LAE [18].

Neben der Detektion von Thromben kann die CTPA weitere diagnostische Informationen geben, so können auch Rechtsherzbelastungszeichen wie eine Dilatation des rechten Ventrikels und Vorhofs sowie ein KM-Rückstau bis in die Lebervenen auffallen (vgl. Abbildung 1b, weiße Pfeilspitze) [21, 22]. Sollten derartige Zeichen vorliegen, kann das Ausmaß der rechtsventrikulären Belastung durch Erhebung der RV/LV-Ratio in axialen Schichten bestimmt werden und anhand des ermittelten Wertes eine prognostische Einschätzung getroffen werden. Überschreitet die RV/LV-Ratio den Wert von 0,9, besteht ein erhöhtes Mortalitätsrisiko innerhalb der ersten 30 Tage, während Patienten ohne Rechtsherzbelastungszeichen in der CTPA ein niedrigeres Risiko für unerwünschte Ereignisse haben [13, 23].

Ein großer Vorteil der CTPA ist, dass die Untersuchung jederzeit und weitgehend flächendeckend verfügbar ist. Außerdem sind die kurze Untersuchungsdauer von wenigen Sekunden und die mit 3-5% sehr niedrige Rate an inkonklusiven Untersuchungen weitere Stärken der Methode. Sollte in der CTPA eine akute LAE ausgeschlossen werden können, können durch im Scanvolumen mitabgebildete relevante Strukturen wie dem Lungenparenchym, dem Herzen sowie der großen thorakalen Gefäße alternative Diagnosen wie z.B. einem Pneumothorax, einer Pneumonie oder ein akutes Aortensyndrom gestellt werden [5, 24].

Doch neben den genannten Vorteilen bestehen auch Limitationen der CTPA: Einerseits geht mit ihrer Durchführung eine Strahlenexposition einher, andererseits kann die i.v.-KM-Applikation ungewünschte Folgen wie eine allergische Reaktion, Verschlechterung einer Nierenfunktionseinschränkung bis hin zur Notwendigkeit einer Dialyse-Therapie sowie eine thyreotoxische Krise nach sich ziehen [5].

1.1.5.3.2 Szintigraphie

In der diagnostischen Abklärung des Verdachts auf eine akute LAE kann auch die nuklearmedizinische Methode der Ventilations-Perfusions-Szintigraphie zum Einsatz kommen. Hierbei wird nach der Inhalation von Tc-99m-DTPA-haltigem Aerosol eine Ventilations-, und nach der i.v.-Injektion von Tc-99m-MAA ein Perfusionsaufnahme angefertigt [11, 25]. Sollte im Rahmen einer akuten LAE durch die Verlegung einer Lungenarterie ein Perfusionsdefizit bestehen, fällt dieses durch ein Ventilations-Perfusions-Mismatch auf. Eine unauffällige Szintigrafie lässt die Diagnose der akuten LAE bei geringer klinischer Wahrscheinlichkeit ausschließen [5].

Die Durchführung einer V/P-Szintigraphie zum Ausschluss bzw. Bestätigung einer LAE bei hämodynamisch stabilen Patienten wird von der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin als gleichwertige Alternative zur CTPA vor allem dann empfohlen, wenn die klinische Symptomatik milde ist und die Risikokonstellation des betreffenden Patienten gegen die Durchführung einer CTPA spricht. Dies ist insbesondere beim Vorliegen einer hochgradigen Niereninsuffizienz, einer bekannten Allergie gegen jodhaltiges Kontrastmittel sowie bei bestehender Schwangerschaft bzw. postpartal der Fall [11]. Der wesentliche Vorteil der V/P-Szintigraphie besteht in ihrer relativ zur CTPA geringeren Strahlendosis von ca. 2mSv [5]. Dieses in der Literatur häufig angeführte Argument ist mit der Verwendung moderner CT-Scanner Generationen aber kritisch zu diskutieren. Wenn das thrombotische Material einer LAE zentral liegt oder nicht- oder nur teilokkludierend wirkt, ist die Aussagekraft der Methode jedoch limitiert [11].

1.1.5.3.3 Kompressionssonographie der unteren Extremität

Wie bereits beschrieben geht eine akute LAE häufig auf eine TVT der unteren Extremität zurück. Die Kompressionssonographie zum Nachweis oder Ausschluss einer TVT spielt daher eine wichtige Rolle in der diagnostischen Abklärung bei V.a. das Vorliegen einer LAE. Hierbei werden die tiefen Beinvenen auf ihre Kompressibilität hin untersucht, bei bestehendem Verdacht auf eine LAE reicht eine Vier-Punkt-Untersuchung inguinal sowie popliteal beidseits aus. Diagnostische Befunde einer TVT in der Kompressions-Phlebasonographie sind die Inkompressibilität der untersuchten Venen, ein direkter Thrombusnachweis mit einhergehender Dilatation der Vene sowie ein abnormales Doppler-Flussspektrum [5, 12, 26, 27] (vgl. Abbildung 3). In etwa der Hälfte der Fälle kann beim Vorliegen einer akuten LAE mittels Kompressionssonographie eine TVT nachgewiesen werden [1].

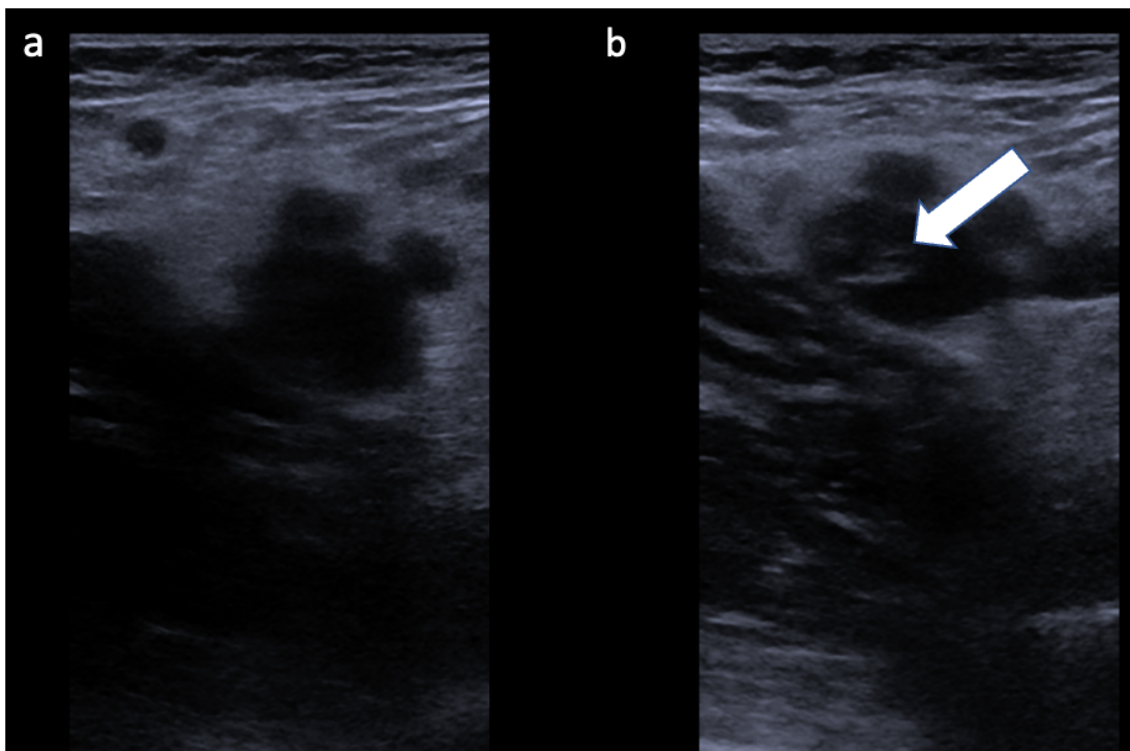


Abbildung 3: Bildbeispiel einer TVT in der Kompressionssonographie.

- (a) Sonographische Darstellung der linken VFS vor Kompression.
- (b) Sonographische Darstellung der linken VFS unter Kompression; hierbei fällt auf, dass die Vene nicht vollständig kompressibel ist, zudem kann ein intraluminaler Thrombus nachgewiesen werden (Pfeil).

TVT = Tiefe Venenthrombose; VFS = Vena femoralis superficialis. Eigene Abbildung.

1.1.5.3.4 Magnetresonanztomographie

Ein weiteres mögliches bildgebendes Verfahren in der Diagnostik der LAE stellt die Angiographie mittels Magnetresonanztomographie dar; hier stehen verschiedene Aufnahmetechniken zur Verfügung, um die pulmonalarterielle Strombahn zu visualisieren. Nicht zuletzt aufgrund eines hohen Anteils nichtdiagnostischer Scans, einer niedrigen Sensitivität und einer geringen Verfügbarkeit im Notfall-Setting spielt die Magnetresonanztomographie bisher keine relevante Rolle in der klinischen Praxis und wird von derzeit geltenden Leitlinien nicht als diagnostisches Verfahren zum Ausschluss einer LAE empfohlen [5].

1.1.5.4 Weitere diagnostische Untersuchungen

Im Rahmen der diagnostischen Abklärung einer LAE kommen neben den oben genannten Verfahren auch die Durchführung eines Elektrokardiogramms (EKG), einer Echokardiographie sowie einer konventionellen Röntgen-Thorax-Untersuchung zum Einsatz.

Das EKG kann einen Hinweis auf das Vorliegen einer LAE geben; in diesem Falle finden sich hier einerseits unspezifische Veränderungen wie eine Sinustachykardie oder ein neu aufgetretenes Vorhofflimmern bzw. -flattern sowie andererseits elektrokardiografische Zeichen eines akuten Cor pulmonale wie ein SI-QIII-TIII-Typ, ein Rechtsschenkelblock, ein P-Pulmonale und eine Verlagerung des Lagetyps nach rechts [1, 2].

Eine konventionelle Röntgenaufnahme des Thorax spielt in der Diagnostik der akuten LAE eine untergeordnete Rolle. Sollte eine LAE vorliegen, kann das in der Röntgen-Thoraxaufnahme zu unspezifischen Veränderungen wie einer Kardiomegalie, Zeichen eines Lungeninfarkts wie ein sog. Hampton's Hump oder das Westermarck-Zeichen führen [28, 29]. Anwendung findet diese Diagnostik vor allem in der Notfallsituation, um häufige Differentialdiagnosen von Brustschmerz, Atemnot und Tachykardie wie eine Pneumonie, einen Pneumothorax oder freie intraabdominelle Luft auszuschließen. Sollte eine Röntgen-Thorax-Aufnahme unauffällig sein und damit keine hinreichende Erklärung für akute Atemnot bestehen, sollte die akute LAE noch stärker in den differentialdiagnostischen Fokus rücken [1, 13].

Das diagnostische Verfahren der invasiven Pulmonalis-Angiographie hat heute eher historischen Stellenwert. Sie war lange Zeit Gold-Standard der LAE-Diagnostik, wurde jedoch vollständig durch nicht-invasive Untersuchungsverfahren, allen voran der CTPA ersetzt, da die invasive Pulmonalis-Angiographie mit erheblichen periprozeduralen Risiken und einer hohen Strahlendosis von 10-20 mSv einhergeht [5, 13, 30].

1.1.6 Therapeutische Strategien

Für die Wahl der Akuttherapie einer LAE ist die Risikostratifizierung des Patienten entscheidend. Im europäischen Raum wird hierfür der sog. Pulmonary Embolism Severity Score herangezogen, der drei wesentliche Risikogruppen unterscheidet. Hierzu zählen die Low-Risk LAE, die Intermediate-Risk LAE und die High-Risk LAE [13]. Da die Therapie der LAE jedoch nicht im Fokus dieser Arbeit steht, soll im folgenden Abschnitt lediglich ein kurzer orientierender Überblick über die grundsätzlichen therapeutischen Strategien in der akuten Phase einer LAE gegeben werden. Die einzelnen zu erhebenden Parameter zur Bestimmung des Pulmonary Embolism Severity Scores, die notwendige Dauer der Fortführung sowie die jeweilige im Sonderfall, wie z.B. bei bestehender Schwangerschaft oder Niereninsuffizienz, zu wählende Therapie einer akuten LAE werden in der aktuellen S3-Leitlinie der European Society of Cardiology ausführlich behandelt [5].

1.1.6.1 Allgemeinmaßnahmen

Vor und nach Beginn kausaler Therapien einer akuten LAE sollten je nach klinischem Zustand des Patienten Allgemeinmaßnahmen zu dessen hämodynamischer und respiratorischer Unterstützung ergriffen werden. Hierzu zählt z.B. die Supposition von Sauerstoff bei Patienten mit einer akuten LAE und einer Sauerstoffsättigung von <90% und gegebenenfalls die nichtinvasive oder invasive mechanische Ventilation. Im Falle eines niedrigen Zentralvenendrucks kann eine moderate Flüssigkeitssubstitution sinnvoll sein. Auch die Gabe von Vasopressoren wie Noradrenalin kann zur Therapie von einem auftretenden akuten Rechtsherzversagens notwendig werden [5]. Wenn es durch eine akute LAE zum Kreislaufstillstand kommt, sollten die aktuellen Leitlinien zum Advanced Life Support befolgt werden. Weiterhin kann die Möglichkeit der Anlage einer Extrakorporalen Membranoxygenierung in Betracht gezogen werden [5].

1.1.6.2 Antikoagulation

Wenn die Diagnose einer akuten LAE gestellt ist, sollte unabhängig von ihrer Risikoeinstufung eine Antikoagulation begonnen werden. Diese kann parenteral mit niedermolekularem Heparin bzw. Fondaparinux subkutan oder mit unfraktioniertem Heparin i.v. erfolgen. Dabei sollte unfraktioniertes Heparin vor allem bei niereninsuffizienten oder hämodynamisch instabilen Patienten eingesetzt werden, bei denen eine primäre Reperfu-

sionstherapie notwendig wird. Alternativ kann oral mit dem Vitamin-K-Antagonist Cumarin oder Nicht-Vitamin-K-Antikoagulantien wie Dabigatran, Apixaban, Edoxaban und Rivaroxaban antikoaguliert werden. Im Falle des dringenden klinischen Verdachts auf das Vorliegen einer akuten LAE sollte die Antikoagulation noch vor Erhalt der diagnostischen Befunde begonnen werden [5, 10].

1.1.6.3 Reperfusionstherapie

Entscheidend für die kausale Therapie einer High-Risk LAE ist die Reperfusionstherapie durch rasche Beseitigung des Thrombusmaterials um den rechten Ventrikel zu entlasten und die pulmonale Perfusion wiederherzustellen [31]. Dies kann einerseits pharmakologisch mittels systemischer Thrombolyse und andererseits mechanisch mittels perkutaner Katheterintervention (PCI) oder chirurgischer Embolektomie erfolgen [5]. Für die systemische Thrombolyse stehen als pharmakologische Agenzien Alteplase, Streptokinase oder Urokinase zur Verfügung. Diese werden i.v. appliziert, wobei ersteres schneller infundiert werden kann und daher bevorzugt wird. Der Vorteil der systemischen Thrombolyse liegt vor allem in ihrem schnellen Wirkungseintritt. Allerdings kann es dabei zu schweren Blutungen kommen, hier sind insbesondere intrakranielle Blutungen gefürchtet [5]. Indiziert ist die systemische Thrombolyse daher bei Patienten und Patientinnen mit High-Risk-LAE oder mit Low- bis Intermediate-Risk-LAE, wenn diese sich hämodynamisch verschlechtern [2, 5]. Eine weitere Möglichkeit zur Reperfusion stellen mechanische, interventionelle Methoden wie die PCI oder chirurgische Embolektomie dar. Bei einer PCI wird transfemoral ein Katheter in den Pulmonalarterien platziert um mittels mechanischer Fragmentation, Thrombusaspiration oder lokaler Thrombolyse das Thrombusmaterial zu beseitigen [5, 30]. Bei einer chirurgischen Embolektomie wird nach Anlage einer Herz-Lungen-Maschine in medikamentös induzierter Kardioplegie die betroffene Lungenarterie inzidiert und das Thrombusmaterial entfernt [5, 32].

1.2 Dual-Energy Computertomographie

Wie bereits dargelegt, spielt die Computertomographie in der Diagnostik der LAE eine entscheidende Rolle, da in einer CTPA etwaige Thromben in der Lungenstrombahn als Kontrastmittelaussparung dargestellt werden können. Die diagnostischen Erkenntnisse einer CTPA können durch die Anwendung von Dual-Energy CT (DECT) erweitert werden, insbesondere können durch das Erstellen von sogenannten farbkodierten Joddistributionskarten etwaige aus einer LAE resultierende Perfusionsdefizite sichtbar gemacht werden (siehe Abbildung 4) [33, 34]. In aktuellen, hochrangig publizierten Studien konnte

dabei gezeigt werden, dass die DECT vor allem in der Detektion segmental und subsegmental lokalisierter LAEs von bedeutendem Nutzen ist [17].

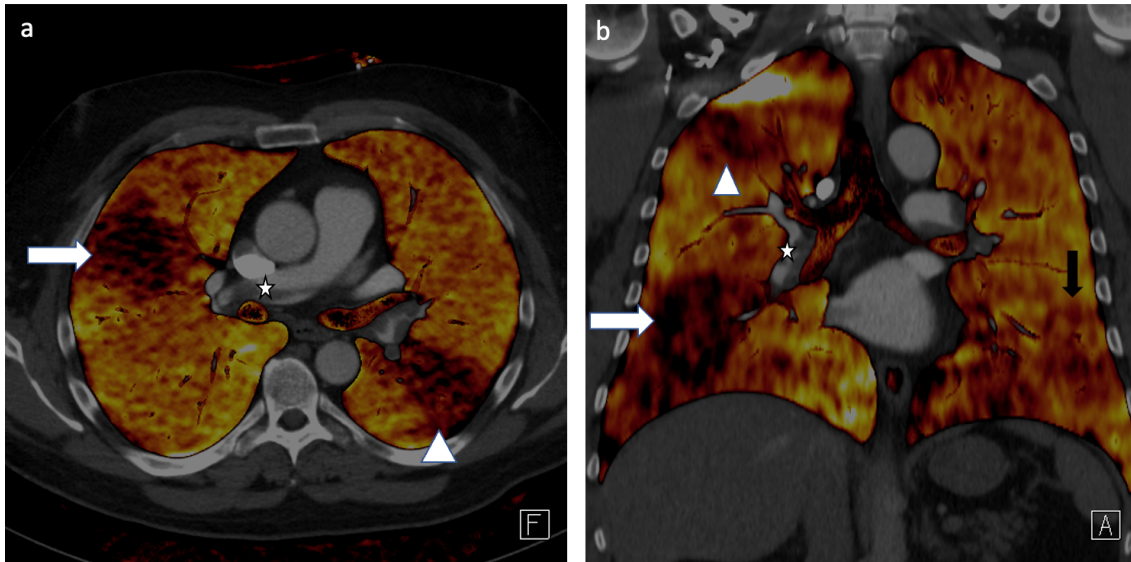


Abbildung 4: Bildbeispiel einer DE-Joddistributionskarte einer LAE mit Perfusionsdefizit.

- (a) Axiale farbkodierte Joddistributionskarte. Der weiße Stern markiert zentrales Thrombusmaterial. Es zeigen sich zwei keilförmig konfigurierte, geringer eingefärbte Areale im rechten Oberlappen (weißer Pfeil) und im linken Unterlappen (weiße Pfeilspitze).
- (b) Koronare farbkodierte Joddistributionskarte. Der weiße Stern markiert Thrombusmaterial rechts zentral. Weiter zeigen sich drei keilförmige, geringer eingefärbte Areale im rechten Oberlappen (weiße Pfeilspitze), im rechten Unterlappen (weißer Pfeil) sowie im linken Unterlappen (schwarzer Pfeil).

DE = Dual-Energy; LAE = Lungenarterienembolie. Eigene Abbildung.

1.2.1 Prinzip der Dual-Energy CT

Die Idee der DECT wurde erstmals 1973 von Godfrey Hounsfield beschrieben [35]. Im Gegensatz zur Dual-Energy CT beruht die konventionelle Single-Energy CT auf einem polyenergetischen Röntgenspektrum, welches mittels einer Röntgenquelle erzeugt wird. Die Peak-Energie, sprich die maximale Photonenenergie wird durch die Röhrenspannung bestimmt, welche manuell eingestellt werden kann. Derzeit kann sind Einstellungen der Peak-Röhrenspannung von ca. 70 bis 150 peak kilovolt (kVp) gängig. Das Detektieren und Charakterisieren von Läsionen in der Single-Energy CT ist aufgrund der unterschiedlichen Abschwächung der Photonen durch das jeweilige Gewebes und den Kontrasten gegenüber dem Hintergrund möglich. Die Single-Energy CT hat jedoch insbesondere bei der Differenzierung von Elementen wie Calcium oder Jod Grenzen, da

sich die HU-Werte hier nur gering unterscheiden [36]. Diese Limitationen können durch Anwendung der DECT überwunden werden. In diesem CT-Akquisitionsmodus kann durch Anwendung von dedizierter Post-Processing-Software, zum Beispiel zur Charakterisierung und Quantifizierung von verschiedenen Materialien oder zur Reduktion von Artefakten eingesetzt werden [36, 37]. Für die DECT wird die Tatsache genutzt, dass die Abschwächung der angewandten Röntgenstrahlen durch ein Gewebe energieabhängig ist und dabei die Interaktion von Photonen mit verschiedenen Geweben in unterschiedlichem Maße energieabhängig ist [36]; in der DECT, auch Spektral-CT genannt, werden zur Bilddatenakquisition namensgebend zwei verschiedene Energiespektren (dual-energy) der Photonen verwendet [38].

Grundsätzlich beruht die Interaktion von Photonen mit Gewebe auf drei wesentlichen Effekten: der kohärenten Streuung, dem Compton-Effekt sowie dem photoelektrischen Effekt. Der Compton-Effekt beschreibt den Vorgang, bei dem durch das Auftreffen eines Photons auf ein Elektron der äußeren Schale eines Atoms dieses Elektron ausgestoßen wird. Hierbei nimmt die Energie des Photons ab und es wird gestreut. Dieser Effekt spielt im Gegensatz zum photoelektrischen Effekt in der DECT jedoch nur eine untergeordnete Rolle [36]. Bei letzterem interagiert ein einfallendes Photon mit einem Elektron der inneren Schale eines Atoms (K-Schale), wodurch das Elektron aus der inneren Schale gestoßen und das Photon absorbiert wird. Die K-Schale wird durch ein Elektron der L-Schale aufgefüllt und die freiwerdende Energie wird als energieverändertes Photoelektron emittiert (s. Abbildung 5).

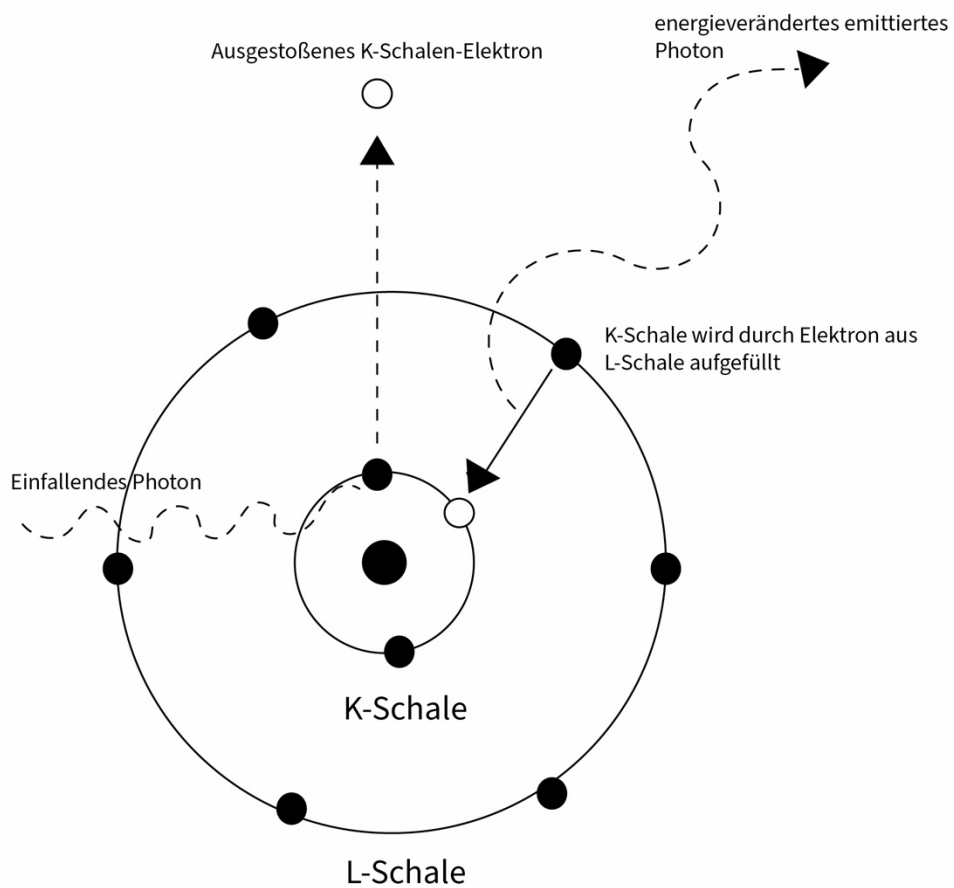


Abbildung 5: Schematische Abbildung des photoelektrischen Effekts. Eigene Abbildung.

Die Ausprägung des photoelektrischen Effekts ist dabei stark abhängig von der Ordnungszahl des zugrundeliegenden Materials, denn die Wahrscheinlichkeit der Absorption steigt, je näher die Energie des einfallenden Photons und die K-Schalenbindungsenergie des Elektrons beieinander liegen. Mit steigender Ordnungszahl eines Gewebes nimmt die K-Schalenbindungsenergie und somit auch die photoelektrische Absorption zu [36, 38]. Am stärksten fällt der photoelektrische Effekt bei der Ordnungszahl 55 (Caesium) aus, bei Atomen mit höheren Ordnungszahlen nimmt der photoelektrische Effekt wieder ab. Die Ordnungszahlen von häufig verwendeten Kontrastmitteln wie Jod ($_{53}\text{I}$), Xenon ($_{54}\text{Xe}$) und Barium ($_{56}\text{Ba}$) liegen nah an der von Caesium und diese Elemente zeigen entsprechend einen starken photoelektrischen Effekt. Insbesondere gängige jodhaltige KM eignen sich daher für die DECT-Bildgebung. Die im Weichteilgewebe des menschlichen Körpers häufig vorkommenden Elemente haben niedrigere Ordnungszahlen, wie Wasserstoff ($_{1}\text{H}$), Stickstoff ($_{7}\text{N}$) und Sauerstoff ($_{8}\text{O}$) und zeigen daher keinen

photoelektrischen Effekt und ihre Interaktion mit einfallenden Photonen beruht vor allem auf dem Comptoneffekt [36].

Mit der DECT kann ein Spektralkontrast zwischen den in der Regel leichten Atomen (niedrige Ordnungszahl) des Weichteilgewebes und den schweren Jod-Atomen (hohe Ordnungszahl) von jodhaltigem Kontrastmittel dargestellt werden. Der Unterschied der Materialien in ihrem energieabhängigen Absorptionsverhalten kann zur Messung von Jod in CT-Bilddaten genutzt werden [36, 38]. Da die K-Schalen-Bindungsenergie von Jod bei einer Röhrenspannung von 33 kVp erreicht wird, ist bei niedrigerenergetischen Strahlenspektren der photoelektrische Effekt von Jod am stärksten ausgeprägt [39].

1.2.2 Anwendungen der Dual-Energy CT-Bildgebung

Der DECT-Datensatz kann nach seiner Erhebung mithilfe eines Algorithmus postprozessiert werden. In der klinischen Routine spielen aktuell zwei Postprocessing-Algorithmen eine Rolle: durch das sog. *Virtual Monoenergetic Imaging* können Strahlenaufhärtungsartefakte sowie Metallartefakte reduziert und die Bildqualität optimiert werden [40-43]. Ein weiterer Postprocessing-Algorithmus beruht auf der *Materialdekomposition*, hier werden die Abschwächungseigenschaften von zwei bzw. drei Materialien mit unterschiedlicher Ordnungszahl identifiziert und separiert. Dadurch können zusätzliche Bildserien generiert werden, einerseits die sog. Virtual Noncontrast Images (VNC) und andererseits farbkodierte Jodbilder und Joddistributionskarten [36, 43, 44].

VNC-Bildserien sind ähnlich zu echten nativen Serien und werden eingesetzt, um fokale calcium-, fett- oder bluthaltige Läsionen abzubilden. Bei mehrphasigen Untersuchungen kann somit die native Phase eingespart werden, was mit einer niedrigeren Strahlendosis und einer kürzeren Untersuchungszeit einhergeht [36, 45].

Bei sogenannten Joddistributionskarten werden durch die Materialdekomposition jodhaltige Voxels identifiziert, farbig kodiert und schließlich über das KM-gestützte Bild gelegt. Damit kann die Verteilung von jodhaltigem KM im Gewebe als Surrogatmarker für die Perfusion eines Organs visualisiert werden. Hierbei können dann Perfusionsdefizite sichtbar werden, wie sie etwa bei einer Myokardischämie und einer LAE vorkommen (vgl. Abbildung 4) [36, 38, 40, 46-48].

1.2.3 Dual-Energy CT-Technik

Grundsätzlich kann ein DECT-Spektrum durch verschiedene technische Möglichkeiten generiert werden: einerseits durch Anwendung zweier separater Strahlungsquellen,

spricht Dual-Source Dual-Energy CT (DS-DECT), und andererseits durch Modifikation der Strahlen ausgehend von einer singulären Strahlungsquelle, also Single-Source Dual-Energy-CT (SS-DECT) [36]. Beide Techniken sollen nachfolgend kurz skizziert werden.

1.2.3.1 Dual-Source Dual-Energy Technik

Bei der DS-DECT-Technik wird das DE-Spektrum durch den Einsatz von zwei Röntgenröhren erzeugt, die jeweils um 95° zueinander versetzt innerhalb einer Gantry mit zwei korrespondierenden Röntgen-Detektoren eingebaut sind und mit verschiedenen Röhrenspannungen betrieben werden. In Abhängigkeit der Gerätegeneration werden Röhrenspannungen von 70-100 kVp (Niedrig-Spannungsröhre) bzw. 140-150 kVp (Hoch-Spannungsröhre) angewandt. Somit wird ein Niedrig- und ein Hoch-Energie-Spektrum erzeugt und die Niedrig- und Hoch-Energie-Scans werden zeitgleich und mit hoher örtlicher Auflösung erfasst [36, 38]. Ein wesentlicher Vorteil dieser Technik ist, dass die Röhrenspannung für beide Röhren separat ausgewählt werden kann. Allerdings haben die Detektoren bauartbedingt unterschiedliche Fields of View (FOV). Abhängig von der Gerätegeneration betragen diese zwischen 29,0 und 35,5 cm (bezogen auf den jeweils kleineren B-Detektor). Das Dual-Energy FOV wird dabei immer durch das FOV des kleineren (B) Detektors vorgegeben. Diese Limitation des FOV kann einen Nachteil für die Beurteilung z.B. von peripher gelegenen abdominellen Strukturen bei stark adipösen Patienten darstellen [36, 38]. Die Dual-Source Dual-Energy-CT-Technik wird aktuell nur von einem Medizinproduktehersteller (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) angeboten. Aktuell gibt es bereits drei Generationen von konventionellen energieintegrierenden DS-DECT-Scannern, wobei in der vorliegenden Studie ein DS-Scanner der dritten und neuesten Generation (Siemens SOMATOM Force[®]) verwendet wurde. Die DS-Scanner der Zweit- und Drittgeneration verfügen über Zinn (Sn)-Filter, die bei Bedarf der Hoch-Energie-Röhre nachgeschaltet werden können. Dies führt zu einer Aufhärtung des Röntgenspektrums noch an der Röhre, also vor dem Patienten. Dadurch wird einerseits insbesondere die Spektraltrennung zwischen dem Hoch- und Niedrig-Energie-Spektrum verbessert, andererseits kann dadurch u.a. eine Dosisreduktion erreicht werden [36, 38, 44]. Außerdem können bei der Akquisition in DS-DE-Technik weitere Möglichkeiten zur Dosisreduktion wie automatische Röhrenstrommodulation (CARE DOSE 4D, Siemens Healthineers) und iterative Rekonstruktionsmethoden (z.B. ADMIRE, Siemens Healthineers) angewandt werden [36]. Abbildung 6 zeigt eine schematische Zeichnung des Aufbaus eines DS-DECT-Scanners.

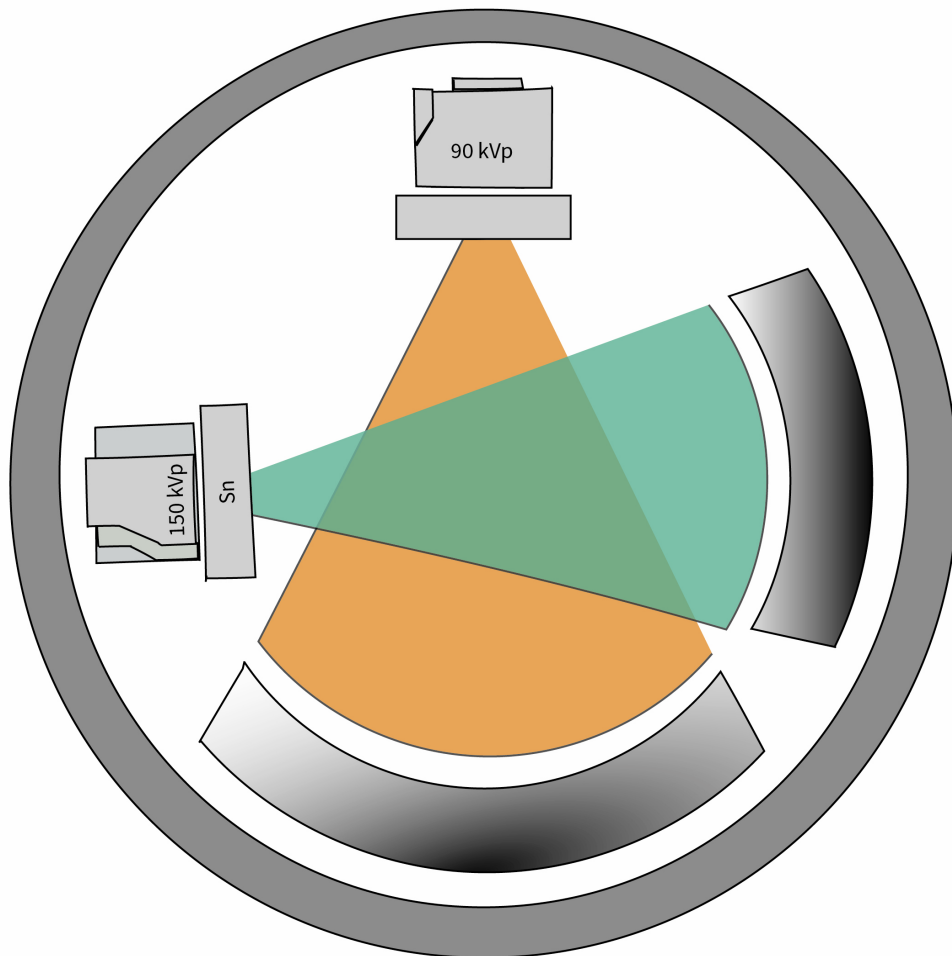


Abbildung 6: schematischer Aufbau eines DS-DECT-Scanners.

Im 95-Grad-Winkel zueinander angeordnete Röntgenröhren an denen zwei verschiedenen Röhrensparnungen (90kVp = orange, Sn150 kVp = grün) angelegt werden. Der Hoch-kV-Röhre ist ein Sn-Filter nachgeschaltet.

DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; Sn = Zinn. Eigene Abbildung nach Petritsch et al. [49].

1.2.3.2 Single-Source Dual-Energy Techniken

Es gibt verschiedene technische Möglichkeiten, um mit einer singulären Strahlungsquelle ein Dual-Energy-Spektrum zu erzeugen: dazu zählen vor allem die sog. Rapid-Kilovolt-Switching-DECT-Technik, die sequenzielle DECT, die Dual-Layer-DECT und die Split-Filter-DECT.[36]

Die *Rapid-Kilovolt-Switching-Technik* kommt in CT-Scannern des Herstellers General Electrics zum Einsatz. Hier wechselt das Gerät in weniger als 0,5 Millisekunden zwischen den Röhrenspannungen von 80- und 140-kVp während einer Gantry-Rotation. Ein Nachteil der Rapid-Kilovolt-Switching-Methode besteht darin, dass hier keine automatische Röhrenstrommodulation verfügbar ist, so dass die Strahlenexposition bei einem DECT-Scan geringfügig höher ist [36, 38].

Bei der *sequenziellen DECT-Technik*, wie sie z.B. in Scannern des Herstellers Toshiba angewandt wird, werden zwei Datensets bei jeweils unterschiedlichen Röhrenspannungen akquiriert. Dies kann einerseits durch zwei aufeinanderfolgende helikale Scans oder durch zwei einzelne Scans pro Abschnitt mit jeweils Hoch- und Niedrig-Spannung bei kontinuierlichem Tischvorschub erfolgen. Da jedoch zwischen den einzelnen Akquisitionen eine Verzögerung entsteht, ist diese Methode anfällig für Artefakte durch Pulsations- oder Respirationsbewegungen sowie Veränderungen durch die Verteilung von Kontrastmitteln. Diese Limitationen führen dazu, dass die sequentielle DECT-Technik vor allem bei DECT-Bildgebung ohne Kontrastmittelapplikation eingesetzt wird, wie z.B. bei der Differenzierung von Nierensteinen oder der Metallartefaktreduktion [36, 38].

Bei der *Dual-Layer-Technik*, wie sie z.B. in Scannern des Herstellers Philips angewandt wird, kommt ein Detektor, der aus zwei Anteilen aus unterschiedlichen Materialien besteht, zum Einsatz. Hierbei werden Hoch- und Niedrig-Energie-Photonen voneinander getrennt absorbiert und gemessen. Der innen gelegene Teil des Detektors generiert dabei den niedrig-energetischen Datensatz, der außen gelegene Teil den hoch-energetischen Datensatz. Die beiden Bildserien werden dabei bei 80 und 100 kVp generiert [36, 46, 50].

Eine weitere Technik für Single-Source DECT stellt die *Split-Filter-Technik* dar. Diese findet in Twin-Beam-DECT-Scannern des Herstellers Siemens (SOMATOM Definition Edge, Siemens Healthineers) Anwendung. Hier wird unmittelbar nach der Röntgenröhre, die mit 120kVp betrieben wird, ein sog. *Split-Filter* zugeschaltet. Dieser ist zweigeteilt und besteht zu gleichen Anteilen je aus Gold (Au) und Zinn (Sn) und bewirkt eine Spektralteilung der Röntgenstrahlen. [35, 36]. Durch Filtration des Röntgenstrahls durch einen 0,05mm dicken Gold-Filter entsteht ein Niedrig-Energie-Spektrum mit einer durchschnittlichen Photonenenergie von 68 keV und durch einen 0,6mm dicken Zinn-Filter ein Hoch-Energie-Spektrum mit einer durchschnittlichen Photonenenergie von 86 keV [35, 51]. Den beiden Anteilen des Split-Filters stehen jeweils die korrespondierenden Hälften des Detektors gegenüber [36]. Abbildung 7 zeigt schematisch den Aufbau eines SF-DECT-Scanners. Durch den Scan entstehen drei Serien an Daten: jeweils eine Niedrig- und

eine Hoch-Energie Bilddatenserie sowie eine daraus zusammengesetzte Bildserie, die ähnlich dem Bildeindruck einer 120-kVp-Aufnahme ist [36]. Weiterhin können an der Workstation VNC-Bilder, multiple monoenergetische Bilder und Joddistributionskarten erstellt werden [36]. Die durch den Split-Filter erzeugte Spektraltrennung ist jedoch nicht so hoch wie die durch die DS-Technik resultierende Trennung [44]. Die jeweils durch DS-DECT- und SF-DECT-Technik resultierende DE-Spektren sind in Abbildung 8 schematisch dargestellt.

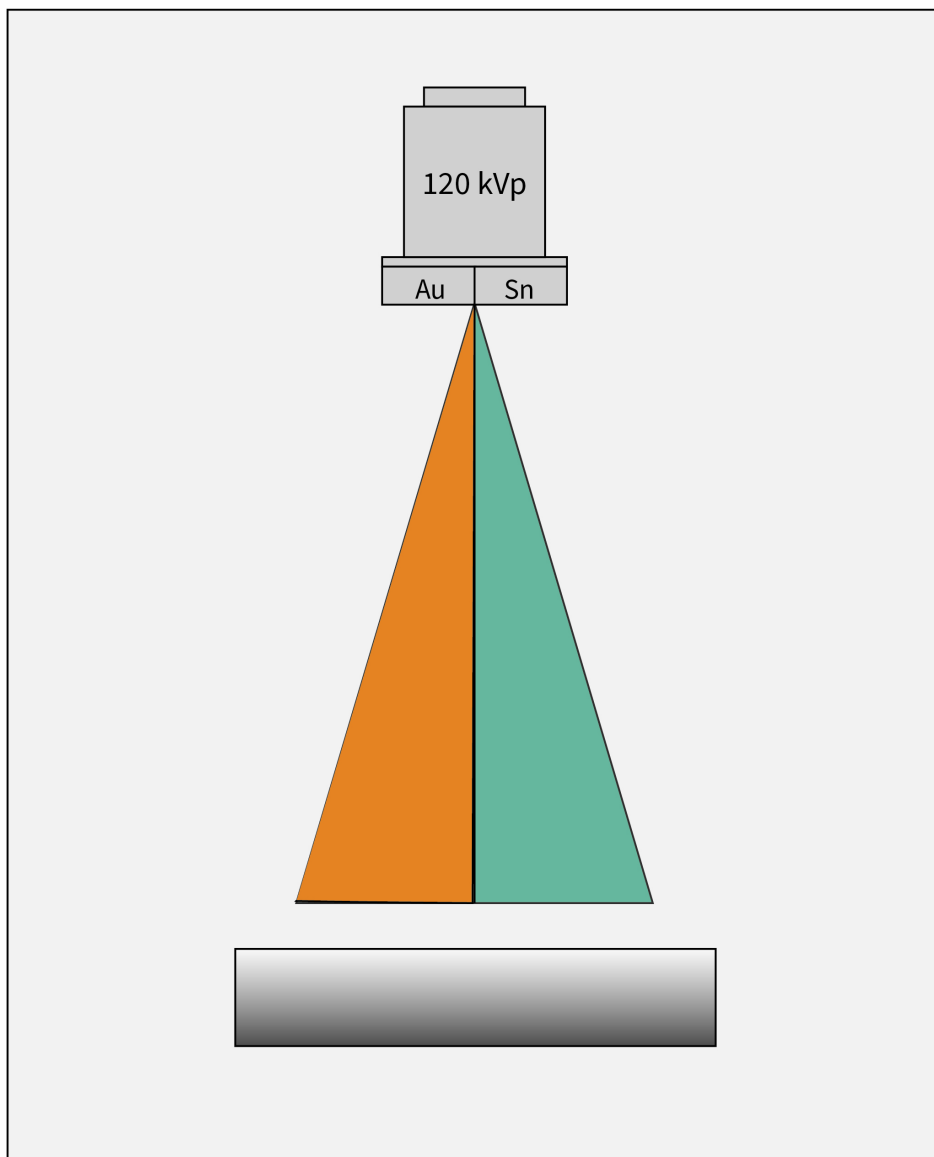


Abbildung 7: schematischer Aufbau eines SF-DECT-Scanners.

Das Strahlenspektrum der singulären Röntgenröhre (120 kVp) des SF--Scanners wird durch den Split-Filter in ein Hochenergie- (= grün) und ein Niedrigenergiespektrum (= orange) geteilt.

Au = Gold; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT; Sn = Zinn. Eigene Abbildung nach Petritsch et al. [49].

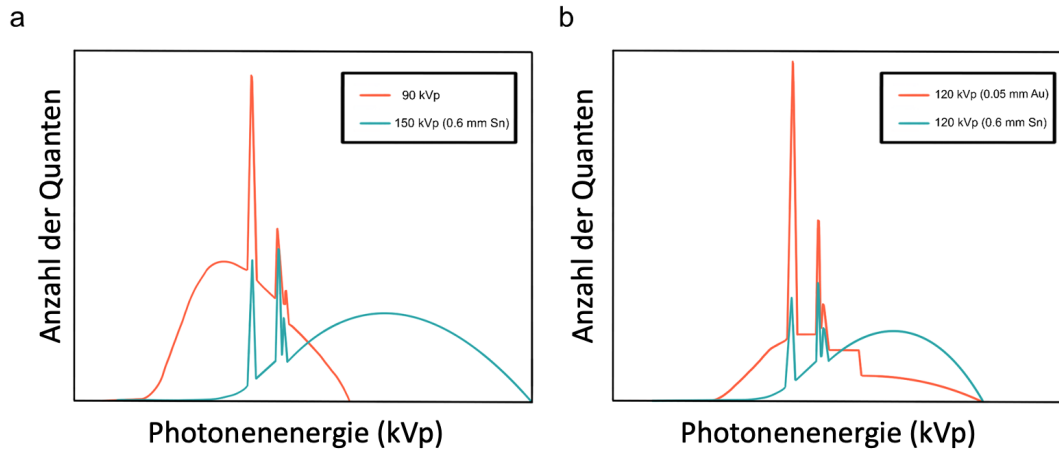


Abbildung 8: Dual-Energy-Spektren des verwendeten Drittgenerations-DS-DECT-Scanners (a) und des SF-DECT-Scanners (b).

Au = Gold, DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT; Sn = Zinn.

1.3 Zielsetzung und Fragestellung

Bisher gibt es keine Daten in Hinblick auf die in der Einleitung detailliert beschriebenen Split-Filter-Dual-Energy-Technik bei Patienten mit Verdacht auf das Vorliegen einer LAE. Daraus ergibt sich für die vorliegende Arbeit die Fragestellung, wie sich objektive und subjektive Bildqualitätsparameter sowie die benötigte Strahlendosis bei Verwendung eines Split-Filter Dual-Energy Scanners im Vergleich zu einem gängigen Dritt-Generation Dual-Source Scanner in der Diagnostik der akuten Lungenarterienembolie verhalten. Die Arbeit verfolgt dabei das Ziel, die technisch weniger aufwändige und somit kostengünstigere Single-Source DECT-Technik mit Split-Filter hinsichtlich im klinischen Alltag relevanter Parameter, nämlich der Bildqualität und der assoziierten Strahlenexposition mit der etablierten Dual-Source Technik zu vergleichen, um Vor- und Nachteile des jeweiligen technischen Ansatzes identifizieren zu können.

2 Material und Methoden

2.1 Ethikvotum

Im Rahmen der Studie wurde ein Antrag auf Beratung nach § 15 Berufsordnung für Ärzte in Bayern durch die zuständige Ethik-Kommission der Universität Würzburg gestellt. Diese sah keine grundsätzlichen ethischen oder rechtlichen Bedenken gegen die Erhebung und Auswertung der angeführten Daten. Ein positives Ethik-Votum mit dem Aktenzeichen 4/19-am wurde am 06.05.2019 ausgestellt. Die Patientendaten wurden pseudonymisiert.

2.2 Patientenkollektiv

2.2.1 Patientenrekrutierung

Für diese retrospektive Studie wurden 140 Patienten anonymisiert in die Studienpopulation eingeschlossen. Bei allen wurde durch die behandelnden klinischen Kollegen der Verdacht auf eine akute LAE aufgrund einer typischen klinischen und laborchemischen Konstellation geäußert. Die Bildgebung wurde aufeinanderfolgend bei 70 Patienten von März bis Juli 2018 mittels DS-DECT und bei 70 Patienten von Januar bis November 2019 mittels SF-DECT durchgeführt. Die CT-graphischen Untersuchungen nach dem festgelegten Studienprotokoll erfolgten aufgrund betrieblicher Abläufe ausschließlich im Tagesgeschäft und nicht während der Dienstzeit.

Die Befundung der CT-Untersuchungen fand unmittelbar im Anschluss der Untersuchung im Rahmen der klinischen Routine statt; die studienspezifische Auswertung erfolgte gebündelt zum Ende der Studienlaufzeit. Durch die Datenauswertung im Rahmen der Studie ergab sich demnach keine Verzögerung in der Akutdiagnostik.

2.2.2 Ein- und Ausschlusskriterien für die Studienteilnahme

Zum Einschluss eines Patienten in die Studie war jeweils der klinisch begründete Verdacht auf das Vorliegen einer akuten LAE und somit die gegebene klinische Indikation zur Notfalldiagnostik mittels CTPA eine notwendige Bedingung. Daneben war die schriftliche Einverständniserklärung jedes Patienten in die durchzuführende Diagnostik nach ausführlicher Aufklärung der Patienten erforderlich. Das Mindestalter zum Studieneinschluss betrug 18 Jahre, darüber hinaus musste bei weiblichen Studienteilnehmerinnen eine Schwangerschaft ausgeschlossen sein.

Die Ausschlusskriterien zum Einschluss in die Studie ergaben sich einerseits klinisch durch allgemeine Kontraindikationen gegen die Durchführung einer CT-Angiographie,

wie bei bestehender Schwangerschaft, bekannter Allergie gegen jodhaltiges KM, einer eingeschränkten Nierenfunktion (Glomeruläre Filtrationsrate < 30 ml/min) sowie bei latenter oder manifester Hyperthyreose.

Nach der Durchführung der CTPAs wurden diejenigen Patienten aus der zu betrachtenden Studienpopulation ausgeschlossen, bei denen ein Befund in der Bildgebung eine objektivierbare Auswertung der Daten unmöglich machte oder deutlich erschwerte. Hierzu zählten schwere Artefakte durch einliegende Herzschrittmacher oder linksventrikulärer assistant Devices, relevante thorakale Voroperationen wie Pneumektomien, sowie fehlgeschlagene automatische Lungensegmentierung in der Postprocessing-Auswertung.

2.2.3 Endgültiges Patientenkollektiv

Insgesamt mussten fünf Patienten ausgeschlossen werden, davon zwei aus der DS-DECT- und drei aus der SF-DECT-Gruppe. Gründe hierfür waren in zwei Fällen im SF-DECT-Kollektiv und einem Fall im DS-DECT-Kollektiv schwere Artefakte durch einliegendes Fremdmaterial, in einem Fall in der SF-DECT-Gruppe eine fehlgeschlagene automatische Lungensegmentierung und in einem Fall in der DS-DECT-Kohorte eine relevante Voroperation (stattgehabte Pneumektomie rechts). Damit zählt das endgültige DS-DECT-Kollektiv 68 und das endgültige SF-DECT-Kollektiv 67 Patienten. Abbildung 9 gibt eine schematische Übersicht über die Verteilung der Patienten in den jeweiligen Kollektiven.

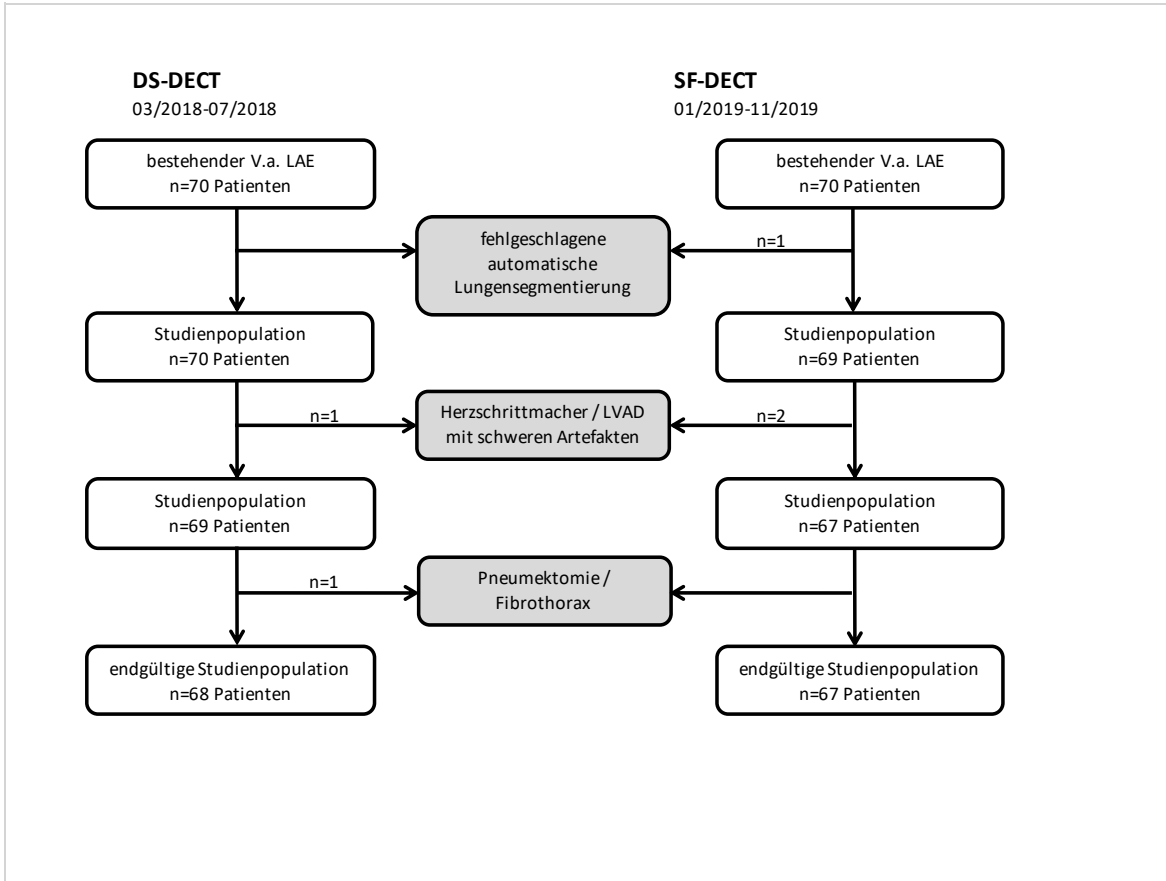


Abbildung 9: Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung

DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT, LAE = Lungenarterienembolie, LVAD = Linksventrikuläres Assistant-Device, SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT. Eigene Abbildung nach Petritsch et al. [49].

Für die Charakterisierung der Patientenkohorte wurde jeweils das Alter und das Geschlecht jedes Patienten dokumentiert. Dabei waren in der DS-DECT Gruppe 40 Patienten männlich und 28 Patienten weiblich, in der SF-DECT-Gruppe je 37 und 30. Das durchschnittliche Alter betrug $64,1 \pm 16,0$ Jahre in der DS- und $66,5 \pm 14,6$ Jahre in der SF-DECT-Kohorte. Zudem wurde für jeden eingeschlossenen Fall dokumentiert, ob in der CTPA eine LAE vorlag. Eine ausführliche Auflistung der erhobenen demografischen Daten des Patientenkollektivs kann Tabelle 2 entnommen werden. Des Weiteren wurde für jeden CTPA-Scan die benötigte Scandauer sowie die Scanlänge erhoben.

Tabelle 2: Gegenüberstellung der demografischen Charakteristika der Patientenkollektive.

A = Alter; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; N/A = nicht anwendbar; n.s. = nicht signifikant; SD = Standardabweichung; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT.

	DS-DECT	SF-DECT	p-Wert
Patienten (n)	68	67	N/A
männlich (n)	40	37	N/A
weiblich (n)	28	30	N/A
Alter (a) (\pm SD)	64,1 (\pm 16)	66,5 (\pm 14,6)	n.s.

2.3 CT-graphische Untersuchung

2.3.1 Verwendete CT-Scanner

2.3.1.1 Dual-Source Dual-Energy CT: SOMATOM Force

Die DS-DECT-Untersuchungen wurden an einem Dritt-Generations 192-Zeilen CT-Scanner des Herstellers Siemens (Siemens Healthineers), dem SOMATOM Force[®], durchgeführt. Dabei operiert der Dual-Source-Scanner mit Röhrenspannungen von 90kV/Sn150kV. Der Hochenergie-Röhre wird dazu ein zusätzlicher Zinnfilter (Sn, 600 μ m) vorgeschaltet. Wie bereits beschrieben, ist das FOV bauartbedingt bei dem verwendeten Dual-Source Scanner limitiert und beträgt „nur“ 35,5cm. Das SOMATOM Force[®] ist mit einem sog. single-layer Energie-integrierenden Detektor (Stellar, Siemens Healthineers) ausgestattet.

2.3.1.2 Single-Source Dual-Energy CT: SOMATOM Edge

Die Single-Source Dual-Energy Daten wurden an einem 128-Zeilen Gerät der Firma Siemens akquiriert. Dabei handelt es sich um das Modell SOMATOM Definition Edge[®] (Siemens Healthineers), das mit der eingangs vorgestellten Split-Filter-Technik ausgestattet ist und über ein FOV von 50,0 cm verfügt. Auch das SOMATOM Edge[®] ist mit dem o.g. Detektor (Stellar, Siemens Healthineers) ausgestattet.

2.3.2 Verwendete CT-Scanprotokolle

Die CT-Scans wurden in beiden Gruppen in Inspiration akquiriert, dabei wurde ein Untersuchungsvolumen von den Recessus costophrenici bis zu den Lungenspitzen gescannt; die Arme wurden wenn möglich über dem Kopf gelagert. Beide CT-Scanner wurden im DECT-Modus betrieben. Für beide Protokolle wurde eine automatische Echtzeit-

Milliamperesekunden-Modulations-Software angewandt (CAREdose 4D, Siemens Healthineers). Im Weiteren unterschieden sich die angewandten Scanprotokolle jedoch. So wurde eine Kollimation von 2x96x0,6mm bei beiden Detektoren im DS-DECT-Gerät und von 64x0,6mm im SF-DECT-Gerät verwendet. Der Pitch-Faktor wurde auf 0,55 in DS-DECT-Scans und auf 0,25 in SF-DECT-Scans gesetzt.

In der DS-DECT-Gruppe lag die Röhrenspannung bei 90/Sn150 kV, in der SF-DECT-Gruppe bei Au/Sn120kV. Das Röhrenstromzeitprodukt betrug dabei 60/46 mAs (Röhre A/B) im DS-DECT-Protokoll und 211 mAs im SF-DECT-Protokoll.

In beiden Gruppen wurde jodhaltiges KM (Imeron® 350, Bracco, Konstanz, Deutschland) mittels eines automatischen Injektors i.v. injiziert. Dieses wurde über einen kubital eingelegten peripheren Venenkatheter appliziert. In der SF-DECT-Gruppe war eine Mindestgröße von 18 Gauge Voraussetzung, um eine ausreichende Flussrate zu ermöglichen. Falls bereits ein zentraler Venenkatheter vorhanden war, wurde dieser teilweise für die Injektion genutzt. Die Untersuchung erfolgte dabei unter Verwendung der sogenannten Bolus-Tracking Technik [52]. Als Trigger-Punkt wurde in beiden Gruppen der Truncus Pulmonalis mit einer Trigger-Schwelle von 120 HU festgelegt. Wurde dieser Wert erreicht startete 7s später die Bildakquisition. In der DS-DECT-Gruppe wurde das hausinterne Routineprotokoll angewandt, dabei wurden 50ml KM verabreicht, die Flussrate betrug 4 ml/s und die Jodabgaberate lag bei 1400mg/s. Für die SF-DECT-Gruppe galt es zunächst ein vergleichbares KM-Protokoll zu etablieren. Hierzu wurden zunächst zwei Protokolle verglichen, wobei das eine die Gabe von 60ml KM und das andere die Gabe von 80ml KM vorsah. Es zeigte sich, dass aufgrund der längeren Scandauer des SF-DECT-Protokolls eine größere Menge von appliziertem KM notwendig war, um eine gleichmäßige Verteilung des KMs im pulmonalen Kapillarbett bei gleichzeitig erhaltener Kontrastierung der zentralen Lungenstromgefäße zu erreichen. Entsprechend wurde als klinisches Protokoll für die SF-DECT-Gruppe das Verabreichen von 80ml KM bei einer Flussrate von 5ml/s und einer Jodabgaberate von 1750mg/s festgelegt.

In Tabelle 3 sind die technischen Daten sowie die einzelnen Parameter der jeweiligen Scan-Protokolle der DS-DECT- und SF-DECT-Gruppen gegenübergestellt.

Tabelle 3: Gegenüberstellung der Scanprotokolle.

DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; FOV = field-of-view; KM = Kontrastmittel; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT.

	DS-DECT	SF-DECT
Gerät	SOMATOM Force®	SOMATOM Edge®
Modus	Dual-Source Dual-Energy	Single-SourceDual-Energy
Menge appliziertes KM [ml]	50	80
Flussrate [ml/s]	4	5
Jodabgaberate [mg/s]	1400	1750
Dual-Energy FOV [cm]	35,3	50
Kollimation [mm]	2x96x0,6	64x0,6
Rotationszeit [s]	0,25	0,28
Pitch	0,55	0,25
autom. Röhrenstrommodulation	an	an
autom. Röhrenspannungsmodulation	aus	aus
Röhrenspannung [kV]	90/Sn150	120 mit Au/Sn-Filter
Röhrenspannungszeitprodukt [mAs]	60/46 (A/B)	211
Scanrichtung	kaudokranial	kraniokaudal

2.3.3 Bildrekonstruktion und Erstellen der Joddistributionskarten

Für jeden Patienten aus beiden Gruppen wurden drei axiale Bilderserien unter Verwendung eines iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmus (ADMIRE, Siemens Healthineers) rekonstruiert: *Niedrig-Energie-Serien* bei 90kV im DS-DECT-Gerät bzw. Au 120kVp im SF-DECT-Gerät (jeweils 2 mm Schichtdicke) sowie *Hoch-Energie-Serien* bei Sn 150kV im DS-DECT-Gerät bzw. Sn 120 kVp im SF-DECT-Gerät (jeweils 2mm Schichtdicke) sowie aus diesen beiden Serien *zusammengesetzte Bildserien* mit einer Schichtdicke von 3mm. Letztere gleichen in ihrem Bildeindruck dem einer konventionellen Single-

Energy CT-Untersuchung mit 120 kV. Für die Bildrekonstruktionen wurde ein mittelweicher Kernel verwendet (Br40/Q40F).

Weiterhin wurden aus den erhobenen Bilddatensätzen für beide Studiengruppen farbkoodierte Joddistributionskarten in 3mm Schichtdicke in axialer sowie koronarer Ebene rekonstruiert. Hierfür wurde eine Postprocessing-Software (syngo.via VB30A, Siemens Healthineers) verwendet, die für die Evaluation von Dual-Energy-CTPAs ausgelegt ist und alle Jodinformationen, die über das Lungengewebe hinausgehen, aus dem Datensatz extrahiert. Dabei wurde der Glättungsfaktor entsprechend den Herstellerempfehlungen mit Level 4 in der DS-DECT-Gruppe und Level 5 in der SF-DECT-Gruppe gewählt. Zusätzlich wurden zu Demonstrationszwecken mittels Volume-Rendering-Technik (VRT) 3D-Darstellungen der pulmonalen Joddistribution generiert.

2.4 Evaluation der Bildqualität

Um die Bildqualität der DS- und SF-DECT-Scans zunächst zu bestimmen und in einem zweiten Schritt zu vergleichen, wurde ein dichotomes Vorgehen gewählt. Dabei wurden für beide Gruppen jeweils einerseits die konventionellen CTPAs und andererseits die berechneten Joddistributionskarten betrachtet. Für diese wurden wiederum jeweils objektive und subjektive Bildqualitätsparameter erhoben. In Abbildung 10 ist die Herangehensweise an die Erhebung der Bildqualität der zu untersuchenden Gruppen abgebildet, sie soll zunächst einen orientierenden Überblick in die Systematik der Analysen geben. Die zur Evaluation der objektiven und subjektiven Bildqualität erhobenen Parameter werden in den Abschnitten 2.4.1 und 2.4.2 ausführlicher eingeführt.

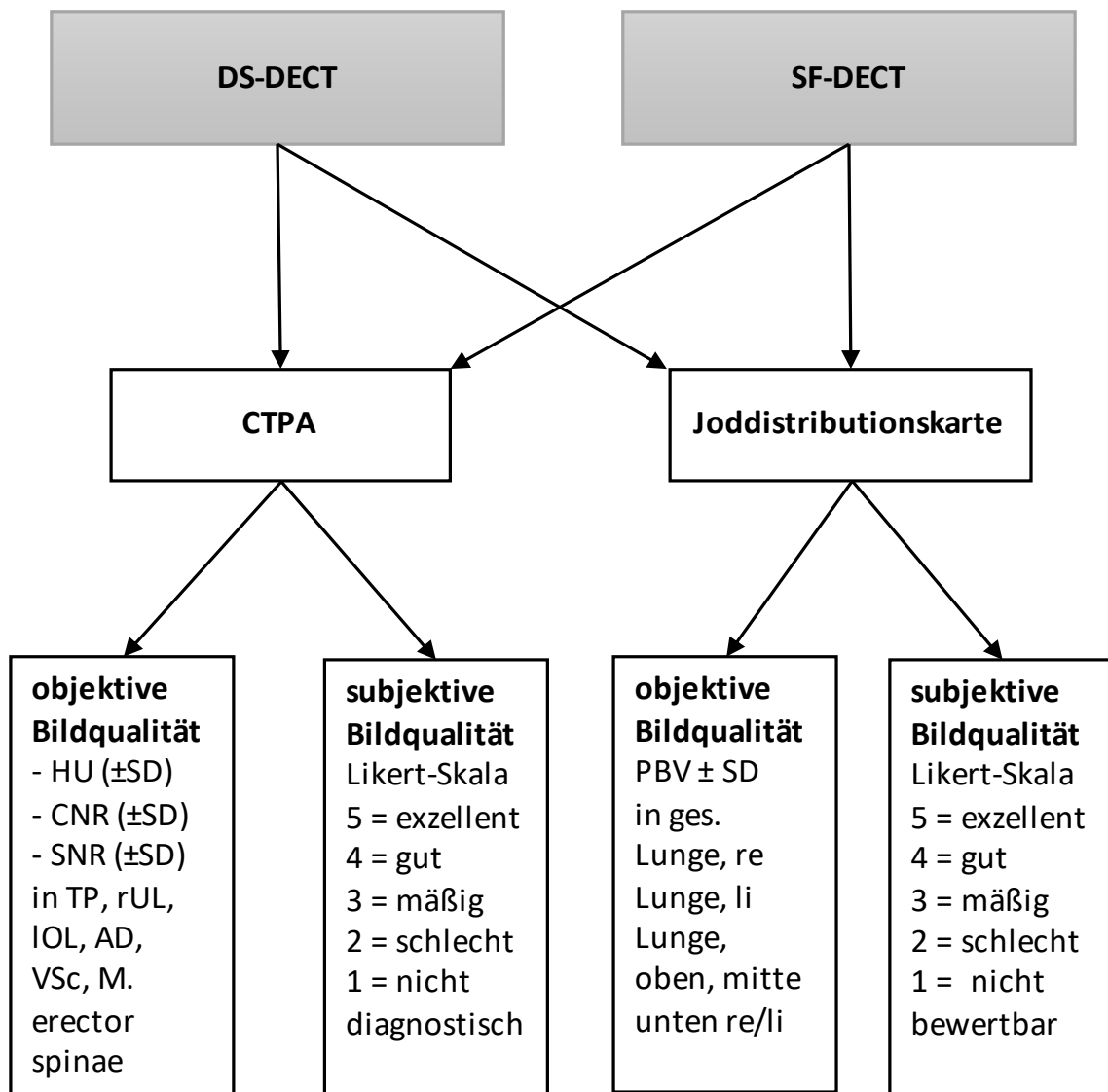


Abbildung 10: Flowchart zur Evaluation der Bildqualität.

AD = Aorta descendens, CNR = Contrast-to-Noise-Ratio, CTPA = CT Pulmonalisangiographie, HU = Hounsfield-Units, li = links, IOL = linke Oberlappenarterie, M. = Musculus; PBV = Perfused Blood Volume, re = rechts, rUL = rechte Unterlappenarterie, SNR = Signal-to-Noise-Ratio, SD = Standard Deviation, TP = Truncus Pulmonalis, VCS= Vena Cava Superior. Eigene Abbildung.

2.4.1 Objektive Bildqualität

2.4.1.1 Objektive Bildqualität der CTPAs

Zur Erhebung der objektiven Bildqualität der CTPAs wurden jeweils in der DS-DECT- und der SF-DECT-Gruppe die Dichtewerte in HU sowie die dazugehörige Standardabweichung in verschiedenen Gefäßen sowie im Muskelgewebe des M. erector spinae innerhalb kreisrunder sog. Regions of Interest (ROI) in den zusammengesetzten Bildserien gemessen. Dabei wurden die ROIs so groß wie anatomisch möglich (unter Aussparung der Gefäßwände als vorgegebene anatomische Grenzen) gezogen. Die CT-Dichtewerte wurden in folgenden Gefäßen bestimmt: im Truncus pulmonalis, in der Vena cava superior (VCS), in der Aorta Descendens auf Höhe des Truncus pulmonalis, in der rechten Unterlappenarterie sowie in der linken Oberlappenarterie. Aus den erhobenen Werten wurde dann für jedes Gefäß sowie das Muskelgewebe einerseits das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise-ratio, SNR) sowie andererseits das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise-ratio, CNR) mit folgenden Formeln berechnet [53, 54]:

$$SNR = \frac{ROI \text{ Gefäß (HU)}}{Image \text{ noise Gefäß (SD of HU)}}$$

$$CNR = \frac{ROI \text{ Gefäß (HU)} - ROI \text{ Muskelgewebe (HU)}}{Image \text{ noise Gefäß (SD of HU)}}$$

Für die 68 CTPAs der DS-DECT-Gruppe sowie für die 67 CTPAs der SF-DECT-Gruppe wurden entsprechend für fünf anatomische Strukturen je drei Werte zur Evaluation der objektiven Bildqualität erhoben: die CT-Dichtewerte inklusive der dazugehörigen SD, die CNR sowie die SNR.

2.4.1.2 Objektive Bildqualität der Joddistributionskarten

Wie bereits ausgeführt wurde mit der o.g. Post-Processing-Software syngo.via für jede CTPA aus dem DECT-Datensatz zur Visualisierung der Lungenperfusion farbkodierte Joddistributionskarten erstellt. Dabei wurde neben der morphologischen Darstellung für jede Untersuchung das sog. Perfused Blood Volume (PBV) der Lunge mit Standardabweichung berechnet, wobei das PBV ähnlich den HU-Werten eine willkürliche (relative) Einheit (englisch arbitrary unit, a.u.) darstellt. Das PBV wird im Folgenden als absolute Zahl in a.u. angegeben. Diese Werte wurden für jede Untersuchung in der DS-DECT-

Gruppe und der SF-DECT-Gruppe jeweils für die gesamte Lunge, separat für den rechten und linken Lungenflügel, sowie jeweils für deren oberes, mittleres und unteres Drittel erhoben (Abbildung 11).

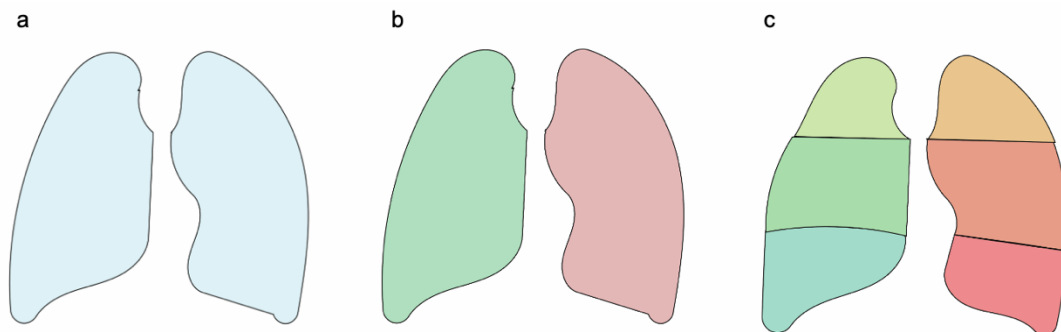


Abbildung 11: Schemazeichnung der Erhebung des PBV.

- (a) Erhebung des PBV der gesamten Lunge (blau).
- (b) Erhebung des PBV des rechten Lungenflügels (grün) sowie des linken Lungenflügels (rot).
- (c) Erhebung des PBV rechts oben (hellgrün), rechts mittig (grün), rechts unten (hellblau) sowie links oben (orange), links mittig (hellrot) und links unten (rot).

PBV = Perfused Blood Volume. Eigene Abbildung.

2.4.2 Subjektive Bildqualität

Zur Erhebung der subjektiven Bildqualität der DS-DECT- sowie SF-DECT-Gruppen beurteilten zwei Fachärzte der Radiologie mit jeweils elf (Befunder 1) und sechs (Befunder 2) Jahren Erfahrung auf dem Gebiet der kardiovaskulären Bildgebung unabhängig voneinander die allgemeine Bildqualität aller erhobenen CTPA-Serien sowie der erstellten farbkodierten Jod-Distributionskarten. Beide Befunder waren hinsichtlich der Akquisitionstechnik verblindet. Sie beurteilten die Bildserien nach einer Fünf-Punkte-Likert-Skala. Es konnten Bewertungen von 1 bis 5 vergeben werden, wobei die Bewertungsstufe 1 für eine nicht-diagnostische und die Bewertungsstufe 5 für eine exzellente diagnostische Bildqualität stand.

In der Bewertung der CTPAs wurden diese in axialen Schichten betrachtet und jeweils ihre diagnostische Qualität, das Vorhandensein und die Ausprägung von Artefakten (wie Atemartefakte oder Pulsationsartefakte) und der Kontrast beurteilt. Die einzelnen Bewertungsstufen mit den hierfür festgelegten Kriterien sind in Tabelle 4 aufgelistet.

Tabelle 4: Likert-Skala der CTPAs.

CTPA = CT-Pulmonalisangiographie.

Bewertung	Bewertungskriterien
1	Bildqualität nicht diagnostisch, schwere Artefakte, nicht zufriedenstellender Kontrast der CTPA
2	Bildqualität schlecht, große Artefakte, geringer Kontrast der CTPA
3	Bildqualität mäßig, geringe Artefakte, ausreichender Kontrast der CTPA
4	Bildqualität gut, minimale Artefakte, hoher Kontrast der CTPA
5	Bildqualität exzellent, keine Artefakte, exzellenter Kontrast der CTPA

Die subjektive Bildqualität der farbkodierten Joddistributionskarten wurde hinsichtlich ihrer Homogenität, dem Vorhandensein von Artefakten sowie ihrer Eignung zur Detektion von LAEs aufgrund von Perfusionsdefiziten bewertet. Die Joddistributionskarten wurden dabei in axialen sowie koronaren Schichten sowie in der 3D-VRT betrachtet. Die Bewertung 1 wurde vergeben, wenn die Joddistribution und damit etwaige Perfusionsdefizite i.R. einer LAE z.B. aufgrund starker Artefakte nicht beurteilbar war; die Bewertung 5 wurde dann vergeben, wenn die Joddistribution homogen abgebildet war und bei einer regelrechten Darstellung eine LAE mit großer Sicherheit ausschließen konnte. Die jeweiligen Kriterien der Bewertungsstufen sind in Tabelle 5 aufgeführt.

Tabelle 5: Likert-Skala der Joddistributionskarten.

Bewertung	Bewertungskriterien
1	Joddistribution nicht bewertbar
2	Anwendbarkeit der Joddistributionskarte zweifelhaft
3	zufriedenstellende Joddistributionskarte, Joddistribution ausreichend homogen
4	nahezu perfekte Joddistributionskarte, Joddistribution überwiegend homogen
5	exzellente und homogene Joddistributionskarte

2.5 Evaluation der Strahlendosis

Zur Erhebung der Strahlendosis der zu vergleichenden Geräte wurden einerseits aus dem vom jeweiligen CT-Scanner generierten Dosisreport folgende Dosisparameter übernommen: der Volume Computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$) in mGy sowie das Dosislängenprodukt (DLP) in $mGy \cdot cm$. Letzteres ist das Produkt aus dem $CTDI_{vol}$ und der Scanlänge [55]. Zudem wurde die Effektivdosis (ED) bestimmt, welche aus dem Produkt des DLPs und dem in der Literatur beschriebenen Konversionsfaktor von 0,018 für CT-Untersuchungen des Thorax gebildet wird [56].

Um Unterschieden des Habitus im Patientenkollektiv gerecht zu werden, wurde außerdem die Size-Specific Dose Estimate (SSDE, dt. größenspezifische Dosiseinschätzung) in mGy berechnet. Hierzu wurde für jeden Scan der beiden Kohorten in der axialen Ebene der seitliche Thoraxdurchmesser auf Höhe des Diaphragmas sowie der anterior-posterior Thoraxdurchmesser bestimmt. Letzterer wurde in derselben Position gemessen wie der seitliche Thoraxdurchmesser, hierbei wurde von dem abgebildeten Processus Spinosus des Brustwirbels bis zum Ende der ventralen Thoraxwand gemessen. Wenn aufgrund eines großen Patientenhabitus nicht der gesamte Thorax abgebildet war, wurde die ap-Messung extrapoliert und der seitliche Thoraxdurchmesser im CT-Topogramm auf Höhe der Zwerchfellkuppeln gemessen. Aus diesen beiden Werten wurde für dann für jeden Patienten der Effektivdiameter des Thorax berechnet und diesem der jeweilige Konversionsfaktor zugeteilt. Hierfür wurde die von Boone et al. vorgeschlagene Tabelle für die Umrechnung des $CTDI_{vol}$ in die SSDE für 32cm herangezogen. Schließlich wurde für jeden Patienten wie dort genannt aus dem automatisch generierten $CTDI_{vol}$ und dem zugehörigen Konversionsfaktor die SSDE bestimmt [57, 58].

2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der erhobenen Daten wurde von einem Informatiker des Instituts durchgeführt. Dabei wurde die Software SPSS Statistics for Windows (Version 25, IBM) verwendet. Vor Beginn der Studie wurde eine Power-Analyse durchgeführt, die eine Kollektivgröße von jeweils 70 Patienten pro Kollektiv forderte. Allgemein wurden p-Werte von $<0,05$ als statistisch signifikant angesehen.

Für den Vergleich von stetigen Variablen wie CT-Abschwächungswerten oder CNR- bzw. SNR-Werten wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, die Ergebnisse wurden in Mittelwerten mit den dazugehörigen Standardabweichungen (standard deviation,

SD) angegeben. Dieser Test kam im Vergleich der Patientenkollektive, sowie im Vergleich der Dosisparameter zum Einsatz. Auch um die objektiven Bildqualitätsparameter der CTPAs, also die erhobenen HU-Werte, der CNR und SNR, sowie der Joddistributivskarten, sprich den PBV-Werten, zu vergleichen, wurde der Mann-Whitney-U-Test angewandt.

Um die subjektive Bewertung der Bildqualität vergleichbar zu machen, wurden die Beurteilungen wie oben genannt mit absoluten Zahlen nach einer Likert-Skala vergeben. Die Anzahl der jeweils pro Kollektiv abgegebenen Bewertungen wurde in absoluter und relativer Häufigkeit angegeben. Zum Vergleich der Bewertungen nach der Likert-Skala wurde schließlich ebenfalls der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt [59]. Mithilfe der Kappa-Statistik wurde die Reliabilität der subjektiven Beurteilungen der Bildqualität der beiden Befunder ermittelt; außerdem wurde der Prozentsatz der jeweiligen Übereinstimmung berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeine Unterschiede der Kollektive

In der DS-DECT-Gruppe zeigte sich bei 14 Patienten, in der SF-Gruppe bei acht Patienten eine akute LAE. In der DS-DECT-Gruppe betrug der durchschnittliche seitliche Thoraxdurchmesser 36,4cm ($\pm 5,4$) und in der SF-DECT-Gruppe 34,7cm ($\pm 4,7$). Der ap-Thoraxdurchmesser lag in der DS-DECT-Gruppe bei 26,7cm ($\pm 4,1$), in der SF-DECT-Gruppe bei 25,2cm ($\pm 3,6$). Somit ergab der effektive Thoraxdurchmesser in der DS-DECT-Gruppe 31,1cm ($\pm 4,2$) und 29,5cm ($\pm 3,8$) in der SF-DECT-Gruppe.

Die durchschnittliche Scan-Länge betrug 315mm (± 33) in der DS-DECT-Gruppe und 308mm (± 39) in der SF-DECT-Gruppe. Die durchschnittliche Scandauer im SF-Kollektiv war mit 8,99s ($\pm 1,13$) im Vergleich zu 2,49s ($\pm 0,26$) im DS-Kollektiv bei einem p-Wert von $<0,001$ signifikant länger. Die Unterschiede der Thoraxdurchmesser sowie der Scandaten sind in Tabelle 6 gegenübergestellt.

Tabelle 6: Gegenüberstellung von Thoraxdurchmesser und Scandaten der Kollektive.

ap = anterior-posterior; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; N/A = nicht anwendbar; SD = Standardabweichung; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT

	DS-DECT	SF-DECT	p-Wert
Lungenarterienembolie	14	8	N/A
Thoraxdurchmesser lateral (\pm SD) [cm]	36,4 ($\pm 5,4$)	34,7 ($\pm 4,7$)	0,042
Thoraxdurchmesser ap (\pm SD) [cm]	26,7 ($\pm 4,1$)	25,2 ($\pm 3,6$)	0,021
Thoraxdurchmesser effektiv (\pm SD) [cm]	31,1 ($\pm 4,2$)	29,5 ($\pm 3,8$)	0,015
Scanlänge (\pm SD) [mm]	315 (± 33)	308 (± 39)	$<0,001$
Scandauer (\pm SD) [Sekunden]	2,49 ($\pm 0,26$)	8,99 ($\pm 1,13$)	$<0,001$

3.2 Bildqualität im Vergleich

3.2.1 Objektive Bildqualität im Vergleich

3.2.1.1 Objektive Bildqualität der CTPAs

Die CT-Dichtewerte der zur Diagnostik einer LAE relevanten, kontrastierten Gefäße waren in der DS-DECT- und SF-DECT-Gruppe ähnlich: sie betragen 321,1 HU ($\pm 126,5$) bzw. 337,0 HU ($\pm 110,3$) im Truncus Pulmonalis, 325,7 HU ($\pm 120,0$) bzw. 297,9 HU ($\pm 115,2$) in der rechten Unterlappenarterie und 328,8 HU ($\pm 128,7$) bzw. 297,9 HU ($\pm 115,2$) in der linken Oberlappenarterie. Auch die Abschwächung des Muskelgewebes im M. erector spinae unterschied sich mit 54,8 HU ($\pm 9,9$) und 58,0 HU ($\pm 10,4$) nicht signifikant.

Die Dichtewerte der Aorta descendens sowie der Vena cava superior lagen in der DS-DECT-Gruppe mit 221,9 HU ($\pm 62,4$) und 373,3 HU ($\pm 194,6$) niedriger als in der SF-DECT-Gruppe (p-Wert $< 0,001$ und $0,001$).

Der Unterschied der SNR der rechten Unterlappen- und linken Oberlappenarterie war in beiden Gruppen mit 24,3 ($\pm 9,9$) und 24,1 ($\pm 10,5$) in den DS-DECT-Scans und 27,9 ($\pm 15,4$) und 23,4 ($\pm 12,6$) in den SF-DECT-Scans nicht signifikant (p-Wert $> 0,05$). In der Aorta descendens sowie Vena cava superior hingegen war die SNR mit 24,1 ($\pm 6,9$) und 10,1 ($\pm 8,4$) in der SF-DECT-Kohorte signifikant höher als in der DS-DECT-Gruppe, hier lagen die Werte jeweils bei 16,9 ($\pm 6,1$) und 8,1 ($\pm 5,5$) (p-Wert je $< 0,001$ und $0,011$). Auch im Truncus Pulmonalis war dies der Fall, hier lag die SNR in der DS-DECT-Gruppe bei 22,3 ($\pm 8,8$), in der SF-DECT-Gruppe hingegen bei 27,4 ($\pm 7,9$) (p-Wert $< 0,001$).

Die CNR verhielt sich in beiden Gruppen ähnlich zur SNR, so unterschied sie sich in beiden Gruppen ebenfalls in der rechten Unterlappen- und linken Oberlappenarterie nicht signifikant: die Werte lagen bei 20,5 ($\pm 9,6$) und 20,1 ($\pm 9,7$) in der DS-DECT-Gruppe und bei 22,8 ($\pm 14,0$) und 18,6 ($\pm 11,8$) in der SF-DECT-Gruppe (p-Wert n.s.). Korrespondierend zum Verhalten der SNR unterschied sich die CNR in der Aorta descendens und Vena cava superior signifikant: während die CNR-Werte in der DS-DECT-Gruppe jeweils bei 13,1 ($\pm 5,9$) und 6,5 ($\pm 5,7$) lagen, betrug die Werte in der SF-DECT-Gruppe je 18,9 ($\pm 6,6$) und 8,5 ($\pm 7,5$) (p-Werte $< 0,001$ und $0,004$). Die Werte im Truncus Pulmonalis waren in der SF-DECT-Gruppe mit 22,4 ($\pm 7,9$) ebenfalls signifikant höher als in der DS-DECT-Kohorte mit 18,7 ($\pm 8,7$) (p-Wert $0,003$). In Tabelle 7 sind alle CT-Abschwächungswerte, CNR- und SNR-Werte der relevanten Strukturen beider zu vergleichenden Gruppen gegenübergestellt.

Man kann also festhalten, dass die CT-Abschwächungswerte in den untersuchten Lungengefäßen in beiden Gruppen ähnlich sind (p-Wert > 0,05), während die SNR und CNR der SF-DECT-Gruppe z.B. im Truncus Pulmonalis signifikant höher sind als die der DS-DECT-Gruppe (p-Wert < 0,05).

Tabelle 7: Gegenüberstellung der objektiven Bildqualitätsparameter der CTPAs der DS-DECT-Gruppe und SF-DECT-Gruppe.

CNR = Contrast-to-Noise Ratio; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; HU = Hounsfield-Units; n.s. = nicht signifikant; SD = Standardabweichung; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT; SNR = Signal-to-Noise Ratio.

	DS-DECT	SF-DECT	p-Wert
Truncus Pulmonalis			
CT-Abschwächung (HU) (±SD)	321,1 (±126,5)	337,0 (±110,3)	n.s.
SNR (±SD)	22,3 (±8,8)	27,4 (±7,9)	<0,001
CNR (±SD)	18,7 (±8,7)	22,4 (±7,9)	0,003
Rechte Unterlappenarterie			
CT-Abschwächung (HU) (±SD)	325,7 (±120,0)	297,9 (±115,2)	n.s.
SNR (±SD)	24,3 (±9,9)	27,9 (±15,4)	n.s.
CNR (±SD)	20,5 (±9,6)	22,8 (±14,0)	n.s.
Linke Oberlappenarterie			
CT-Abschwächung (HU) (±SD)	328,8 (±128,7)	297,9 (±115,2)	n.s.
SNR (±SD)	24,1 (±10,5)	23,4 (±12,6)	n.s.
CNR (±SD)	20,1 (±9,7)	18,6 (±11,8)	n.s.
Aorta Descendens			
CT-Abschwächung (HU) (±SD)	221,9 (±62,4)	269,4 (±68,1)	<0,001
SNR (±SD)	16,9 (±6,1)	24,1 (6,9)	<0,001
CNR (±SD)	13,1 (±5,9)	18,9 (±6,6)	<0,001
Vena Cava Superior			
CT-Abschwächung (HU) (±SD)	373,3 (±194,6)	564,0 (±324,1)	0,001
SNR (±SD)	8,1 (±5,5)	10,1 (±8,4)	0,011
CNR (±SD)	6,5 (±5,7)	8,5 (±7,5)	0,004
Muskelgewebe			
CT-Abschwächung (HU) (±SD)	54,8 (±9,9)	58,0 (±10,4)	n.s.

3.2.1.2 Objektive Bildqualität der Jod-Distributionskarten

In der Auswertung der erhobenen PBV-Werte der oberen, mittleren und unteren Drittel der rechten und linken Lunge zeigten sich signifikante Unterschiede in der SF- und der DS-DECT-Kohorte. So betrug das PBV in der DS-DECT-Gruppe rechts im oberen Abschnitt 23,1 ($\pm 7,6$) a.u., im mittleren Abschnitt 23,6 ($\pm 7,0$) a.u. und im unteren Abschnitt 21,4 ($\pm 7,1$) a.u.. Links betrug das PBV in der DS-DECT-Gruppe im oberen Drittel 21,7 ($\pm 7,6$) a.u., im mittleren Drittel 22,7 ($\pm 7,4$) a.u. und im unteren Drittel 20,4 ($\pm 7,0$) a.u.. In der SF-DECT-Gruppe betrug das PBV rechts im oberen Abschnitt 25,3 ($\pm 8,9$) a.u., im mittleren Abschnitt 28,4 ($\pm 9,4$) a.u. und im unteren Abschnitt 28,4 ($\pm 11,5$) a.u.. Links betrug das PBV in der SF-DECT-Kohorte im oberen Drittel 24,2 ($\pm 9,2$) a.u., im mittleren Drittel 30,1 ($\pm 8,7$) a.u. und im unteren Drittel 28,8 ($\pm 10,7$) a.u.. Die jeweiligen PBV-Werte mit korrespondierender SD und dazugehörigen p-Werten für die gesamte Lunge, den rechten und linken Lungenflügel sowie das obere, mittlere und untere Lungendrittel je rechts und links sind in Tabelle 8 gegenübergestellt.

Tabelle 8: Gegenüberstellung der objektiven Bildqualitätsparameter der Joddistributionskarten der DS- und SF-DECT-Gruppe.

a.u. = arbitrary unit; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; PBV = perfused blood volume; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT

PBV (in a.u.)	DS-DECT	SF-DECT	p-Wert
Gesamt	22,09 ($\pm 6,74$)	27,15 ($\pm 10,51$)	0,001
Rechts			
Gesamt	22,66 ($\pm 6,95$)	27,12 ($\pm 14,82$)	0,002
Oben	22,89 ($\pm 8,07$)	25,13 ($\pm 11,40$)	0,186
Mitte	23,79 ($\pm 7,25$)	28,28 ($\pm 12,32$)	0,006
Unten	21,36 ($\pm 7,29$)	28,07 ($\pm 17,28$)	0,003
Links			
Gesamt	21,45 ($\pm 6,79$)	27,31 ($\pm 10,31$)	< 0,001
Oben	21,45 ($\pm 7,79$)	22,42 ($\pm 11,17$)	0,585
Mitte	22,57 ($\pm 7,53$)	31,84 ($\pm 14,16$)	< 0,001
Unten	20,30 ($\pm 6,74$)	28,66 ($\pm 16,95$)	< 0,001

In Abbildung 12 ist die Verteilung der PBV-Werte mit zugehörigen SD der DS-DECT- und SF-DECT-Gruppe visualisiert. In Abbildung 13 sind die einzelnen PBV-Werte der DS-DECT- und SF-DECT-Gruppe im oberen, mittleren und unteren Lungendrittel jeweils für rechts und links aufgetragen. Bei Betrachtung der PBV-Werte fällt auf, dass die PBV-

Werte der einzelnen Lungenabschnitte in der SF-DECT-Gruppe signifikant höher liegen als die der DS-DECT-Gruppe. Zudem fällt auf, dass die PBV-Werte der DS-DECT-Gruppe vom oberen Lungenabschnitt zu den kaudaler gelegenen Lungenabschnitten abnehmen, die der SF-DECT-Gruppe von kranial nach kaudal hingegen zunehmen.

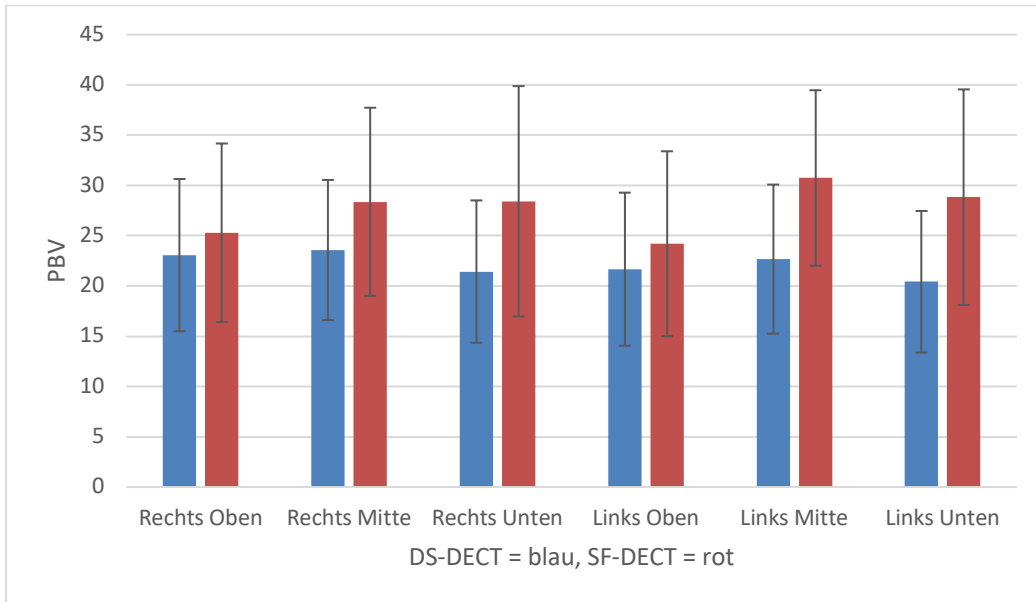
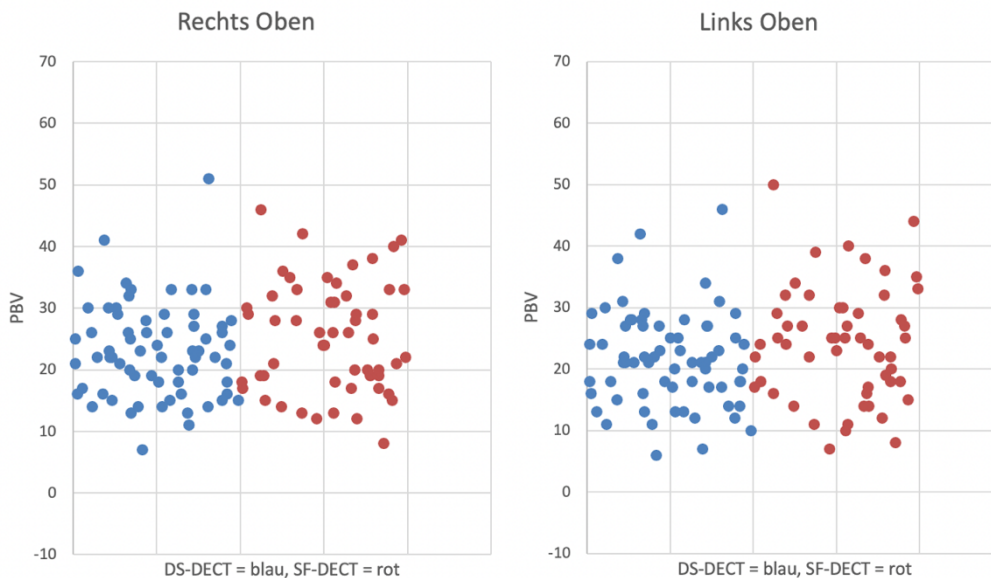
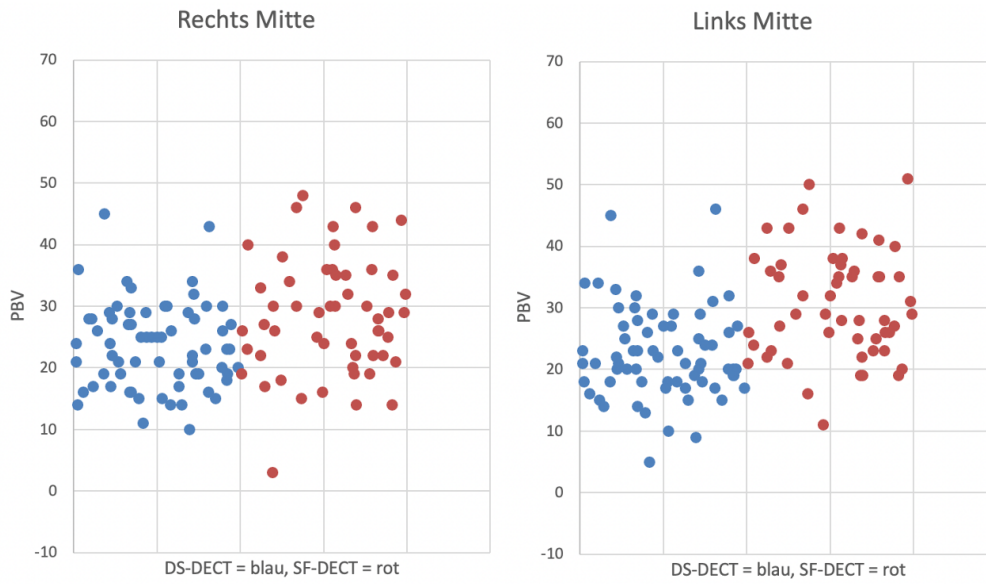


Abbildung 12: Balkendiagramm der PBV-Werte der DS-DECT- (blau) sowie der SF-DECT-Gruppe (rot) in a.u..

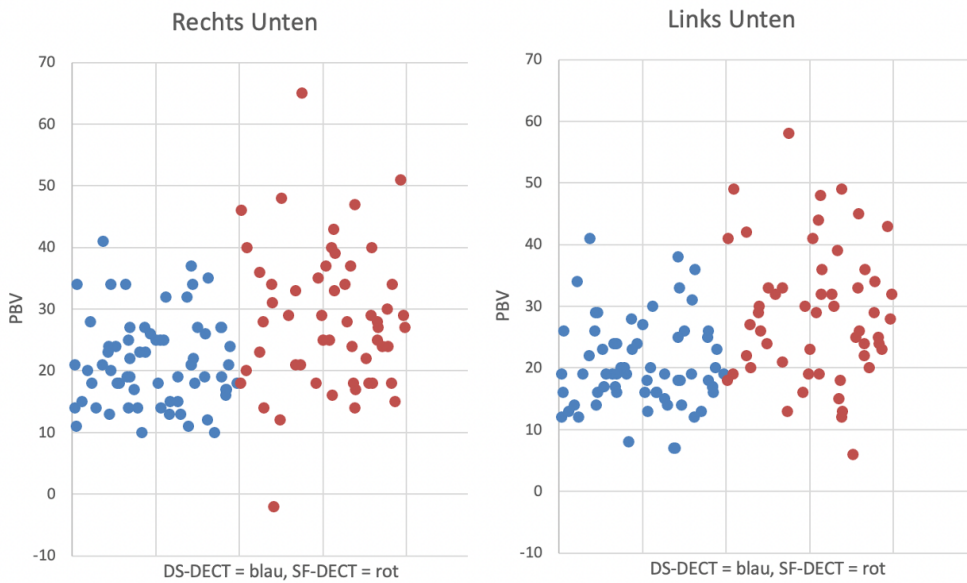
a.u. = arbitray unit; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; PBV = perfused blood volume; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT. Eigene Abbildung.



a



b



c

Abbildung 13: Punktediagramm zur Visualisierung der Verteilung der PBV-Werte der DS-DECT-Gruppe (blau) und der SF-DECT-Gruppe (rot) des oberen (a), mittleren (b) und unteren (c) Lungendrittels in a.u..

a.u. = arbitrary unit; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; PBV = perfused blood volume; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT. Eigene Abbildung.

3.2.2 Subjektive Bildqualität im Vergleich

3.2.2.1 Subjektive Bildqualität der CTPAs

Bei der subjektiven Bewertung der Bildqualität der CTPAs waren sich die Befunder (Befunder 1, B1 und Befunder 2, B2) bei der Beurteilung der DS-DECT-CTPAs jeweils in 95,6% der Fälle ($\kappa = 0,913$) und bei der Bewertung der SF-DECT-CTPAs in 89,7% der Fälle einig ($\kappa = 0,866$). Die CTPAs wurden entsprechend der in Tabelle 4 eingeführten Kriterien mit Bewertungsstufen von 1 bis 5 bewertet, wobei die Wertung 1 für nicht-diagnostische Bildqualität und die Wertung 5 für exzellente Bildqualität steht. Alle CTPAs beider Gruppen wurden als diagnostisch bewertet, entsprechend wurde in beiden Kohorten nicht die Bewertung 1 vergeben. Bei der Bewertung der CTPAs der DS-DECT-Gruppe wurde für jeweils drei bzw. zwei CTPAs die Wertung 2 nach o.g. Kriterien der Likert-Skala vergeben (entsprechend schlechter Bildqualität; 4,4% B1, 2,9% B2), für jeweils 10 Serien die Wertung 3 (entsprechend mäßiger Bildqualität; 14,7% B1, 14,7% B2), für je 10 Serien die Wertung 4 (entsprechend guter Bildqualität; 14,7% B1, 14,7% B2) und für 45 bzw. 46 Serien die Wertung 5 (entsprechend exzellenter Bildqualität; 66,2% B1, 67,6% B2).

Bei der Beurteilung der CTPAs der SF-DECT-Gruppe wurden je 5 Serien mit der Wertung 2 bewertet (entspricht 7,5% B1, 7,5% B2), je 10 bzw. 11 Serien mit der Wertung 3 (14,9% B1, 16,4% B2), jeweils 21 bzw. 23 Serien mit der Wertung 4 (31,3% B1, 34,3% B2) und 31 bzw. 28 Serien mit der Wertung 5 (46,3% B1, 41,8% B2). In Tabelle 9 sind die Bewertungen der CTPAs der DS-DECT- und SF-DECT-Gruppen gegenübergestellt.

Tabelle 9: Gegenüberstellung der Bewertung der CTPAs der DS-DECT-Gruppe und SF-DECT-Gruppe nach Likert-Skala.

CTPA = CT-Pulmonalisangiographie; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT

CTPA	DS-DECT		SF-DECT	
	Befunder 1	Befunder 2	Befunder 1	Befunder 2
Likert-Skala	n	n	n	n
5	45 (66,2%)	46 (67,6%)	31 (46,3%)	28 (41,8%)
4	10 (14,7%)	10 (14,7%)	21 (31,3%)	23 (34,3%)
3	10 (14,7%)	10 (14,7%)	10 (14,9%)	11 (16,4%)
2	3 (4,4%)	2 (2,9%)	5 (7,5%)	5 (7,5%)
1	-	-	-	-
Übereinstimmung	95,60%		89,70%	
Reliabilität	$\kappa = 0,913$		$\kappa = 0,866$	

Insgesamt wurden in der DS-DECT-Gruppe 80,9% bzw. 82,4% (B1, B2) der CTPAs mit der Wertung 4 oder 5 bewertet und damit die Bildqualität als gut bis exzellent angesehen. In der SF-DECT-Gruppe wurde die Bildqualität der CTPAs in insgesamt 77,6% bzw. 76,1% (B1, B2) der Fälle als gut oder exzellent eingestuft, sprich mit der Wertung 4 und 5 bewertet.

Dementsprechend wurde die Bildqualität der CTPAs in 19,1% bzw. 17,6% (B1, B2) der Fälle in der DS-DECT-Kohorte und in 22,4% bzw. 23,9% (B1, B2) der Fälle in der SF-DECT-Kohorte mit der Wertung 3 bis 2 bewertet, einer mäßigen bis schlechten Bildqualität entsprechend. Die subjektive Bildqualität der CTPAs der SF-DECT-Technik ist demnach ähnlich zu der der DS-DECT-Technik.

3.2.2.2 Subjektive Bildqualität der Joddistributionskarten

Bei der Bewertung der Joddistributionskarten nach oben aufgeführten Kriterien der Likert-Skala wurde in der DS-DECT-Gruppe je eine Bildserie (1,5%; B1, B2) durch die Vergabe der Wertung 1 als nicht diagnostisch eingestuft. Je drei Joddistributionskarten wurden mit der Wertung 2 (4,4%; B1, B2), sieben bzw. vier (10,3% B1, 5,9% B2) mit der Wertung 3, 23 bzw. 26 (33,8% B1, 38,2% B2) mit der Wertung 4 und jeweils 34 Joddistributionskarten (50,0%; B1, B2) mit der höchsten Wertung 5 beurteilt. Dabei waren sich die beiden Befunder in 92,6% der Fälle einig ($\kappa = 0,88$).

Bei der Beurteilung der subjektiven Bildqualität der Joddistributionskarten der SF-DECT-Gruppe gaben die Befunder in 85,3% der Fälle dieselbe Einschätzung an ($\kappa = 0,824$). Hier wurden mit jeweils 13 Bildserien durch die Vergabe der Wertung 1 insgesamt 19,4% der 67 betrachteten Joddistributionskarten als nicht diagnostisch eingestuft. Die Wertung 2 wurde in je sieben Serien (10,4%; B1, B2) vergeben, die Wertung 3 für je 18 bzw. 16 Joddistributionskarten (26,9% B1, 23,9% B2), die Wertung 4 für je 21 bzw. 24 Joddistributionskarten (31,3% B1, 35,8% B2) und die höchste Wertung 5 für acht bzw. sieben Joddistributionskarten vergeben (11,9% B1, 10,4% B2).

In Abbildung 14 sind axiale Ausschnitte aus je einer SF- und DS-DECT-CTPA mit dazugehöriger axialer und koronarer Joddistributionskarte eines Normalbefundes dargestellt, diese wurden von beiden Befundern mit der Wertung 5 bewertet.

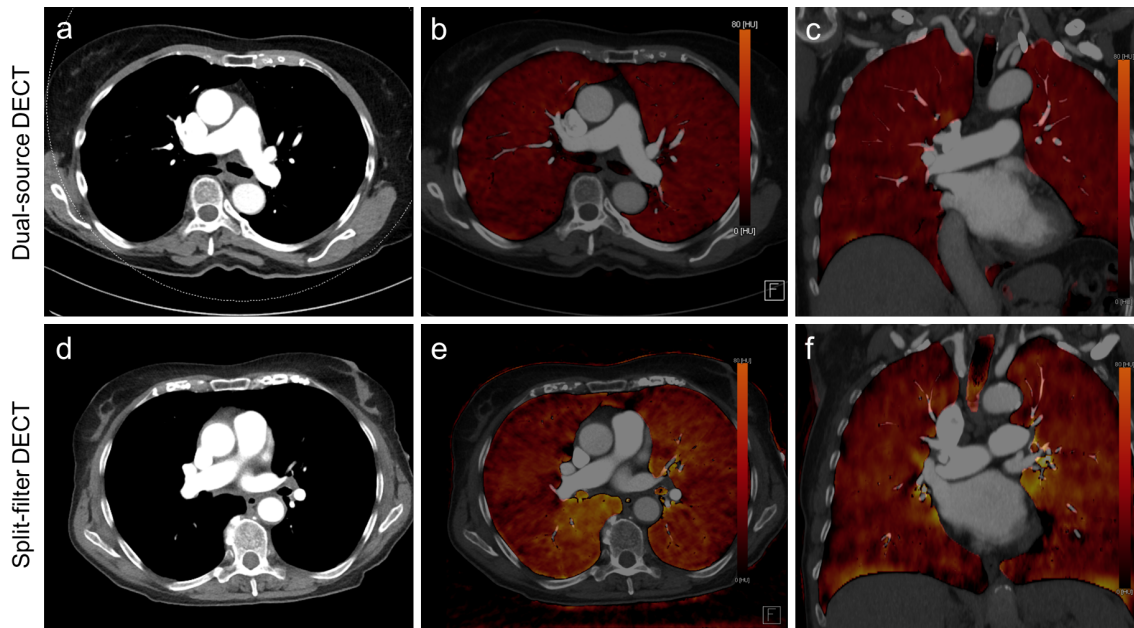


Abbildung 14: axiale CTPA und axiale und koronare Joddistributionskarten von DS- (a-c) und SF- (d-f) DECT; Normalbefund.

CTPA = CT-Pulmonalisangiographie; DECT = Dual-Energy CT; DS = Dual-Source; SF = Split-Filter. Abbildung aus Petritsch et al. [49]; mit Abdruckerlaubnis des Georg Thieme-Verlags.

In Abbildung 15 ist der Befund einer LAE mit Perfusionsdefizit abgebildet. Es sind je eine CTPA in axialer Ebene sowie eine Joddistributionskarte in axialer und koronarer Ebene einer DS-DECT (a-c) und einer SF-DECT (d-f) abgebildet, in beiden Fällen wurde die Bildqualität der CTPA sowie die der dazugehörigen Joddistributionskarten als exzellent, sprich mit der Wertung 5 bewertet. Im DS-DECT-Beispiel ist in der CTPA (a) innerhalb der rechten Pulmonalarterie eine große, das Lumen vollständig einnehmende Hypodensität als CT-graphisches Korrelat des Thrombusmaterials abgrenzbar. Zudem ist die linke Unterlappenarterie abgangsnah nahezu vollständig durch weiteres Thrombusmaterial verlegt, weiterhin ist ein zentral reitender Thrombus an der Bifurkation zwischen rechter und linker Pulmonalarterie sichtbar. Korrespondierend sind in den dazugehörigen Joddistributionskarten nachgeschaltet keilförmige, nicht farbkodierte Areale abgrenzbar, die dem Perfusionsdefizit der bestehenden LAE entsprechen.

Auch im SF-DECT-Beispiel ist in der CTPA (d) Thrombusmaterial in der rechten Pulmonal- sowie in der linken Ober- und Unterlappenarterie mit konsekutiven Perfusionsdefiziten in der entsprechenden Joddistributionskarte (e,f) abgrenzbar. Tabelle 10 stellt die jeweiligen Bewertungen der Joddistributionskarten der DS-DECT- und der SF-DECT-Gruppen gegenüber.

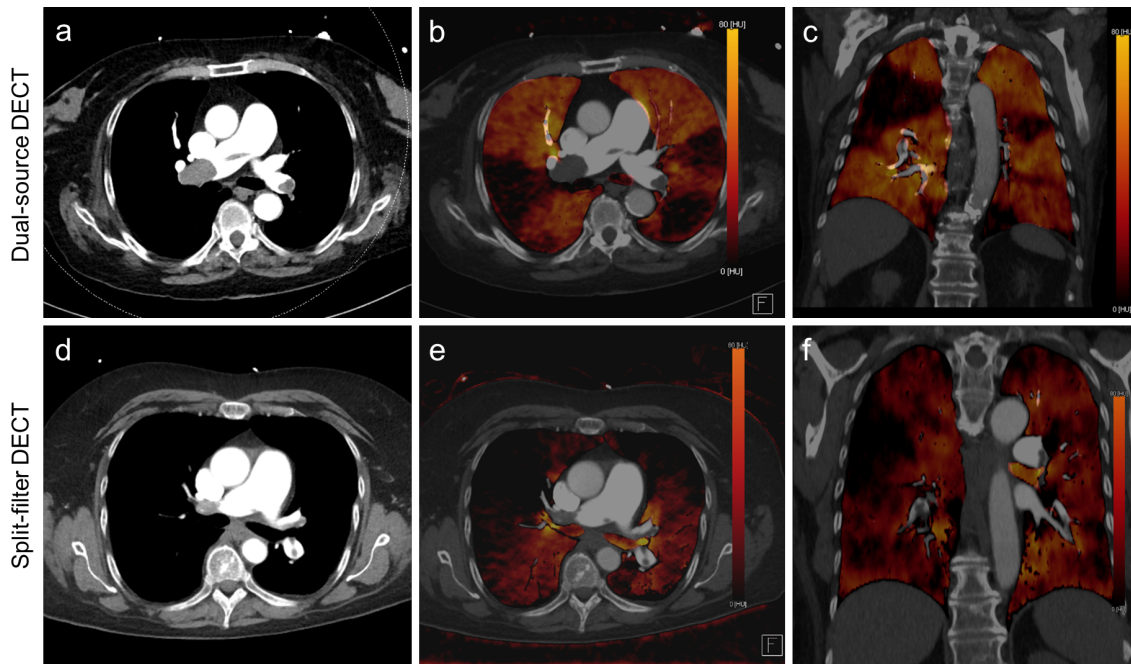


Abbildung 15: axiale CTPA und axiale sowie koronare Joddistributionskarten einer DS- (a-c) und SF- (d-f) DECT; Lungenarterienembolie mit Perfusionsdefizit.

CTPA = CT Pulmonalisangiographie; DECT = Dual-Energy CT; DS = Dual-Source; SF = Split-Filter. Abbildung aus Petritsch et al. [49], mit Abdruckerlaubnis des Georg Thieme-Verlags.

Tabelle 10: Gegenüberstellung der Bewertung der Joddistributionskarten nach der Likert-Skala.

DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT.

Joddistributionskarte	DS-DECT		SF-DECT	
	Befunder 1	Befunder 2	Befunder 1	Befunder 2
Likert Skala	n	n	n	n
5	34 (50,0%)	34 (50,0%)	8 (11,9%)	7 (10,4%)
4	32 (33,8%)	36 (38,2%)	21 (31,3%)	24 (35,8%)
3	7 (10,3%)	4 (5,9%)	18 (26,9%)	16 (23,9%)
2	3 (4,4%)	3 (4,4%)	7 (10,4%)	7 (10,4%)
1	1 (1,5%)	1 (1,5%)	13 (19,4%)	13 (19,4%)
Übereinstimmung	92,60%		85,30%	
Reliabilität	$\kappa = 0,880$		$\kappa = 0,824$	

Bei Betrachtung der tabellarischen Gegenüberstellung der vergebenen Bewertungen der Joddistributionskarten fällt auf, dass die subjektive Bildqualität der Joddistributionskarten der SF-DECT-Gruppe schlechter bewertet wurde als die der DS-DECT-Gruppe. Während in letzterer 83,8% bzw. 88,2% (B1, B2) mit der Wertung 4 und 5, sprich als gut oder exzellent eingestuft wurden, geschah dies in der SF-DECT lediglich in 43,3% bzw. 46,3%

der Fälle. Zudem wurden in der DS-DECT-Kohorte 14,7% bzw. 10,3% (B1, B2) der Joddistributionskarten als mäßig oder schlecht beurteilt, in der SF-DECT-Gruppe hingegen 37,3% bzw. 34,3% (B1, B2).

Bei allen Joddistributionskarten der SF-DECT-Gruppe, die als nicht-diagnostisch eingestuft wurden, war die Joddistribution aufgrund von „Zebra-Artefakten“ nicht beurteilbar. In Abbildung 16 ist eine koronare Joddistributionskarte sowie ein Ausschnitt aus der dazugehörigen VRT der SF-DECT-Gruppe dargestellt, die von beiden Befundern mit der Wertung 1, sprich als nicht-diagnostisch, beurteilt wurde.

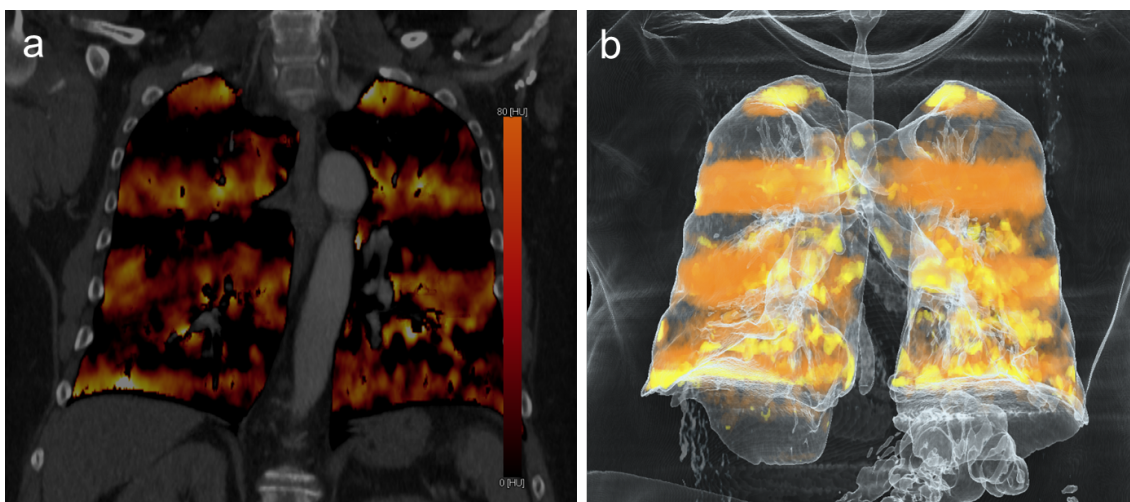


Abbildung 16: koronare Joddistributionskarte (a) und VRT (b) einer SF-DECT mit „Zebra-Artefakten“.

SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT; VRT = Volume-Rending Technik. Abbildung aus Petritsch et al. [49], mit Abdruckerlaubnis des Georg Thieme-Verlags.

3.3 Vergleich der Strahlendosis

Alle zum Vergleich der Strahlendosis erhobenen Werte fielen in der SF-DECT-Gruppe signifikant höher aus als in der DS-DECT-Gruppe. So lag der durchschnittliche $CTDI_{vol}$ -Wert in ersterer bei 4,8 mGy ($\pm 1,54$) und in letzterer bei 4,17 mGy ($\pm 1,96$) (p-Wert 0,003). Das DLP betrug in der SF-DECT-Kohorte 160,5 mGy*cm ($\pm 53,4$) und in der DS-DECT-Kohorte bei 150,1 mGy*cm ($\pm 73,2$) (p-Wert 0,036). Die aus diesen beiden Werten berechnete Effektivdosis lag bei 2,70 mSv ($\pm 1,32$) in der DS-DECT-Gruppe und 2,89 mSv ($\pm 0,94$) in der SF-DECT-Gruppe (p-Wert 0,036). Zuletzt war auch die SSDE in der SF-DECT-Kohorte mit 5,81 mGy ($\pm 1,11$) signifikant höher als die der DS-DECT-Gruppe mit 4,71 mGy ($\pm 1,63$) (p-Wert $< 0,001$). Alle erhobenen Dosisparameter sind in Tabelle 11 gegenübergestellt.

Tabelle 11: Gegenüberstellung der Dosisparameter DS- und SF-DECT-Scans.

CTDIvol = volume Computed Tomography Dose Index; DLP = Dosislängenprodukt; DS-DECT = Dual-Source Dual-Energy CT; SD = Standardabweichung; SF-DECT = Split-Filter Dual-Energy CT; SSDE = size-specific dose estimates.

	DS-DECT	SF-DECT	p-Wert
CTDIvol (\pm SD) [mGy]	4,17 (\pm 1,96)	4,8 (\pm 1,54)	0,003
DLP (\pm SD) [mGy*cm]	150,1 (\pm 73,2)	160,5 (\pm 53,4)	0,036
Effektivdosis (\pm SD) [mSv]	2,70 (\pm 1,32)	2,89 (\pm 0,94)	0,036
SSDE (\pm SD) [mGy]	4,71 (\pm 1,63)	5,81 (\pm 1,11)	<0,001

4 Diskussion

Mit der Anwendung eines Split-Filters kann an CT-Scannern mit lediglich einer Strahlungsquelle ein Dual-Energy-Datensatz generiert werden. Kürzlich konnte gezeigt werden, dass der Einsatz von funktionellen farbkodierten Joddistributionskarten, die ausgehend von einem solchen Datensatz erstellt wurden, in der Diagnostik der akuten LAE insbesondere bei der Detektion von subsegmentalen Thromben hilfreich sein kann [17, 60]. Außerdem gibt es Ansätze, um ausgehend von in Joddistributionskarten abgebildeten Perfusionsdefiziten beim Vorliegen einer LAE das klinische Risiko der betroffenen Patienten abzuschätzen [61, 62].

In der vorliegenden retrospektiven Arbeit wurde die SF-DE-Technik hinsichtlich der objektiven und subjektiven Bildqualität von CTPAs und farbkodierten Joddistributionskarten sowie der damit verbundenen Strahlendosis im Rahmen der Diagnostik einer akuten LAE mit der etablierten DS-DE-Technik verglichen.

Bisher waren Daten hinsichtlich der Bildqualität und Strahlendosis der Split-Filter-Technik lediglich im Bereich der abdominellen und Kopf-Hals-Bildgebung verfügbar [51, 63, 64]. So haben z.B. May et al. die Bildqualität und Strahlendosis von DS- und SF-DECT-Geräten in der Kopf- und Hals-Bildgebung verglichen, wobei die gleichen CT-Scanner wie in der vorliegenden Arbeit eingesetzt wurden; mit einer höheren Bildqualität in der DS-DECT-Gruppe kamen sie zu ähnlichen Ergebnissen wie die vorliegende Arbeit [64]. Zudem haben Almeida et al. die objektive Bildqualität der Split-Filter-Technik mit der DS-DECT-Technik anhand von verschiedenen Phantomen erhoben, hier wurde jedoch nicht die damit verbundene Strahlendosis erhoben [37]. Weiteren Studien zur Split-Filter-Technik liegt häufig ein Studiendesign zugrunde, in dem ein Single-Source-Split-Filter-Protokoll einem Single-Source-Single-Energy-Protokoll gegenübergestellt wird; diese Studien sind daher nur eingeschränkt mit der vorliegenden Arbeit vergleichbar [35, 63]. Nach bestem Wissen wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit zum ersten Mal die Bildqualität von Dual-Energy-CTPAs und Joddistributionskarten sowie die damit einhergehende Strahlendosis in der Diagnostik einer akuten LAE an einem Single-Source SF-Scanner erhoben und mit einem etablierten, Dritt-Generations-Dual-Source-CT-Scanner verglichen.

In der vorliegenden Arbeit wurden zunächst kurz verschiedene technische Ansätze der DE-Bildgebung vorgestellt, da die technischen Unterschiede Einfluss auf die Ergebnisse haben. Unter den bisher etablierten DE-Techniken bieten DS-DECT-Scanner die beste Spektraltrennung, haben jedoch ein relativ kleines DE-FOV, das durch das kleinere FOV des B-Detektors bestimmt wird. In diesem Zusammenhang bietet die SF-DECT-Technik

den Vorteil, dass das DE-FOV deutlich größer liegt, so dass im klinischen Einsatz eine entsprechende Lagerung oder ein adipöser Patientenhabitus eine umfängliche DE-Abbildung in geringerem Maße beeinflusst. Ein Nachteil der beiden genannten DECT-Techniken besteht darin, dass vor Beginn des Scans festgelegt werden muss, ob die CTPA im DE-Modus akquiriert wird. Dies geht auf den single-layer Detektor zurück, der in beiden o.g. Scannern eingesetzt wird. Ein relevanter Vorteil des SF-DECT-Scanners gegenüber dem etablierten DS-DECT-Scanner liegt in seinen deutlich geringeren Anschaffungskosten, so dass auch kleineren Institutionen eine kostengünstigere Möglichkeit zur DE-Bildgebung geboten wird. Ein Nachteil des SF-DECT-Scanners besteht jedoch in seiner signifikant längeren Dauer der DE-Bildakquisition (8,99s vs. 2,49s). Diese ist durch eine Begrenzung des maximalen Tischvorschubs bedingt, welche notwendig ist, um in jeder Scanposition Daten beider Energielevel registrieren zu können. Diese Verzögerung zwischen Hoch- und Niedrig-Energie-Datenakquisition ist höher als bei anderen Dual-Energy Techniken wie z.B. der Dual-Source-, rapid kilovolt switching- oder dual-layer-Technik und führt zu einer niedrigeren zeitlichen Auflösung während der DE-Akquisition [51]. Für den Einsatz der Split-Filter-Technik in der Diagnostik der LAE ergeben sich aufgrund der längeren Untersuchungszeit verschiedene Probleme: um in der CTPA eine LAE detektieren oder ausschließen zu können, müssen einerseits alle relevanten Gefäße hinreichend kontrastiert sein, gleichzeitig ist für die Erstellung homogener farbkodierter Joddistributionskarten eine ausreichende Joddosis in der Peripherie und im pulmonalen Kapillarnetz notwendig. Um beide Anforderungen zu erfüllen, ist im SF-DECT-Protokoll bei längerer Scandauer die Verabreichung einer höheren Menge von KM und eine höhere Jodabgaberate durch den automatischen Infuser erforderlich. Zum anderen müssen die untersuchten Patienten bei längerer Untersuchungsdauer entsprechend länger die Luft in Inspirationsstellung anhalten. Dies ist gerade für Personen, bei denen eine akute LAE vermutet wird problematisch, da diese häufig an Dyspnoe leiden und die Compliance hinsichtlich dem Befolgen von Atemhaltekommmandos oft deutlich eingeschränkt ist.

Wie bereits dargelegt stellt die CTPA den diagnostischen Goldstandard in der Abklärung bei V.a. LAE dar. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die objektive Bildqualität der DE-CTPAs des SF-DECT-Scanners ähnlich gut war wie die des etablierten DS-DECT-Scanners. Bei Betrachtung der objektiven Bildqualitätsparameter fiel auf, dass die CT-Abschwächungswerte in den nicht-pulmonalen kontrastierten Gefäßen, sprich V. subclavia sowie VCS, in der Split-Filter-Gruppe signifikant höher waren. Diese Tatsache ist wahrscheinlich auf die höhere Menge an appliziertem KM und

die höhere Flussrate zurückzuführen, hierdurch war jeweils zum Scanzeitpunkt noch vermehrt KM in den dem Lungenkreislauf vorgeschalteten venösen Gefäßen. Das gewählte Scanprotokoll könnte also einen positiven Einfluss auf die objektive Bildqualität haben. Diese Erklärung wird durch die Literatur gestützt, so konnten u.a. Kosmala et al. oder Nance et al. zeigen, dass eine höhere Menge an appliziertem KM sowie eine höhere Flussrate einen positiven Einfluss auf die Bildqualität der CTPAs haben [65-67].

Eine weitere Erkenntnis dieser Arbeit war, dass durch den Einsatz der SF-DE-Technik bei der Durchführung von CTPAs im Rahmen der Diagnostik einer LAE das Erstellen von farbkodierten Joddistributionskarten ausgehend von an Single-Source-CT-Scannern akquirierten Dual-Energy-Datensätzen möglich ist.

Allerdings war die subjektive Bildqualität der Joddistributionskarten der SF-Gruppe signifikant schlechter als die der DS-Gruppe, so wurden in ersterer weniger als die Hälfte der Karten als „gut“ oder „exzellent“ bewertet. Während die Joddistributionskarten der DS-Gruppe lediglich in einem Fall von nicht diagnostischer Bildqualität waren, waren in der SF-Gruppe insgesamt 13 Jodkarten nicht diagnostisch. In fast all diesen Fällen waren sog. Zebra-Artefakte (s. Abbildung 16) der Grund für die Einstufung der Joddistributionskarte als nicht-diagnostisch, denn diese machten durch die teils nicht dargestellte Jodverteilung eine Detektion etwaiger Perfusionsdefizite unmöglich. Dies ist besonders nachteilig, da farbkodierte Joddistributionskarten wie bereits erwähnt zusätzliche nützliche diagnostische Informationen hinsichtlich der Detektion von peripher gelegenen, okklusiven Emboli bieten können.

Sowohl für die nur moderate Bildqualität der farbkodierten Joddistributionskarten als auch für das Auftreten der streifigen Zebra-Artefakte gibt es mehrere mögliche Erklärungen. Eine mögliche Ursache hierfür ist die technisch bedingte, signifikant längere Untersuchungszeit der Split-Filter Dual-Energy-Datenakquisition. Diese ist in der Limitation des Pitch-Faktors auf $<0,5$ durch den Hersteller bedingt und wurde in der vorliegenden SF-Kohorte auf 0,25 eingestellt. Daraus ergibt sich eine längere Untersuchungszeit, der Unterschied der Scandauer war mit 8,99s in der SF-DECT-Gruppe signifikant länger als in der DS-DECT-Gruppe (2,49s). Für die thorakale Bildgebung ist konsekutiv eine längere Luftanhalte-Dauer notwendig. Dies ist wie o.g. besonders herausfordernd für das Patientenkollektiv, das eine CTPA zur Abklärung einer vermuteten LAE erhält. Bei genauer Betrachtung der Bilddatensätze der Patienten, deren Joddistributionskarten aufgrund von Zebra-Artefakten als nicht diagnostisch gewertet wurden, fiel auf, dass bei allen CTPAs subtile bis deutliche respiratorische Artefakte vorlagen. Diese haben zwar auf die diagnostische Qualität der CTPAs keine Auswirkung, da Dual-Energy-basierte

Joddistributionskarten aber deutlich susceptibler für durch respiratorische Bewegungsartefakte bedingte geringe Veränderungen der Lungendichte sind, kann die Interpretation der zugehörigen Joddistributionskarten erheblich eingeschränkt werden [68]. Eine weitere mögliche Erklärung für das Auftreten von Streifen-Artefakten kann auch in dem von SF-DECT-Scannern generierten Strahlenspektrum begründet sein, denn die Spektralteilung der SF-DE-Technik ist im Vergleich zur DS-DE-Technik eingeschränkt (s. Abbildung 8) [36].

Bei Betrachtung der zur Evaluation der objektiven Bildqualität der farbkodierten Joddistributionskarten erhobenen PBV-Werte fiel einerseits auf, dass die der SF-DECT-Gruppe in den oberen Lungenabschnitten nicht signifikant und in den mittleren und unteren Lungenabschnitten signifikant höher waren als die der DS-DECT-Gruppe. Dies ist wohl auf die größere Menge von appliziertem KM sowie der höheren Jodabgaberate im SF-DECT-Protokoll zurückzuführen. Diese Erkenntnis ist kongruent mit den Ergebnissen von Kosmala et al., auch in ihrer Studie konnte gezeigt werden, dass ein größeres appliziertes KM-Volumen sowie eine höhere Jodabgaberate mit höheren PBV-Werten einhergeht [49]. Weiterhin fiel auf, dass die PBV-Werte der DS-DECT-Gruppe von apikal nach basal abnahmen, während die PBV-Werte der SF-DECT-Gruppe von apikal nach basal zunahmen. Dies kann mit der jeweiligen Scanrichtung der Bildakquisition zusammenhängen, so wurden die DS-DECT-Scans in kaudokranieler Richtung akquiriert, die SF-DECT-Scans hingegen in kraniokaudaler Richtung. Die Lungenabschnitte, die entsprechend der Scanrichtung zu einem späteren Zeitpunkt erfasst wurden, wiesen also höhere PBV-Werte auf als die Lungenabschnitte, die zu einem früheren Zeitpunkt erfasst wurden.

Hinsichtlich der Strahlendosis besteht eine fortwährende Diskussion darüber, ob Dual-Energy-Bildgebung mit einer höheren Strahlendosis einhergeht. Im Gebiet der thorakalen Bildgebung gibt es Daten zu verschiedenen DE-Techniken, die zumindest eine Dosisneutralität der DE-Technik im Vergleich zur SE-Technik nahelegen, so konnte kürzlich gezeigt werden, dass eine CTPA an Zweit- und Dritt-Generations-DS-DECT-Scannern ohne Dosissteigerung im Vergleich zu SECT-Scannern durchgeführt werden kann. Petritsch et al. konnten darüber hinaus zeigen, dass durch eine DE-Bildgebung an einem Dritt-Generations-DS-Scanner mit integriertem Zinnfilter (90/Sn150 kV) Strahlendosis gegenüber einem herkömmlichen 64-Zeilen-Single-Source CT-Scanner eingespart werden kann [39, 69-74].

Neben der Erkenntnis, dass eine SF-DECT-Bildakquisition sowie eine Erstellung von DECT-basierten Joddistributionskarten möglich ist, konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass dies jedoch im Vergleich zur etablierten Dritt-Generations-DS-DECT-Technik mit einer gering, jedoch signifikant erhöhten Strahlenexposition einhergeht: so lag die Effektivdosis eines SF-DECT-Scans trotz signifikant kürzerer Scanlänge und geringerem effektiven Thoraxdurchmesser mit 2,89 mSv höher als die eines DS-DECT-Scans (2,71 mSv). Eine mögliche Erklärung für die höhere Strahlendosis der SF-DECT-Gruppe kann im Scanprotokoll begründet liegen, denn wie o.g. wurden hier statt 60ml KM in der DS-DECT-Gruppe je 80ml KM pro CTPA appliziert. Damit befindet sich zum Zeitpunkt der Bildakquisition eine größere Menge von röntgendichtem Material im Scanvolumen. Einige Studien legen nahe, dass zumindest in der abdominalen Bildgebung durch die Applikation von jodhaltigem Kontrastmittel die Strahlendosis steigt [75].

An dieser Stelle ist jedoch anzumerken: die mit SF-DECT-Akquisition einhergehende Strahlendosis ist dabei immer noch niedriger als die der Single-Energy 64-Zeilen CT-Scannern bei 120kV, die in der klinischen Routine häufig und vielerorts eingesetzt werden [69, 71]. Auch Euler et al. haben in einer Phantom- und Patientenstudie gezeigt, dass die Strahlendosis bei Einsatz eines Split-Filters um 17% gegenüber einem herkömmlichen Single-Energy-Protokoll reduziert werden kann [69, 71]. Diesen Effekt führen sie auf die Filtration des Strahlenspektrums durch den Split-Filter zurück, denn dieser absorbiert diejenigen niedrig-energetischen Photonen, die andernfalls im Patienten absorbiert würden, so dass nach der Filtration vor allem hoch-energetische Strahlen auf den Patienten treffen [35].

Dass die Strahlendosis einer CTPA in SF-DECT-Technik höher liegt als die in DS-DECT-Technik, scheint ein weiterer Nachteil der SF-Technik zu sein. Insbesondere im Hinblick auf das Risiko, eine nicht-diagnostische farbkodierte Joddistributionskarte zu erhalten, kann bei Verfügbarkeit von beiden Scannern schwer begründet werden, warum ein SF-DECT-Scan durchgeführt werden soll. Wenn hingegen kein DS-DECT-Scanner verfügbar ist, sondern nur ggf. ältere SE-64-Zeilen-Scanner, kann die Durchführung eines SF-DECT-Scans sinnvoll sein, denn dann liegt einerseits die mit der CTPA einhergehende Strahlendosis niedriger und gleichzeitig können im Falle einer diagnostischen farbkodierten Joddistributionskarte wertvolle zusätzliche diagnostische Informationen des Dual-Energy-Datensatzes genutzt werden.

Zuletzt soll auf die Limitationen der vorliegenden Arbeit eingegangen werden. Zum einen wurde nicht die diagnostische Performance in der Detektion einer LAE der verglichenen

SF- und DS-Protokolle erhoben. Für jeden Studienteilnehmer wurde lediglich dokumentiert, ob eine LAE nachgewiesen wurde oder nicht; für den Fall, dass eine LAE vorlag, wurde nicht die Lokalisation oder die Okklusivität des Thrombusmaterials erhoben. Unter Berücksichtigung vorheriger Studienergebnisse wäre allerdings davon auszugehen, dass die Detektion von okkludierenden segmentalen bzw. subsegmentalen Emboli durch die erstellten Joddistributionskarten erleichtert würde, sofern diese von diagnostischer Qualität sind [17, 76]. Zum anderen war die Zahl der Patienten, bei denen tatsächlich eine LAE detektiert wurde, in den jeweiligen Patientenkollektiven niedrig mit 20,6% in der DS-DECT-Gruppe und lediglich 11,9% in der SF-DECT-Gruppe. Dies kann am ehesten durch eine liberale Patienten-Vorselektion der zuweisenden klinischen Kollegen während des Zeitraums der SF-Akquisition erklärt werden. Eine unwahrscheinlichere Erklärung ist, dass durch die geringere subjektive Bildqualität der SF-DECT-Scans zu einer geringeren Detektionsrate von LAEs geführt haben könnte.

Eine weitere Limitation der vorliegenden Arbeit besteht darin, dass neben der Erhebung von Ausschlusskriterien wie einer stattgehabten Pneumektomie, eines einliegenden LVADs oder eines Schrittmachers und der fehlgeschlagenen automatischen Lungensegmentation nicht dokumentiert wurde, ob strukturelle Lungenerkrankungen vorlagen. Das Vorhandensein von Pleuraergüssen, Emphysebullae oder Fibrosearealen könnte, wie Geyer et al. bemerken, Auswirkungen auf die Qualität der Joddistributionskarten haben, da mit ihnen eine geringere Vaskularisierung der Lunge einhergeht [77, 78].

Zudem waren Unterschiede im Patientenhabitus und in der Scanlänge der beiden Gruppen zu beobachten, diese war zwar gering aber statistisch signifikant. Obwohl der durchschnittliche effektive Thoraxdurchmesser in der DS-DECT-Gruppe höher war, waren die SSDEs der DS-Scans dennoch signifikant niedriger.

Weiter kann der Unterschied des Bildeindrucks der CTPAs durch eine höhere CNR und SNR in der SF-DECT-Gruppe dazu geführt haben, dass trotz Verblindung in manchen Fällen die Aufnahmetechnik erkannt wurde. Hierbei kann es zu einer Bias gekommen sein, die dann die subjektive Bewertung der Bildqualität der CTPAs beeinflusst hat. Weiterhin wurde wie bereits erwähnt im SF-Protokoll einerseits mehr i.v.-Kontrastmittel eingesetzt und andererseits lag die Jodabgaberate höher, dies könnte ebenfalls Einfluss auf die subjektive und objektive Bildqualität der CTPAs sowie der Joddistributionskarten gehabt haben.

Die vorliegende Arbeit konnte also erstmals zeigen, dass eine DE-CTPA an einem SF-DECT-Gerät möglich ist und die erhobenen CTPA-Scans alle von diagnostischer Qualität waren. Zudem war die objektive Bildqualität der SF-CTPAs ähnlich gut wie die der

DS-CTPAs. Durch die SF-Technik können außerdem DE-basierte Joddistributionskarten erstellt werden, hier ist jedoch bei gering höherer Strahlendosis die subjektive und objektive Bildqualität signifikant schlechter als die der DS-DE-Technik. Die SF-Joddistributionskarten zeigen teils o.g. Zebraartefakte, die die Jodkarten für die Diagnostik unbrauchbar machen. In diesem Kontext wäre es interessant, in zukünftigen Studien jeweils verschiedene der eingangs vorgestellten Single-Source-Techniken hinsichtlich der Qualität der Joddistributionskarten sowie der damit einhergehenden Strahlendosis zu vergleichen.

Im letzten Jahrzehnt hat die DE-Bildgebung durch die Möglichkeit, funktionelle Informationen wie z.B. das Sichtbarmachen etwaiger Perfusiondefizite i.R. einer LAE zu generieren, an Bedeutung gewonnen. Allerdings weisen alle gängigen technischen Ansätze der DE-Bildgebung inhärente Limitationen wie eine begrenzte Spektralteilung auf [79]. Durch die Entwicklung eines neuen energieauflösenden Detektors konnte Ende 2020 die revolutionäre detektorbasierte Photon-Counting Detektor CT (PCD CT) erstmals zum klinischen Einsatz kommen. Erste Studien konnten zeigen, dass durch diese Technik die Strahlendosis um bis zu 30-40% reduziert werden kann [80]. Diese Technik kann zudem viele Schwächen der bisherig gängigen (DE-)CT-Bildgebung überwinden, so weisen PCD CT-Scans eine höhere örtliche Auflösung auf, Strahlenaufhärtungs- und sog. Blooming-Artefakte können reduziert werden, durch eine verbesserte CNR kann der Einsatz von jodhaltigen KM optimiert werden und ggf. um nicht jodhaltiges KM wie z.B. gold- oder gadoliniumhaltiges KM ergänzt werden. Erste klinische Studien zeigen bereits einen zusätzlichen Nutzen der mit dem PCD CT einhergehenden diagnostischen Möglichkeiten für viele onkologische, muskuloskeletale sowie kardiovaskuläre Fragestellungen [80-83].

Gerade im Hinblick auf die in der vorliegenden Arbeit verglichenen DE-CT-Scanner birgt die PCD CT einen erheblichen Vorteil in der Diagnostik der LAE: während sowohl beim DS-DECT- als auch beim SF-DECT-Scanner vor der Akquisition einer CTPA festgelegt werden muss, ob diese im DE-Modus erhoben wird, gehen mit jeder an einem PCD CT-Scanner durchgeführten Bildgebung neben den morphologischen Informationen inhärent Multienergie-Informationen zu jedem Scan einher. All die in der Literatur aufgeführten möglichen Vorteile der PCD CT rechtfertigen die Notwendigkeit weiterer Forschung, auch im Hinblick auf die Anwendbarkeit in der Diagnostik der Lungenarterienembolie.

5 Zusammenfassung

Einführung: Die akute Lungenarterienembolie (LAE) ist ein häufiges und potentiell lebensbedrohliches Krankheitsbild, eine zeitnahe Diagnosestellung ist von großer Bedeutung. Die Durchführung einer CT-Pulmonalisangiographie (CTPA) hat sich als Goldstandard in der LAE-Diagnostik etabliert. Durch DECT können mithilfe von Joddistributionskarten LAE auf Segment- und Subsegmentebene besser detektiert werden. Neben der etablierten Dual-Source-Technik bietet der Einsatz eines Split-Filters die Möglichkeit, mit Single-Source-Scannern einen DECT-Datensatz zu akquirieren. Ziel dieser Arbeit war es, einen solchen SF-DECT-Scanner hinsichtlich der objektiven und subjektiven Bildqualität sowie der Strahlendosis mit einem etabliertem DS-DECT-Gerät zu vergleichen.

Patientenkollektiv und Methoden: In die retrospektive Studie wurden insgesamt 135 Patienten eingeschlossen, die bei bestehendem Verdacht auf das Vorliegen einer LAE eine CTPA erhielten. Dabei erhielten 68 Patienten einen DS-DECT-Scan mit 90/Sn150 kV und 67 Patienten einen SF-DECT-Scan mit Au/Sn120 kV. Die Jodinjektionsrate lag bei 1400mg/s in der DS-DECT- und bei 1750mg/s in der SF-DECT-Gruppe. Für beide Protokolle wurden farbkodierte Joddistributionskarten erstellt. Die objektive (CT-Abschwächung in relevanten Gefäßen in HU, Signal-Rausch-Verhältnis (SNR), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR), perfused blood volume (PBV)) und subjektive Bildqualität (2 Befunder (B), 5-Punkte-Likert-Skala) sowie Dosisparameter (Effektivdosis, größenspezifische Dosis einschätzungen (SSDE)) wurden erhoben und verglichen.

Ergebnisse: In beiden Kollektiven waren alle CTPAs von diagnostischer Qualität. Ihre subjektive Bildqualität wurde in 80,9/82,4% (B1/B2) der DS-DECT und in 77,6/76,1% der SF-DECT als exzellent oder gut bewertet. Die subjektive Bildqualität der Joddistributionskarten der SF-DECT wurde jedoch von beiden Befundern signifikant niedriger beurteilt, nur in 43,3/46,3% (B1/B2) wurden diese als exzellent oder gut eingestuft. Hinsichtlich der objektiven Bildqualität ließ sich festhalten, dass die HU-Werte der relevanten Gefäße sich nicht signifikant unterschieden, die SNR und CNR der SF-Gruppe jedoch signifikant höher waren ($p < 0.05$); die PBV-Werte lagen in der SF-Gruppe teils signifikant höher und nahmen von kranial nach kaudal zu, in der DS-Gruppe hingegen ab. Neben der Effektivdosis ($2,70 \pm 1,32$ mSv vs. $2,89 \pm 0,94$ mSv) war auch die SSDE ($4,71 \pm 1,63$ mGy vs. $5,84 \pm 1,11$ mGy) der SF-Gruppe signifikant höher ($p < 0,05$).

Konklusion: In der diagnostischen Abklärung eines V.a. eine akute LAE ermöglicht der Einsatz eines Split-Filters an einem Single-Source-CT-Scanner eine Dual-Energy-Untersuchung. Dies geht im Vergleich zu etablierten DS-Scannern jedoch mit einer schlechteren Qualität der Joddistributionskarten und einer höheren Strahlendosis einher.

6 Literaturverzeichnis

1. Ishaaya, E. and V.F. Tapson, *Advances in the diagnosis of acute pulmonary embolism*. F1000Res, 2020. **9**.
2. Tapson, V.F., *Acute pulmonary embolism*. N Engl J Med, 2008. **358**(10): p. 1037-52.
3. Piazza, G. and S.Z. Goldhaber, *Acute pulmonary embolism: part I: epidemiology and diagnosis*. Circulation, 2006. **114**(2): p. e28-32.
4. Heit, J.A., F.A. Spencer, and R.H. White, *The epidemiology of venous thromboembolism*. J Thromb Thrombolysis, 2016. **41**(1): p. 3-14.
5. Konstantinides, S.V., et al., *2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism developed in collaboration with the European Respiratory Society (ERS)*. Eur Heart J, 2020. **41**(4): p. 543-603.
6. Raskob, G.E., et al., *Thrombosis: a major contributor to global disease burden*. Arterioscler Thromb Vasc Biol, 2014. **34**(11): p. 2363-71.
7. Wendelboe, A.M. and G.E. Raskob, *Global Burden of Thrombosis: Epidemiologic Aspects*. Circ Res, 2016. **118**(9): p. 1340-7.
8. Konstantinides, S.V., et al., *2014 ESC guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism*. Eur Heart J, 2014. **35**(43): p. 3033-69, 3069a-3069k.
9. White, R.H., *The epidemiology of venous thromboembolism*. Circulation, 2003. **107**(23 Suppl 1): p. I4-8.
10. Konstantinides, S.V., et al., *Management of Pulmonary Embolism: An Update*. J Am Coll Cardiol, 2016. **67**(8): p. 976-990.
11. Schumichen, C., M. Schmidt, and T. Krause, *[Lung scintigraphy]*. Nuklearmedizin, 2018. **57**(3): p. 74-91.
12. Mazzolai, L., et al., *Diagnosis and management of acute deep vein thrombosis: a joint consensus document from the European Society of Cardiology working groups of aorta and peripheral vascular diseases and pulmonary circulation and right ventricular function*. Eur Heart J, 2018. **39**(47): p. 4208-4218.
13. Sista, A.K., et al., *Stratification, Imaging, and Management of Acute Massive and Submassive Pulmonary Embolism*. Radiology, 2017. **284**(1): p. 5-24.
14. Goldhaber, S.Z. and H. Bounameaux, *Pulmonary embolism and deep vein thrombosis*. Lancet, 2012. **379**(9828): p. 1835-46.
15. Becattini, C., M.C. Vedovati, and G. Agnelli, *Prognostic value of troponins in acute pulmonary embolism: a meta-analysis*. Circulation, 2007. **116**(4): p. 427-33.
16. Remy-Jardin, M., et al., *Management of suspected acute pulmonary embolism in the era of CT angiography: a statement from the Fleischner Society*. Radiology, 2007. **245**(2): p. 315-29.
17. Weidman, E.K., et al., *Dual-Energy CT Angiography for Detection of Pulmonary Emboli: Incremental Benefit of Iodine Maps*. Radiology, 2018. **289**(2): p. 546-553.
18. Stein, P.D., et al., *Multidetector computed tomography for acute pulmonary embolism*. N Engl J Med, 2006. **354**(22): p. 2317-27.
19. Wittram, C., et al., *CT angiography of pulmonary embolism: diagnostic criteria and causes of misdiagnosis*. Radiographics, 2004. **24**(5): p. 1219-38.
20. Alonso Martinez, J.L., et al., *Central Versus Peripheral Pulmonary Embolism: Analysis of the Impact on the Physiological Parameters and Long-term Survival*. N Am J Med Sci, 2016. **8**(3): p. 134-42.
21. van der Meer, R.W., et al., *Right ventricular dysfunction and pulmonary obstruction index at helical CT: prediction of clinical outcome during 3-month*

- follow-up in patients with acute pulmonary embolism.* Radiology, 2005. **235**(3): p. 798-803.
22. Ghaye, B., et al., *Severe pulmonary embolism: pulmonary artery clot load scores and cardiovascular parameters as predictors of mortality.* Radiology, 2006. **239**(3): p. 884-91.
 23. Becattini, C., et al., *Multidetector computed tomography for acute pulmonary embolism: diagnosis and risk stratification in a single test.* Eur Heart J, 2011. **32**(13): p. 1657-63.
 24. Schoepf, U.J., S.Z. Goldhaber, and P. Costello, *Spiral computed tomography for acute pulmonary embolism.* Circulation, 2004. **109**(18): p. 2160-7.
 25. Bajc, M., et al., *EANM guideline for ventilation/perfusion single-photon emission computed tomography (SPECT) for diagnosis of pulmonary embolism and beyond.* Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2019. **46**(12): p. 2429-2451.
 26. Kearon, C., J.S. Ginsberg, and J. Hirsh, *The role of venous ultrasonography in the diagnosis of suspected deep venous thrombosis and pulmonary embolism.* Ann Intern Med, 1998. **129**(12): p. 1044-9.
 27. Da Costa Rodrigues, J., et al., *Diagnostic characteristics of lower limb venous compression ultrasonography in suspected pulmonary embolism: a meta-analysis.* J Thromb Haemost, 2016. **14**(9): p. 1765-72.
 28. Worsley, D.F., et al., *Chest radiographic findings in patients with acute pulmonary embolism: observations from the PIOPED Study.* Radiology, 1993. **189**(1): p. 133-6.
 29. Elliott, C.G., et al., *Chest radiographs in acute pulmonary embolism. Results from the International Cooperative Pulmonary Embolism Registry.* Chest, 2000. **118**(1): p. 33-8.
 30. Palm, V., et al., *Acute Pulmonary Embolism: Imaging Techniques, Findings, Endovascular Treatment and Differential Diagnoses.* Rofo, 2020. **192**(1): p. 38-49.
 31. Javed, Q.A. and A.K. Sista, *Endovascular therapy for acute severe pulmonary embolism.* Int J Cardiovasc Imaging, 2019. **35**(8): p. 1443-1452.
 32. Dauphine, C. and B. Omari, *Pulmonary embolectomy for acute massive pulmonary embolism.* Ann Thorac Surg, 2005. **79**(4): p. 1240-4.
 33. Pontana, F., et al., *Lung perfusion with dual-energy multi-detector row CT: can it help recognize ground glass opacities of vascular origin?* Acad Radiol, 2010. **17**(5): p. 587-94.
 34. Bauer, R.W., et al., *Lung perfusion analysis with dual energy CT in patients with suspected pulmonary embolism--influence of window settings on the diagnosis of underlying pathologies of perfusion defects.* Eur J Radiol, 2011. **80**(3): p. e476-82.
 35. Euler, A., et al., *Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter: Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an In Vitro and In Vivo Study.* Invest Radiol, 2016. **51**(8): p. 491-8.
 36. Siegel, M.J., et al., *White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 1: Technology and Terminology.* J Comput Assist Tomogr, 2016. **40**(6): p. 841-845.
 37. Almeida, I.P., et al., *Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners.* Med Phys, 2017. **44**(1): p. 171-179.
 38. Johnson, T.R., *Dual-energy CT: general principles.* AJR Am J Roentgenol, 2012. **199**(5 Suppl): p. S3-8.

39. Sauter, A.P., et al., *CTPA with a conventional CT at 100 kVp vs. a spectral-detector CT at 120 kVp: Comparison of radiation exposure, diagnostic performance and image quality*. Eur J Radiol Open, 2020. **7**: p. 100234.
40. De Cecco, C.N., et al., *White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 3: Vascular, Cardiac, Pulmonary, and Musculoskeletal Applications*. J Comput Assist Tomogr, 2017. **41**(1): p. 1-7.
41. Apfaltrer, P., et al., *Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography*. Eur J Radiol, 2014. **83**(2): p. 322-8.
42. Delesalle, M.A., et al., *Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT*. Radiology, 2013. **267**(1): p. 256-66.
43. Rajiah, P., et al., *State of the art: utility of multi-energy CT in the evaluation of pulmonary vasculature*. Int J Cardiovasc Imaging, 2019. **35**(8): p. 1509-1524.
44. McCollough, C.H., et al., *Principles and applications of multienergy CT: Report of AAPM Task Group 291*. Med Phys, 2020. **47**(7): p. e881-e912.
45. De Cecco, C.N., et al., *Dual energy CT (DECT) of the liver: conventional versus virtual unenhanced images*. Eur Radiol, 2010. **20**(12): p. 2870-5.
46. McCollough, C.H., et al., *Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications*. Radiology, 2015. **276**(3): p. 637-53.
47. Thieme, S.F., et al., *Dual Energy CT lung perfusion imaging--correlation with SPECT/CT*. Eur J Radiol, 2012. **81**(2): p. 360-5.
48. Sueyoshi, E., et al., *Quantification of lung perfusion blood volume (lung PBV) by dual-energy CT in patients with and without pulmonary embolism: preliminary results*. Eur J Radiol, 2011. **80**(3): p. e505-9.
49. Petritsch, B., et al., *Comparison of Dual- and Single-Source Dual-Energy CT for Diagnosis of Acute Pulmonary Artery Embolism*. Rofo, 2020.
50. Grosse Hokamp, N., et al., *Technical background of a novel detector-based approach to dual-energy computed tomography*. Diagn Interv Radiol, 2020. **26**(1): p. 68-71.
51. Kaemmerer, N., et al., *Dual-Energy Computed Tomography Angiography of the Head and Neck With Single-Source Computed Tomography: A New Technical (Split Filter) Approach for Bone Removal*. Invest Radiol, 2016. **51**(10): p. 618-23.
52. Rodrigues, J.C., et al., *Intravenous contrast medium administration at 128 multidetector row CT pulmonary angiography: bolus tracking versus test bolus and the implications for diagnostic quality and effective dose*. Clin Radiol, 2012. **67**(11): p. 1053-60.
53. Sabel, B.O., et al., *High-Pitch CT Pulmonary Angiography in Third Generation Dual-Source CT: Image Quality in an Unselected Patient Population*. PLoS One, 2016. **11**(2): p. e0146949.
54. Lu, G.M., et al., *High-pitch computed tomography pulmonary angiography with iterative reconstruction at 80 kVp and 20 mL contrast agent volume*. Eur Radiol, 2014. **24**(12): p. 3260-8.
55. McCollough, C.H., et al., *CT dose index and patient dose: they are not the same thing*. Radiology, 2011. **259**(2): p. 311-6.
56. Romanyukha, A., et al., *Body Size-Specific Effective Dose Conversion Coefficients for Ct Scans*. Radiat Prot Dosimetry, 2016. **172**(4): p. 428-437.
57. Boone JM, S.K., Cody DD et al., *Size-Specific Dose Estimates In Pediatric and Adult Body CT Examinations: Report No. 204*, in Am. Assoc. Phys. Medicine. 2011: College Park.

58. McCollough, C., et al., *Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220*. AAPM Rep, 2014. **2014**: p. 6-23.
59. Sullivan, G.M. and A.R. Artino, Jr., *Analyzing and interpreting data from likert-type scales*. J Grad Med Educ, 2013. **5**(4): p. 541-2.
60. Okada, M., et al., *Added value of lung perfused blood volume images using dual-energy CT for assessment of acute pulmonary embolism*. Eur J Radiol, 2015. **84**(1): p. 172-177.
61. Apfaltrer, P., et al., *Prognostic value of perfusion defect volume at dual energy CTA in patients with pulmonary embolism: correlation with CTA obstruction scores, CT parameters of right ventricular dysfunction and adverse clinical outcome*. Eur J Radiol, 2012. **81**(11): p. 3592-7.
62. Meinel, F.G., et al., *Effectiveness of automated quantification of pulmonary perfused blood volume using dual-energy CTPA for the severity assessment of acute pulmonary embolism*. Invest Radiol, 2013. **48**(8): p. 563-9.
63. Euler, A., et al., *Comparison of image quality and radiation dose between split-filter dual-energy images and single-energy images in single-source abdominal CT*. Eur Radiol, 2018. **28**(8): p. 3405-3412.
64. May, M.S., et al., *Comparison of dual- and single-source dual-energy CT in head and neck imaging*. Eur Radiol, 2019. **29**(8): p. 4207-4214.
65. Kosmala, A., et al., *Dual-energy CT angiography in suspected pulmonary embolism: influence of injection protocols on image quality and perfused blood volume*. Int J Cardiovasc Imaging, 2020. **36**(10): p. 2051-2059.
66. Nance, J.W., Jr., et al., *Optimization of contrast material delivery for dual-energy computed tomography pulmonary angiography in patients with suspected pulmonary embolism*. Invest Radiol, 2012. **47**(1): p. 78-84.
67. Hansmann, J., et al., *Impact of iodine delivery rate with varying flow rates on image quality in dual-energy CT of patients with suspected pulmonary embolism*. Acad Radiol, 2013. **20**(8): p. 962-71.
68. Bauer, R.W., et al., *High-pitch dual-source computed tomography pulmonary angiography in freely breathing patients*. J Thorac Imaging, 2012. **27**(6): p. 376-81.
69. Petritsch, B., et al., *Diagnosis of Pulmonary Artery Embolism: Comparison of Single-Source CT and 3rd Generation Dual-Source CT using a Dual-Energy Protocol Regarding Image Quality and Radiation Dose*. Rofo, 2017. **189**(6): p. 527-536.
70. Schenzle, J.C., et al., *Dual energy CT of the chest: how about the dose?* Invest Radiol, 2010. **45**(6): p. 347-53.
71. Bauer, R.W., et al., *Dose and image quality at CT pulmonary angiography-comparison of first and second generation dual-energy CT and 64-slice CT*. Eur Radiol, 2011. **21**(10): p. 2139-47.
72. Yu, L., et al., *Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT*. Med Phys, 2009. **36**(3): p. 1019-24.
73. Tabari, A., et al., *Reducing Radiation Dose and Contrast Medium Volume With Application of Dual-Energy CT in Children and Young Adults*. AJR Am J Roentgenol, 2020. **214**(6): p. 1199-1205.
74. Lenga, L., et al., *Single- and dual-energy CT pulmonary angiography using second- and third-generation dual-source CT systems: comparison of radiation dose and image quality*. Eur Radiol, 2019. **29**(9): p. 4603-4612.
75. Sahbaee, P., et al., *The Effect of Contrast Material on Radiation Dose at CT: Part II. A Systematic Evaluation across 58 Patient Models*. Radiology, 2017. **283**(3): p. 749-757.

76. Thieme, S.F., et al., *Dual-energy CT for the assessment of contrast material distribution in the pulmonary parenchyma*. AJR Am J Roentgenol, 2009. **193**(1): p. 144-9.
77. Geyer, L.L., et al., *Imaging of acute pulmonary embolism using a dual energy CT system with rapid kVp switching: initial results*. Eur J Radiol, 2012. **81**(12): p. 3711-8.
78. Meinel, F.G., et al., *Assessing pulmonary perfusion in emphysema: automated quantification of perfused blood volume in dual-energy CTPA*. Invest Radiol, 2013. **48**(2): p. 79-85.
79. Flohr, T., et al., *Photon-counting CT review*. Phys Med, 2020. **79**: p. 126-136.
80. Willeminck, M.J., et al., *Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects*. Radiology, 2018. **289**(2): p. 293-312.
81. Leng, S., et al., *Photon-counting Detector CT: System Design and Clinical Applications of an Emerging Technology*. Radiographics, 2019. **39**(3): p. 729-743.
82. Euler, A., et al., *High-Pitch Photon-Counting Detector Computed Tomography Angiography of the Aorta: Intraindividual Comparison to Energy-Integrating Detector Computed Tomography at Equal Radiation Dose*. Invest Radiol, 2022. **57**(2): p. 115-121.
83. Conrads, N., et al., *Ultrahigh-resolution computed tomography of the cervical spine without dose penalty employing a cadmium-telluride photon-counting detector*. Eur J Radiol, 2023. **160**: p. 110718.

Appendix

I. Abkürzungsverzeichnis

a.u.	arbitrary unit
B1	Befunder 1
B2	Befunder 2
CNR	Contrast-to-Noise-Ratio
CT	Computertomographie
CTDI _{vol}	Volume Computed Tomography Dose Index
CTPA	CT-Pulmonalis-Angiographie
DE	Dual-Energy
DECT	Dual-Energy Computertomographie
DLP	Dosislängenprodukt
DS-DECT	Dual-Source Dual-Energy Computertomographie
HU	Hounsfield-Units
i.v.	intravenös
KM	Kontrastmittel
LAE	Lungenarterienembolie
PBV	Perfused Blood Volume
PCD CT	Photon-Counting Detektor CT
ROI	Region of Interest
SD	Standard Deviation
SF-DECT	Split-Filter Dual-Energy Computertomographie
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
SSDE	Size-Specific Dose Estimates
TVT	Tiefe Venenthrombose
V.a.	Verdacht auf
VTE	Venöse Thromboembolie

II. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bildbeispiel einer CTPA mit dem Nachweis einer zentralen LAE.....	7
Abbildung 2: Bildbeispiel einer CTPA mit dem Nachweis einer peripheren LAE.	8
Abbildung 3: Bildbeispiel einer TVT in der Kompressionssonographie.....	10
Abbildung 4: Bildbeispiel einer DE-Joddistributionskarte einer LAE mit Perfusionsdefizit.	14
Abbildung 5: Schematische Abbildung des photoelektrischen Effekts. Eigene Abbildung.....	16
Abbildung 6: schematischer Aufbau eines DS-DECT-Scanners.	19
Abbildung 7: schematischer Aufbau eines SF-DECT-Scanners.	21
Abbildung 8: Dual-Energy-Spektren des verwendeten Drittgenerations-DS-DECT-Scanners (a) und des SF-DECT-Scanners (b).....	22
Abbildung 9: Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung	25
Abbildung 10: Flowchart zur Evaluation der Bildqualität.	30
Abbildung 11: Schemazeichnung der Erhebung des PBV.	32
Abbildung 12: Balkendiagramm der PBV-Werte der DS-DECT- (blau) sowie der SF-DECT- Gruppe (rot) in a.u.	40
Abbildung 13: Punktediagramm zur Visualisierung der Verteilung der PBV-Werte der DS-DECT- Gruppe (blau) und der SF-DECT-Gruppe (rot) des oberen (a), mittleren (b) und unteren (c) Lungendrittels in a.u.	41
Abbildung 14: axiale CTPA und axiale und koronare Joddistributionskarten von DS- (a-c) und SF- (d-f) DECT; Normalbefund.....	44
Abbildung 15: axiale CTPA und axiale sowie koronare Joddistributionskarten einer DS- (a-c) und SF- (d-f) DECT; Lungenarterienembolie mit Perfusionsdefizit.....	45
Abbildung 16: koronare Joddistributionskarte (a) und VRT (b) einer SF-DECT mit „Zebra- Artefakten“.	46

III. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Wells-Score.	5
Tabelle 2: Gegenüberstellung der demografischen Charakteristika der Patientenkollektive.	26
Tabelle 3: Gegenüberstellung der Scanprotokolle.	28
Tabelle 4: Likert-Skala der CTPAs.	33
Tabelle 5: Likert-Skala der Joddistributionskarten.	33
Tabelle 6: Gegenüberstellung von Thoraxdurchmesser und Scandaten der Kollektive.....	36
Tabelle 7: Gegenüberstellung der objektiven Bildqualitätsparameter der CTPAs der DS-DECT-Gruppe und SF-DECT-Gruppe.	38
Tabelle 8: Gegenüberstellung der objektiven Bildqualitätsparameter der Joddistributionskarten der DS- und SF-DECT-Gruppe.....	39
Tabelle 9: Gegenüberstellung der Bewertung der CTPAs der DS-DECT-Gruppe und SF-DECT-Gruppe nach Likert-Skala.	42
Tabelle 10: Gegenüberstellung der Bewertung der Joddistributionskarten nach der Likert-Skala.	45
Tabelle 11: Gegenüberstellung der Dosisparameter DS- und SF-DECT-Scans.....	47

IV. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich verschiedenen Personen danken, die die Entstehung dieser Arbeit ermöglicht und unterstützt haben.

Dabei gebührt mein Dank an erster Stelle meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. Dr. Bernhard Petritsch für seine ausgesprochen zuverlässige, geduldige und wohlwollende Betreuung, für seine stetige Förderung und seine ansteckende Motivation für das Projekt.

Weiter möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Thorsten Alexander Bley für die Möglichkeit danken, an seinem Institut zu dissertieren, denn die tieferen Einblicke in das Fachgebiet der Radiologie, die ich während des Studiums im Rahmen dieser Dissertation gewinnen konnte, haben meine Begeisterung für das Fach verstärkt und den Weg für die nun von mir begonnene Facharztausbildung zur Radiologin geebnet.

Auch bei Herrn Dr. Andreas Max Weng möchte ich mich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der erhobenen Daten bedanken.

Mein weiterer Dank gebührt zudem Herrn Dr. Philipp Gruschwitz und Herrn Philipp Kuhl, die mir während der Datenerhebung insbesondere bei technischen Schwierigkeiten im Umgang mit der Post-Processing Software immer wieder geduldig mit Rat und Tat zur Seite standen. Auch bei Frau Dr. Theresa Patzer möchte ich mich für ihre motivierende Worte im Zeitraum der Fertigstellung der Dissertationsarbeit bedanken.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und dabei insbesondere bei meinen Eltern und meinem Großvater bedanken, die mich in meinem Wunsch, ein Doppelstudium der Medizin und Philosophie zu studieren, immer bestärkt haben, mich im Laufe meiner Studien immer wieder beim Erstellen wissenschaftlicher Arbeiten unterstützt haben und mich durch liebevolles und gezieltes, motivierendes Nachfragen wenn nötig wieder fokussiert haben. Vielen Dank!

V. *Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahmen*

Originalarbeiten – Erstautorenschaften	1
Originalarbeiten – Co-Autorenschaften	7
Kumulativer IF aller Veröffentlichungen (2021 - 2023)	44,038
h-Index (“Web of Science“, Stand: 27.06.2023)	2

1. **Pannenbecker P**, Huflage H, Grunz JP, Gruschwitz P, Patzer TS, Weng AM, Heidenreich JF, Bley TA, Petritsch B. **Photon-counting CT for diagnosis of acute pulmonary embolism: potential for contrast medium and radiation dose reduction.** Eur Radiol. 2023 Jun 14. Online ahead of print. (IF 2021: 7,034)
2. Patzer TS, Kunz AS, Huflage H, Gruschwitz P, **Pannenbecker P**, Afat S, Herrmann J, Petritsch B, Bley TA, Grunz JP. **Combining virtual monoenergetic imaging and iterative metal artifact reduction in first-generation photon-counting computed tomography of patients with dental implants.** Eur Radiol. 2023 Jun 7. Online ahead of print. (IF 2021: 7,034)
3. Patzer TS, Kunz AS, Huflage H, Conrads N, Luetkens KS, **Pannenbecker P**, Paul MM, Ergün S, Bley TA, Grunz JP. **Ultrahigh-Resolution Photon-Counting CT in Cadaveric Fracture Models: Spatial Frequency Is Not Everything.** Diagnostics (Basel). 2023 May 9;13(10):1677. (IF 2021: 3,992)
4. Patzer TS, Kunz AS, Huflage H, Luetkens KS, Conrads N, Gruschwitz P, **Pannenbecker P**, Ergün S, Bley TA, Grunz JP. **Quantitative and qualitative image quality assessment in shoulder examinations with a first-generation photon-counting detector CT.** Sci Rep. 2023 May 22;13(1):8226. (IF 2021: 4,996)
5. Gruschwitz P, Hartung V, Kleefeldt F, Ergün S, Huflage H, Peter D, Hendel R, Patzer TS, **Pannenbecker P**, Kuhl PJ, Bley TA, Petritsch B, Grunz JP. **Photon-Counting Versus Energy-Integrating Detector CT Angiography of the Lower Extremity in a Human Cadaveric Model With Continuous Extracorporeal Perfusion.** Invest Radiol. 2023 Apr 24. Online ahead of print. (IF 2021: 10,065)
6. Huflage H, Grunz JP, Patzer TS, **Pannenbecker P**, Feldle P, Sauer ST, Petritsch B, Ergün S, Bley TA, Kunz AS. **Potential of Unenhanced Ultra-Low-Dose Abdominal Photon-Counting CT with Tin Filtration: A Cadaveric Study.** Diagnostics (Basel). 2023 Feb 7;13(4):603. doi: 10.3390/diagnostics13040603. (IF 2021: 3,992)

7. Petritsch B, **Pannenbecker P**, Weng AM, Grunz JP, Veldhoen S, Bley TA, Kosmala A. **Split-filter dual-energy CT pulmonary angiography for the diagnosis of acute pulmonary embolism: a study on image quality and radiation dose.** Quant Imaging Med Surg. 2021 May;11(5):1817-1827. (IF 2021: 4,630)
8. Petritsch B, **Pannenbecker P**, Weng AM, Veldhoen S, Grunz JP, Bley TA, Kosmala A. **Comparison of Dual- and Single-Source Dual-Energy CT for Diagnosis of Acute Pulmonary Artery Embolism.** Rofo. 2021 Apr;193(4):427-436. (IF 2021: 2,295)

Kongressteilnahmen

1. Annual Meeting der Radiological Society of North America (RSNA), 27.11. – 01.12.2022, Chicago, USA. *Vortrag:* Ultra Low Contrast Medium and Radiation Dose Photon-Counting Detector CT Pulmonary Angiography for Diagnosis of Acute Pulmonary Embolism, Session: Chest Imaging (Advances in Imaging Techniques), 30.11.2022.
2. European Congress of Radiology (ECR), 01.03. – 05.03.2023, Wien, Österreich. *Poster:* Photon-Counting Detector vs. Energy-Integrating Detector CT Pulmonary Angiography for the Diagnosis of Acute Pulmonary Embolism.
3. Deutscher Röntgenkongress (RöKo), 17.05. – 19.05.2023, Wiesbaden, Deutschland. *Poster:* Photon-Counting Detektor CT vs. Energie-integrierende Detektor Dual-Energy CT Pulmonalisangiografie in der Diagnostik der akuten Lungenarterienembolie.