

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

**Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der
Klinik und Poliklinik für Radiologie**

Prof. Dr. med. Gerhard Adam

Bildqualität aufaddierter Schichten bei Multi-Slice-CT-Untersuchungen: Bildnachverarbeitung versus Direktrekonstruktion

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von:

Christina Brinkmann
aus Hamburg

Hamburg 2014

Die Ergebnisse dieser Studie wurden in der Zeitschrift RöFo 2007 veröffentlicht
(„Image Quality of Thickened Slabs in Multislice CT Chest Examinations:
Postprocessing vs. Direct Reconstruction“ Fortschr Röntgenstr (2007) 179: 373-379)

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 23.06.2015**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Ulrike Wedegärtner

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: Prof. Dr. Christoph Weber

Prüfungsausschuss, dritte/r Gutachter/in: Prof. Dr. Jens Fiehler

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
1.1	Mehrschicht-Computertomographie (MSCT): Funktionsweise und Bedeutung in der modernen Diagnostik.....	7
1.2	Technik in Grundzügen	11
2	Material und Methode	14
2.1	Patientenkollektiv: Kriterien und Auswahl der MSCT-Thoraxuntersuchungen	14
2.2	Technische Parameter: Kontrastmittel/Gerät	15
2.3	Rekonstruktion der Daten mittels Direktrekonstruktion	17
2.4	Rekonstruktion der Daten mittels Bildnachverarbeitung (Postprocessing)	18
2.5	Bildauswertung.....	20
2.6	Datenanalyse	26
3	Ergebnisse	27
4	Diskussion	31
4.1	Bildrekonstruktion: Herkömmliches Verfahren der Direktrekonstruktion und seine Nachteile im Befundungsalltag	32
4.2	Retrospektive Bildnachverarbeitung (Postprocessing): Der Slab Viewer (Schichtblockanzeige) und seine Vorteile	36
4.2.1	Welchen Vorteil bieten unterschiedliche Schichtdicken und deren Variation?.....	40
4.2.2	Einfluss dünner Schichten auf den Partialvolumeneffekt und das Bildrauschen	42
4.2.3	Bedeutung des Schichtempfindlichkeitsprofils.....	44
4.3	Bildqualität der Bildnachverarbeitung: Unterschiede zur Direktrekonstruktion	46
5	Zusammenfassung und Ausblick	49
6	Literaturverzeichnis.....	51
7	Danksagung.....	56
8	Eidesstattliche Versicherung	57

1 Einleitung

Die Mehrzeilen-Computertomographie (MSCT) ist essenzieller Bestandteil moderner bildgebender Diagnostik und im klinischen Alltag nicht verzichtbar.

Bezüglich vieler Fragestellungen bietet sie die Antwort als nützliche, schnelle und nichtinvasive Untersuchungsmethode [Chiu et al 2013, Clevert et al 2013, Fleiter et al 2007, Harvey et al 2013, Hsiao et al 2010, Kalender et al 2006, Kohl 2005, Lewis et al 2001, Rogalla et al 2008, Thurn et al 2005].

Mittlerweile stehen immer hochleistungsfähigere Geräte zur Verfügung, die innerhalb eines kurzen Zeitraumes große Scanvolumina erfassen und als Schichtbilder für den Untersucher sichtbar machen. Ziel der Forschungsbemühungen der letzten Jahre ist die Beschleunigung der Untersuchung durch hohe Rotationsgeschwindigkeiten und Verbreiterung der Detektorelemente mit Erhöhung der Zeilenanzahl [Hsiao et al 2010, Stiller 2011].

In Zukunft werden die technischen Bemühungen weiterhin auf das Ziel gerichtet sein, in einer Rotationsbewegung ganze Organe zu scannen und dabei zusätzlich Daten über Dynamik und Perfusion zu erhalten [Shankar et al 2011].

Bisher werden dabei die eingescannten Daten mittels der Technik der sogenannten Direktrekonstruktion gewonnen. Hierbei basiert die Generierung der MSCT-Bilder auf einem Rohdatensatz, welcher als Grundlage dafür dient, die Bilder zur Befundung in einer definierten Schichtdicke entstehen zu lassen.

Der leitlinienendefinierte Standard für eine CT-Thoraxuntersuchung eines Erwachsenen fordert beispielsweise eine Schichtdicke von 5-8mm [Deutsche Röntgengesellschaft e.V. 2007]. Hierbei entstehen im Schnitt 75 Einzelbilder, die befundet werden müssen.

Normalerweise reicht diese Schichtkollimation aus, um die generellen Fragestellungen beantworten zu können. Häufig genug jedoch erfordert ein Befund, dass dünnere Schichten hergestellt werden müssen, um ihn genau zu definieren. Dies ist nach dem Prinzip der Direktrekonstruktion zwar möglich, erfordert jedoch eine komplett neue Rekonstruktion der Untersuchung in der gewünschten Schichtdicke aus dem Basisrohdatensatz. Eine Thoraxuntersuchung, die in einer Schichtdicke von 1-2 mm und einem Rekonstruktionsinkrement von 1mm rekonstruiert wird, umfasst beispielsweise bereits 300 Bilder.

Durch Neurekonstruktionen entsteht zum einen das Problem der Anhäufung großer Datenmengen durch doppelte Abspeicherung. Zum anderen bedeutet eine

Neurekonstruktion der Daten einen erheblichen Zeitaufwand für den befundenen Radiologen, der im Alltag nicht akzeptabel ist und sich letztlich nachteilig für den Patienten auswirkt. Zudem sind Neurekonstruktionen in der Regel nicht zeitnah durchführbar, da die CT-Workstation durch den Patientenbetrieb blockiert ist.

Sinnvoll wäre daher ein Lösungsansatz, der ermöglicht, während der Bildbefundung z.B. eines Thoraxscans in wie bisher bekannter 5mm-Schichtung bei Bedarf spontan an der aktuell benutzten Workstation eine geringere Schichtdicke auswählen zu können, um bestimmte Strukturen besser beurteilen und Fragestellungen lösen zu können.

Eine Möglichkeit dieses interaktiven „Umschaltens“ bietet eine Befundungsmodalität der Firma Philips, der sogenannte Slab Viewer, ein Programm, das auf den Philips-Workstations integriert ist. Der Slab Viewer ist in der Lage, aus einem dünnschichtigen Rohdatensatz „secondary raw data set“, der als Basisdatensatz gespeichert wird, Bilder in beliebiger Schichtdicke zu rekonstruieren. Dabei ist es möglich, wie bisher eine Standard-Thoraxuntersuchung in 5mm Schichten zu befunden, aber wenn es notwendig sein sollte, während der Befundung interaktiv und innerhalb kürzester Zeit auf eine dünnere Schichtdicke umzuschalten, um beispielsweise intrapulmonale Rundherde, kleine mediastinale oder bronchopulmonale Lymphome, pleurale Plaques, Haarrisse in Wirbelkörpern oder aortale Veränderungen genauer beurteilen zu können.

Das Umschalten in eine andere Schichtdicke funktioniert durch Addition bzw Subtraktion einzelner Schichten des primär konstruierten dünnschichtigen Rohdatensatzes. Die Vorteile ergeben sich daraus, dass zum einen eine präzisere Ausnutzung der diagnostischen CT –Untersuchung mit hoher Aussagekraft erfolgt (und damit ein Benefit für den Patienten), diese innerhalb kurzer Zeit erfolgen kann (und damit viele Untersuchungen am Gerät durchgeführt werden können ohne zeitraubende Pausen durch Neurekonstruktionen) und zudem eine im Vergleich geringere Datenmenge gespeichert werden muss (nur der Rohdatensatz).

Voraussetzung für die routinemäßige Anwendung des Slab Viewers im Befundungsalltag ist eine zufrieden stellende Bildqualität, die mit der der Direktrekonstruktion vergleichbar ist. Zur Beurteilung können verschiedene Parameter herangezogen werden, die eine genaue Analyse ermöglichen und als Garant für eine suffiziente Bildqualität dienen.

In dieser Arbeit wird die Bildqualität direktrekonstruierter MSCT-Thorax-Bilder mit nachverarbeiteten MSCT-Thorax-Bildern verglichen, um herauszufinden, ob die

Methode der Bildnachverarbeitung in der Befundungsroutine anwendbar ist. Ziel ist die Validierung der Bildqualität beider Methoden.

1.1 Mehrschicht-Computertomographie (MSCT): Funktionsweise und Bedeutung in der modernen Diagnostik

Die Mehrzeilen-Computer-Tomographie (MSCT) hat sich zur standardmäßigen Darstellung und Beurteilung zahlreicher krankhafter Veränderungen durchgesetzt und ist ein unverzichtbarer Bestandteil der modernen medizinischen Diagnostik [Kasel et al 2013, Stiller 2011].

Die Kombination aus Spiraltechnik, Gantryrotation im Subsekundenbereich und mehrreihigen Detektorelementen ermöglichen heute in einer Atemanhaltephase die Darstellung großer Scanvolumina mit lückenloser Datenakquisition bei einer gleichzeitig effizienten Verminderung von Bewegungsartefakten und unbeurteilbaren Bildzwischenräumen durch unterschiedliche Atemlagen, sowie der Reduktion von Atemartefakten [Stiller 2011].

Begonnen bei einzeiligen Scannern ist die technische Entwicklung im Bereich der Computertomographie über 16- bis zum heutigen, in der Praxis vielerorts standardmäßigen eingesetzten Gerät mit 64 Zeilen fortgeschritten, dessen Detektoren Breiten von 0,5 bis 0,625mm im Rotationszentrum besitzen und somit eine dramatische Verbesserung der Auflösung in Longitudinalrichtung mit der Möglichkeit der genaueren Detailerkennung bei schnellen Untersuchungszeiten liefern [Mori et al 2006, Blobel et al 2003].

Existent sind bereits Geräte mit 320 Detektorzeilen (Toshiba, Aquilion One) mit kurzer Scanzeit großer kranio-kaudaler Regionen. Bei Weiterentwicklung der CT-Technik und der Rechnerleistungen werden in Zukunft möglicherweise Ganzkörperscans in einer Atempause möglich sein, wenn es gelingen sollte, eine Reihe von technischen Problemen zu lösen.

Auch computertomographische C-Arm-Einheiten stellen Gegenstand der Entwicklungsbemühungen dar, um die CT in Zukunft auch im interventionellen und intraoperativen Bereich besser nutzen zu können [Kalender et al 2006]. Insgesamt entwickelt sich die Computertomographie zu *dem* diagnostischen Modul für viele Routineuntersuchungen, vom Gebiet der Notfallmedizin über den Bereich des onkologischen Stagings und follow-ups bis zu komplexen kardialen Untersuchungen, zum Beispiel in Kombination mit der Positronen-Emissions-Tomographie [Gore et al 2012, Hein et al 2013, Kohl 2005].

Aus den enormen Erfolgen in der rasanten Entwicklung der Computertomographie resultieren vielfältige Einsatzmöglichkeiten in der klinischen Routine, und es haben sich neue Untersuchungsfelder eröffnet, in denen bisherige „Goldstandard-Methoden“ ergänzt oder in Zukunft vielleicht sogar ersetzt werden können.

Hier sollen nur einige der multipel vorhandenen Beispiele der Anwendungsmöglichkeiten Erwähnung finden, um die Bedeutung der Computertomographie in der modernen Bildgebung zu unterstreichen:

In der Thoraxdiagnostik ist schon lange das klassische Röntgenbild durch die Computertomographie ergänzt worden. Ein Thoraxscan mit einer Länge von durchschnittlich 350mm kann in Submillimeterkollimation mit einem 16-Zeiler in 11 Sekunden, mit einem modernen 64-Zeiler in 4 Sekunden durchgeführt werden, letzterer mit einer theoretischen Schichtdicke bis zu 0,6mm [Kalender 2006, Walsh et al 2013].

Aufgrund der enormen technischen Möglichkeiten im Bereich der Computertomographie ist ein Trend in der kardiologischen Diagnostik die nicht-invasive Koronarangiographie als genaue Methode zur Erkennung von Koronararterienstenosen.

In der Koronardiagnostik ist die MSCT eine vielversprechende Untersuchungsmethode und hat die MRT aufgrund der schnellen Untersuchungszeiten in einer Atemanhaltephase und der Präzision in der Bildgenauigkeit abgehängt [Maintz et al 2007].

Eine in vielen Zentren verwendete CT mit 64 Detektorzeilen realisiert eine nicht-invasive Koronarangiographie in einer Atemanhaltephase von 6 – 10 sec bei einer minimalen Schichtdicke von 0,5 bis 0,7mm, somit einhergehend mit einer beachtlichen Reduktion von Atmungs- und EKG-Artefakten sowie der notwendigen Kontrastmittelmenge. Die Einführung der Multisegmentrekonstruktion und des Dual-Source-System bewirkte eine enorme Verbesserung in der räumlichen Auflösung mit Voxeldarstellungen bis zu $0,5 \times 0,35 \times 0,35 \text{ mm}^3$ auch bei hohen Herzfrequenzen, unterstützt durch EKG-getriggerte Scanprozesse bei einer schnellen Gantryrotation von bis zu 0,330 – 0,350 Sekunden [Dewey et al 2007]. Es wurden bereits erfolgreiche Versuche unternommen, eine nicht-invasive Koronarangiographie bei normaler Atmung ohne Atemanhaltephasen durchzuführen [Kang et al 2013].

Die CT vermittelt (zurzeit in manchen der genannten Bereiche noch eingeschränkte) Informationen über Koronararterienstenosen, Bypass-Zustände oder Instent-Restenosen, kann jedoch zum aktuellen Zeitpunkt die invasive Katheterangiographie noch nicht ersetzen [Soon et al 2012, de Graaf et al 2013].

Mittlerweile sind erste 320-Zeiler durch große kraniokaudale Volumenabdeckung (bis 16cm bei einer Schichtdicke von 0,5mm) mit einer Rotation in der Lage, das gesamte Herz innerhalb eines Herzschlages zu untersuchen und Perfusionsdaten im Sinne einer 4D-Untersuchung zu liefern. Diese Geräte realisieren einen kompletten Thoraxscan innerhalb von 4,2 Sekunden [Dewey et al 2007, Hein et al 2009, Uehara et al 2011]. In Zukunft könnten eventuell hochleistungsfähige MSCT-Geräte zur Triage in modernen Chest Pain Units (Brustschmerzambulanzen) eingesetzt werden, um simultan Informationen über alle Organsysteme und Pathologien zu vermitteln, welche für ein akutes thorakales Schmerzereignis ursächlich sein könnten (Koronarstenose? Aortendissektion? Lungenarterienembolie? Pneumonie? Pneumothorax?) [Chiu et al 2013, Hein et al 2009]. Mit Hilfe einer hochauflösenden CT-Angiographie (CTA) kann der Nachweis einer Aortendissektion mit 99%iger Spezifität und Sensitivität erbracht werden [Theisen et al 2007]. Die CT nimmt eine zunehmende Rolle als Screeningmethode vor Durchführung eines minimalinvasiven Aortenklappenersatzes, um genaue anatomische Angaben über die Aorta und aorto-iliacalen Gefäße zu erhalten [Harvey et al 2013, Leipsic et al 2011].

Die CT-Kolographie, auch virtuelle Koloskopie genannt, ist eine dreidimensionale Darstellung des Dickdarmlumens, die sich von einer experimentellen Methode innerhalb des letzten Jahrzehntes zu einer erfolgreichen klinischen Untersuchungsanwendung zur Detektion von kolorektalen Polypen und Karzinomen gewandelt hat und in verschiedenen Fällen eine etablierte Alternative zur herkömmlichen Koloskopie darstellt [Rogalla et al 2008].

In der Abdomendiagnostik existieren diverse Indikationen für den Einsatz einer CT, von denen hier beispielhaft nur einige genannt werden können, wie die Detektion und Beurteilung von fokalen Leberläsionen, tumorösen oder entzündlichen Pankreaserkrankungen, Aortendarstellungen inklusive Mesenterialischämien oder die Metastasensuche bei lymphatischen Systemerkrankungen [Yikilmaz et al 2011, Kopka et al 2002]. Mit modernen Geräten kann eine kompletter abdomineller Scan in einer Atemanhaltephase von < 15 sec durchgeführt werden, Vorteile erweisen sich vielerorts auch durch den Einsatz von mehrphasigen Untersuchungsprotokollen, beispielsweise zur Untersuchung der Nieren und des Nierenbeckenkelchsystems [Clevett et al 2013].

Speziell aufgrund der Möglichkeiten der multiplanaren Rekonstruktion ist die CT ein bedeutsames Verfahren zur Detektion, Charakterisierung und Staging von Malignomen im Gastrointestinaltrakt nach initialem Einsatz der Sonographie [Pan et al 2010].

Auch die MSCT-Angiographie hat sich im Laufe der letzten Jahre als wertvolle Methode im Rahmen der pAVK-Diagnostik erwiesen und bietet verglichen mit dem Goldstandard der intraarteriellen DSA ebenbürtige und teils exzellente morphologische Informationen [Shareghi et al 2010]. Dabei besticht sie nebenbei vor allem durch ihre Nicht-Invasivität und damit einhergehende niedrigere Komplikationsraten. Ein moderner 64-Zeiler realisiert eine Ganzkörperangiographie mit einer Scanrange von 1500mm und einer isotropen Auflösung von bis zu 0,4mm in 22 – 25 Sekunden [Kohl 2005]. Moderne 320-Zeiler und Dual-Source-Systeme ermöglichen eine Untersuchung der supraaortalen Gefäße in einem Untersuchungsgang. Ganzkörper-Computertomographien mit einer durchschnittlichen Scandauer von 30 - 40 sec gelten im Polytraumamanagement als etabliertes und verlässliches Verfahren der Primärdiagnostik: als schnelle Untersuchungsmethode verkürzen sie den Zeitraum bis zum Therapiebeginn, was sich auf die Prognose der Traumatisierten günstig auswirkt, als exakte Untersuchungsmethode detektieren sie Organverletzungen präziser als die Sonographie, die parallel durchführbare CT-Angiographie ermöglicht die Erfassung traumatisch bedingter vaskulärer Komplikationen [Geyer et al 2013]. Diese ist nicht so exakt wie die konventionelle Angiographie, aber viel schneller im Zeitablauf, was sich auch auf die Prognose von traumatischen Gefäßpatienten günstig auswirkt [Fleiter et al 2007].

Die CT enthüllt bedingt durch ihre hohe diagnostische Aussagekraft zudem in vielen Fällen nicht verletzungsbedingte Nebentbefunde, die in etwa 30% klinisch relevant sind und den weiteren Behandlungsverlauf beeinflussen [Hoffstetter et al 2008].

Außer Frage steht also, dass die Computertomographie die bildgebende Diagnostik revolutioniert hat.

1.2 Technik in Grundzügen

Grundsätzlich ist die Computertomographie ein Bildgebungsverfahren, das axiale, also tomographische Körperschichten überlagerungsfrei darstellen kann.

Die entscheidenden Elemente eines CT sind die Gantry (Untersuchungseinheit), die im Wesentlichen aus der Röntgenquelle und dem Detektorring besteht und die Patientenliege. Aus dem Fokus der Röntgenröhre werden fächerartig Röntgenstrahlen emittiert, die auf das Untersuchungsobjekt treffen, dieses durchdringen, und deren Abschwächung anschließend von einem Detektor erfasst wird.

Das Verhältnis aus Primärintensität der Strahlung und Schwächung der Intensität durch das Untersuchungsobjekt ergibt den Schwächungskoeffizienten, der anhängig ist von Dichte, Dicke und Ordnungszahl des untersuchten Mediums. Um ein vollständiges Bild zu erstellen, muss das darzustellende Objekt aus möglichst vielen Richtungen bestrahlt und eine Vielzahl von Schwächungskoeffizienten bestimmt werden, die gemeinsam ein räumliches Schwächungsprofil ergeben. Dies ist die so genannte Projektion. Sie wird bei den modernen Geräten aus einem vielfachen Winkelbereich erreicht, d.h. die Röntgenröhre entsendet kontinuierlich einen Fächerstrahl, dessen Signale permanent vom Detektor aufgefangen werden und deren Summation eine Gesamtprojektion ergibt. Die wesentliche Bedeutung des Detektors liegt in der Umwandlung der Röntgenintensität in einen elektrischen Impuls, von einem analogen in ein digitales Signal. Nach Anwendung verschiedener mathematischer Funktionen an allen Projektionen erfolgt die Bildrekonstruktion.

Letztendlich berechnet der Computer aus der Resorptionsanalyse der Strahlung, die während der Umfahrung des Patienten gewonnen wurde, ein Profil in verschiedenen Graustufen, die Flächen hoher Dichte (Knochen, Kontrastmittel) und Flächen geringer Dichte (Weichteile etc) repräsentieren, und produziert eine zwei- oder auch dreidimensionale Rekonstruktion in Form eines Querschnittsbildes, dessen Schichtdicke variabel festzulegen ist.

Verglichen mit dem Röntgenbild, in dem dichteähnlich Strukturen schwer voneinander zu unterscheiden sind, gibt es in der Computertomographie keine Überlagerungseffekte. Eine zweidimensionale Zuordnung jedes einzelnen Bildpunktes ist möglich und erlaubt die exakte Bestimmung von Größen und die genaue Zuordnung von Strukturen.

Dem gewünschten Untersuchungsziel angepasst können verschiedene Berechnungsalgorithmen angewendet werden, die eine Variation der Kontraststeigerungen ermöglichen.

Von früher üblichen sequenziellen Einzelaufnahmen mit langer Scanzeit und hoher Artefaktanfälligkeit konnte aufgrund des technischen Fortschrittes in den letzten Jahren Abstand genommen werden. Mit der Einführung der Spiral-CT und mehrzeiliger Detektoren gelang eine Revolutionierung der bildgebenden Diagnostik.

Während mit der konventionellen Computertomographie noch viele Hindernisse in der Diagnostik unüberwindbar waren, beschleunigten die Entwicklungen der letzten Jahre den Untersuchungsvorgang und machten ihn tauglich für die tägliche Befundungsroutine.

Bei modernen Spiral-Computertomographen rotiert die Gantry mit Hilfe der sogenannten Schleifringtechnik in einer scheinbar helixförmigen Figur um die Körperlängsachse des Patienten und tastet die zu untersuchenden Regionen sukzessive unter kontinuierlichem Tischvorschub ab.

Diese Methode brachte den Vorteil eine bedeutend kürzeren Scanzeit und erstmalig die Möglichkeit, in einer Atemanhaltephase (25-30 s) große Volumendatensätze zu akquirieren ohne die Gefahr der Doppeltregistrierung, Überspringung oder artifizieller Verschleierung anatomischer Details.

Die Einführung mehrzeiliger Detektoren, die in axialer Richtung nebeneinander angeordnet sind und deren Signale während der Datenauslese kombiniert werden, verbesserte die Geschwindigkeit des Scanvorgangs weiterhin [Stiller 2011].

Die MSCT akquiriert gemäß der Anzahl ihrer Detektorringe pro Gantryrotation entsprechend mehr Schichten als ein Einzeldetektorscanner (konventionelle Spiral-CT) in der gleichen Zeit.

Bei einer einzeiligen Spiral-CT mussten noch relativ große Kollimierungen gewählt werden (ca. 5-8mm), um einen Thorax oder ein Abdomen in einer physiologischen Atemphase darzustellen, wobei ein Missverhältnis zwischen axialer Auflösung und Auflösung in z-Richtung entstand [Ohnesorge et al 1999]; letztendlich war es nötig, eine Entscheidung zu treffen, ob man eine kürzere Scanzeit und dafür eine schlechtere Auflösung in Kauf nehmen wollte, oder ob für eine annähernd isotrope Voxeldarstellung eine Reduzierung des Aufnahmevolumens toleriert werden konnte.

Die MSCT machte diesen Kompromiss weitgehend überflüssig, da aufgrund der simultanen Schichtaufnahmen pro Zeiteinheit insgesamt kleine Schichtdickenkollimierungen möglich sind.

Da zusätzlich noch Gantryrotationszeiten von 0,33s erreicht wurden, erlaubt die moderne Untersuchung mittlerweile eine Aufnahmegeschwindigkeit ganzer Organsysteme im Subsekundenbereich.

Die enge Kollimierung und die Verwendung bestimmter Rekonstruktionsalgorithmen erlauben eine Bildrekonstruktion überlappender Schichten (Rekonstruktionsinkrement), was eine Reduzierung des Partialvolumeneffekts induziert und in Kombination mit dünnschichtigen Aufnahmen die Basis bietet für multiplanare Rekonstruktionen (MPR) und sogar auch für die dreidimensionale Bildgenerierungen anatomischer Strukturen.

Kurze Untersuchungszeiten erhöhen den Patientenkomfort und erweisen sich als besonders vorteilhaft bei Polytrauma-Patienten, dyspnoeischen oder unkooperativen Patienten sowie Kindern.

Die Beschleunigung der Untersuchung sorgt außerdem für eine bessere Ausnutzung des Kontrastmittelbolus für Mehrphasenuntersuchungen (z.B. Leber) und in der CT-Angiographie [Kohl 2005].

Inzwischen existieren 256-zeilige und 320-zeilige CT-Geräte, die bei einer einzigen Röhrendrehung eine vielfach gesteigerte Schichtbilderzahl produzieren und anatomische Volumina zweihundertfünfundsechzig- bzw dreihundertzwanzigmal schneller untersuchen.

2 Material und Methode

2.1 Patientenkollektiv: Kriterien und Auswahl der MSCT-Thoraxuntersuchungen

In dieser Arbeit erfolgte ein Vergleich der Bildqualität von zwei verschiedenen Rekonstruktionsverfahren: Direktrekonstruktion und Postprocessing. Die Direktrekonstruktion stellt das Standardverfahren dar, das Postprocessing ist ein neues Rekonstruktionsverfahren, dessen Bildqualität hier evaluiert werden soll.

Insgesamt wurden 20 Patienten in der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf am Mx 8000 IDT 16 (Philips, Best, Niederlande) mittels einer MSCT-Untersuchung des Thorax untersucht. Es handelte sich dabei um 9 weibliche und 11 männliche Patienten. Das Durchschnittsalter lag bei 56 Jahren, min.-max.: 17 - 90 Jahre.

Die Auswahl der Patienten fand ohne Berücksichtigung von klinischen Angaben oder Befunden statt und repräsentiert somit einen realitätskonformen Durchschnitt von Untersuchungen in der täglichen Praxis. Die Patienten bekamen die MSCT-Untersuchungen beispielsweise aufgrund folgender Diagnosen, deren Verlaufskontrollen oder zum Ausschluss folgender Erkrankungen: Bronchialkarzinom n=3, Tonsillenkarcinom n=2, Diabetes mellitus mit nächtlichen Hyperglycämien n=1, Larynxkarzinom n=1, Morbus Hodgkin n=1, Polyneuropathie unklarer Genese n=1, Vaskulitis n=1, intrahepatische Läsionen unklarer Genese n=1, Mammakarzinom n=3, Myasthenia gravis n=1, Tuberkulose n=2, COPD n=1, Metastasensuche bei Pankreaskarzinom n=1, Pleuraempyem n=1.

Für die Beurteilung der Bildqualität waren die jeweiligen Diagnosen der Patienten jedoch nicht relevant.

2.2 Technische Parameter: Kontrastmittel/Gerät

Es wurden insgesamt 20 Patienten mit MSCT-Untersuchungen des Thorax einbezogen.

Bei dem Gerät handelte es sich um ein Mx 8000 IDT 16 (Philips, Best, Niederlande).

Die Untersuchungen wurden unter Verwendung folgender Protokollparameter durchgeführt (*s. Tab.1*):

120kV, 94 effektive mAs, 16x1,5 mm Kollimation, Pitch 0,575, 512x512 Matrix, Field of View 371mm x 371mm, Rotationszeit 0,5 sec, CTDIvol. = 6,3 mGy, DLP = 210 mGy x cm. Es wurden 80 ml Kontrastmittel (Ultravist) intravenös mit einer Flußrate von 3ml/sec über einen mechanischen Injektor (Medicor, Deutschland) verabreicht.

Die Rekonstruktionen im Lungenfenster (LF) wurden mit dem Lungenfilter B, Center - 450 und Weite 1800 durchgeführt, die Rekonstruktionen im Weichteilfenster (WF) unter Verwendung des Standardfilters B, Center 60 und Weite 360.

Gerät	Mx 8000 IDT 16 (Philips, Best, Niederlande)
Röhrenspannung [kV]	120
Röhrenstrom [mAs effektiv]	94
Kollimation [Anz. x Breite in mm]	16 x 1,5
Pitch	0,575
Matrix	512 x 512
Field of View [mm]	371 x 371
Rotationszeit [sec]	0,5
CTDIvol. (= Computed Tomography Dose Index)	6,3 mGy
DLP (= Dosislängenprodukt)	210 mGy x cm
Kontrastmittel [ml]	80 (Ultravist [®])
Kontrastmittelflußrate [ml/sec]	3
Injektor	Medicor/Deutschland
Lungenfilter	B (Center -450, Weite 1800)
Weichteilfilter	B (Center 60, Weite 360)

Protokollparameter

Tab. 1: Protokollparameter

2.3 Rekonstruktion der Daten mittels Direktrekonstruktion

Jeder durchgeführten MSCT-Untersuchungen lag ein Rohdatensatz zugrunde, der das Ausgangsmaterial für sämtliche Bildrekonstruktionen darstellte.

Auf dessen Basis erfolgte zunächst die Bildgenerierung mittels des herkömmlichen Verfahrens der Direktrekonstruktion.

Pro Untersuchung (n = 20) wurden sowohl im Lungen- als auch im Weichteilfenster axiale Schichten in 3mm und 5mm Schichtdicke (SD) direkt rekonstruiert, wobei jeweils ein Rekonstruktionsinkrement (Schichtabstand) von 1 (also 1 mm) gewählt wurde. Aus den 3mm- und 5mm-Datensätzen wurde jeweils ein Bild ausgewählt.

So ergaben sich pro Thoraxuntersuchung/Patient (n=20) 4 direktrekonstruierte Bilder, insgesamt also 80 für die Auswerter zu beurteilende Abbildungen aus der Direktrekonstruktion (s. Tab. 2).

Thoraxuntersuchungen Direktrekonstruktion n = 20	
Lungenfenster	3mm
	5mm
Weichteilfenster	3mm
	5mm
Gesamt 4 x 20 Bilder = 80 Bilder	

Tab. 2: Direktrekonstruktion von Thoraxbildern

Die Bildauswahl erfolgte in Höhe der Lungenhili, in Höhe eines Infiltrats oder Rundherdes, in Höhe des aortopulmonalen Fensters oder in Höhe des Aortenbogens.

Zusätzlich wurde für jeden Patienten aus Lungen- und Weichteilfenster eine 2mm-Schicht rekonstruiert (also zusätzliche 40 Bilder), die als Basis für den nächsten Schritt der Bildnachverarbeitung verwendet wurde.

2.4 Rekonstruktion der Daten mittels Bildnachverarbeitung (Postprocessing)

Das Verfahren der Bildnachverarbeitung benötigt einen dünnsschichtigen Ausgangsdatensatz, dessen Bilder zunächst mittels Direktrekonstruktion generiert werden. Gewählt wurde eine Schichtdicke von 2mm mit einem Rekonstruktionsinkrement von 1 (= 1mm). Dieser direktrekonstruierte Datensatz, „secondary raw data set“, ist ein zweiter Rohdatensatz, der für die Weiterverarbeitung verwendet werden kann. Die Idee dabei ist, aus einem Stapel dünnsschichtiger Axialschichten Bilder in dickerer Schicht entstehen zu lassen, indem die dünnen Schichten zu dickeren summiert werden. Dies geschieht mit Hilfe der Anwendung „combine images“ (kombiniere Bilder) des Slab Viewers, MX 8000 IDT 16 (Philips, Best, Niederlande).

Für die Rekonstruktion von axialen Schichten mit einer Dicke von 3mm wurden zwei 2mm-Schichten kombiniert, zwischen denen ein 1mm-Schichtabstand bestand (Rekonstruktionsinkrement = 1). Das bedeutet, dass sich die mittleren Teile der Schichten überlappten. Die Kombination umfasste somit eine 2mm-Schicht plus 1mm überlappenden Schichtabstand plus die folgende 2mm-Schicht.

Dem Prinzip entsprechend wurden für die Addition der 5mm-Schichten 4 benachbarte 2mm-Schichten verwendet, die sich ebenfalls aufgrund eines Rekonstruktionsinkrements von 1 mm um je einen Millimeter überragten (s. Abb. 1).

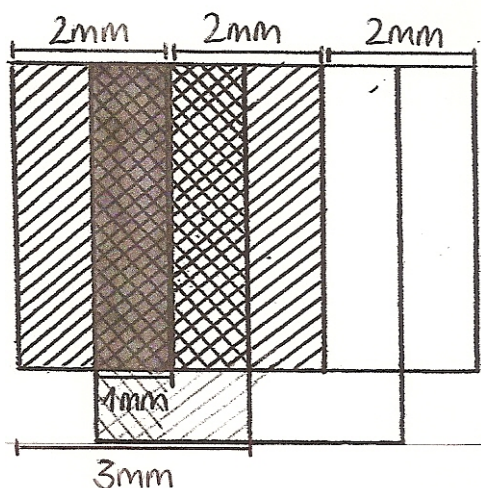


Abb. 1: Schichtdicke 2mm, Rekonstruktionsinkrement („Überlappungsgrad“) 1mm (grau unterlegt)

Insgesamt entstanden so pro Patient ($n = 20$) Bilder von ebenfalls 3mm und 5mm Schichtdicke je im Lungen- und im Weichteilfenster, somit also insgesamt 80 nachverarbeitete Bilder, die den Auswertern vorgelegt wurden (s. Tab. 3).

Die selektierten Schichten entsprachen in Schichtdicke, Schichtposition und Fensterung ihren direktrekonstruierten Pendanten, um einen direkten Vergleich zu ermöglichen.

Thoraxuntersuchungen n = 20	Direktrekonstruktion	Nachverarbeitung (Postprocessing mittels Slab Viewer)
Lungenfenster	3mm	3mm
	5mm	5mm
Weichteilfenster	3mm	3mm
	5mm	5mm
Gesamt 4 x 20 + 4 x 20 Bilder = 160 Bilder		

Tab. 3: Direktrekonstruktion und Postprocessing von MSCT-Thorax-Untersuchungen. Die Bilder jeder einzelnen Untersuchung wurden einmal durch Direktrekonstruktion erstellt und einmal mit Hilfe des retrospektiven Bildnachverarbeitungsverfahrens.

Ein einmalig abgespeicherter, dünn-schichtiger Datensatz („secondary raw data set“, hier 2mm Schichtdicke) erlaubt dem Untersucher, theoretisch jede gewünschte Schichtdicke zu rekonstruieren. Gewählt wurden hier eine maximale Dicke der axialen Bilder von 5mm, da eine weitere Dickenzunahme der Befundung im Alltäglichen nicht mehr dienlich wäre.

2.5 Bildauswertung

Insgesamt lag nun jede MSCT-Untersuchung in zwei verschieden rekonstruierten Formen vor.

Zum Vergleich der Bildqualität der beiden Rekonstruktionsmethoden wurde pro Untersuchung aus jedem direktrekonstruierten und jedem nachverarbeiteten Datensatz in jeder Schichtdicke (3mm und 5mm) ein Bild ausgewählt. Die Bilder wurden anschließend paarweise zusammengefasst, so dass immer ein direktrekonstruiertes Bild neben einem nachverarbeiteten Bild angeordnet war.

Die Bilder wiesen Übereinstimmung in Fensterung, Schichtdicke und Schichtposition auf.

Pro Thoraxuntersuchung (n=20) ergaben sich somit 4 zu beurteilende Bildpaare:

jeweils ein Bildpaar im Lungenfenster (LF) in 3 mm und 5 mm Schichtdicke, sowie ein Bildpaar im Weichteilfenster (WF) sowohl in 3mm und 5mm Schichtdicke.

Insgesamt entstanden so 8 zu beurteilende Einzelbilder pro Patient, so dass letztendlich 160 ($=20 \times ((4 \times \text{LF}) + 4 \times \text{WF}))$ Thoraxbilder ausgewertet wurden (*s. Tab. 3 und Abb. 2 und 3*).

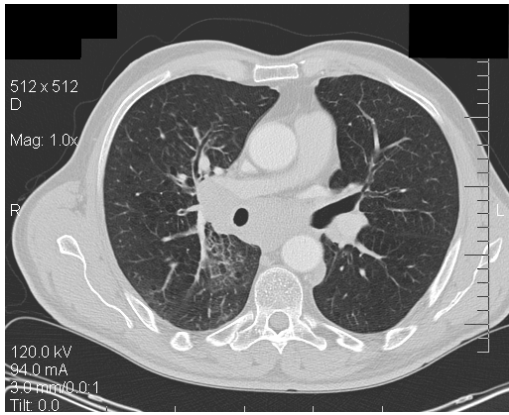


Abb. 2a

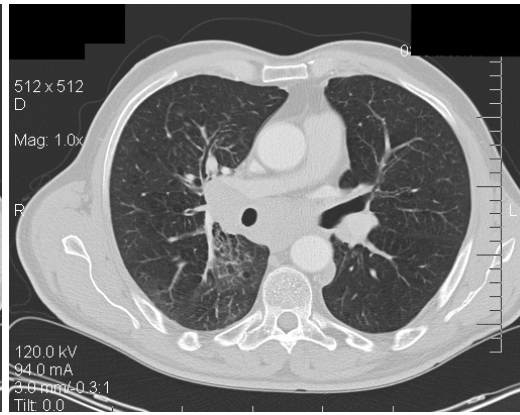


Abb. 2b



Abb. 2c

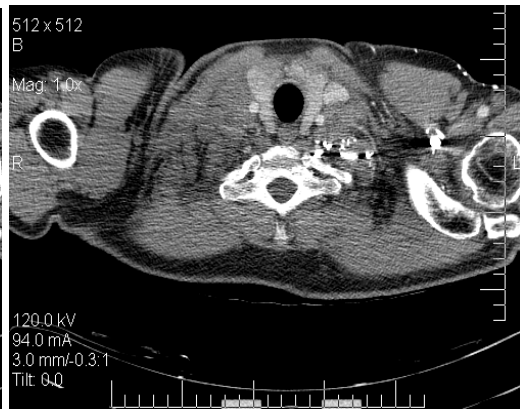


Abb. 2d

Abb. 2 a-d: Vergleich aufaddierter Schichten mit direktrekonstruierten Schichten in 3mm Schichtdicke in je Lungen- (a, b) und Weichteilfenster (c, d). Abb. a und c mittels Postprocessing erstellt, Abb. b und d mittels Direktrekonstruktion.

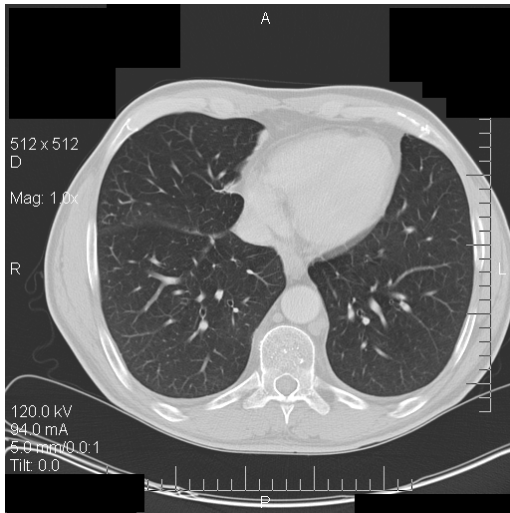


Abb. 2e

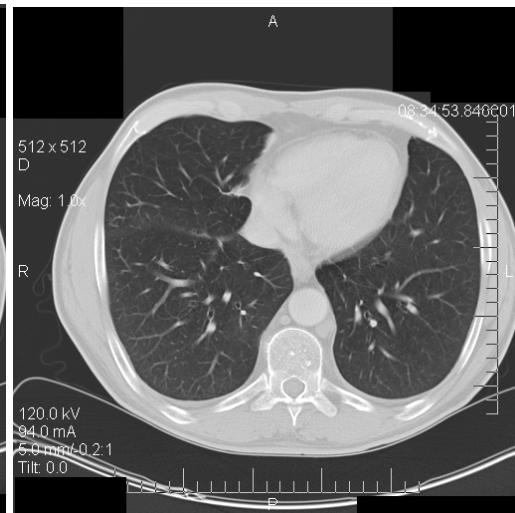


Abb. 2f

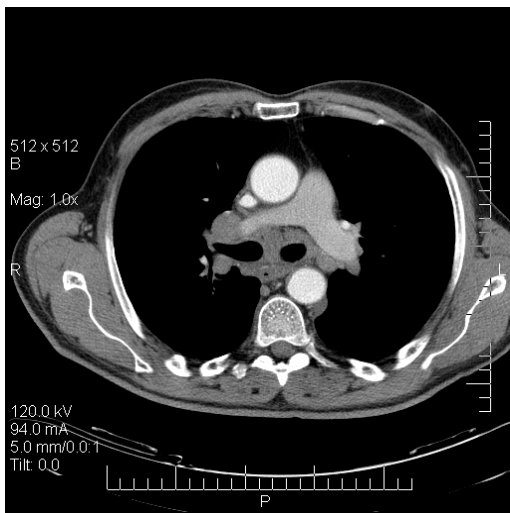


Abb. 2g

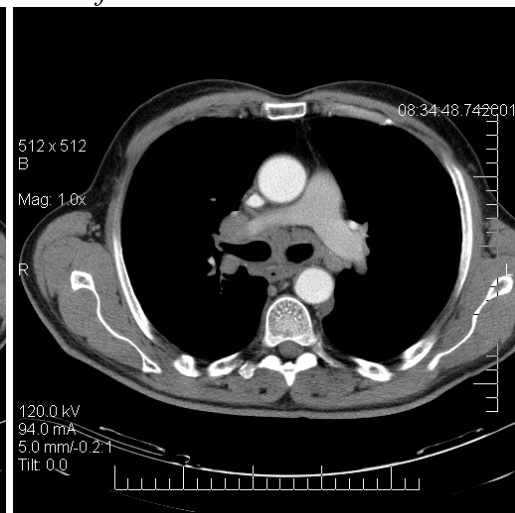


Abb. 2h

Abb. 2 e-h: Vergleich aufaddierter Schichten mit direktrekonstruierten Schichten in 5mm Schichtdicke in je Lungen- (e, f) und Weichteilfenster (g, h). Abb. e und g mittels Postprocessing erstellt, Abb. f und h mittels Direktrekonstruktion.

Anmerkung: der Übersicht halber wurde hier eine Reihenfolge von nachverarbeiteten (linke Bildhälfte) und direktrekonstruierten (rechte Bildhälfte) Abbildungen eingehalten. Für die Auswertung erfolgte jedoch eine willkürliche Anordnung.

Abb. 3a

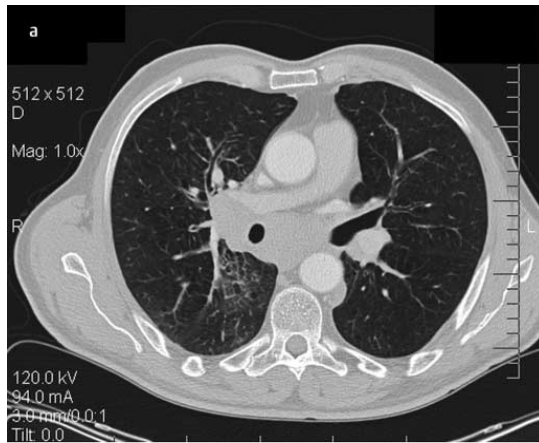


Abb. 3b

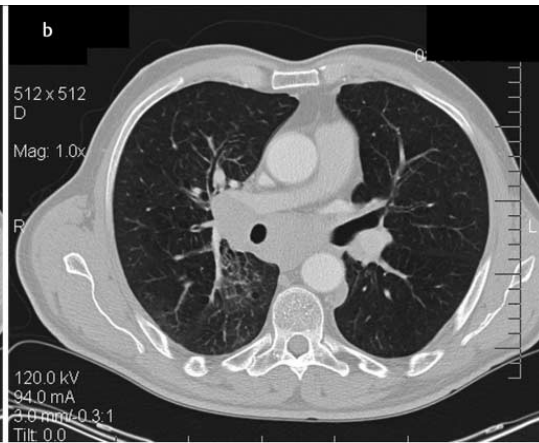


Abb. 3c

Abb. 3d

Abb. 3: a–d Vergleich von aufaddierten Schichten in 3 mm Schichtdicke, erstellt mittels Bildnachverarbeitung (a, c) und Direktrekonstruktion (b, d) im Lungen- (a, b) und Weichteilfenster (c, d) bei 3 mm Schichtdicke. Auf den beiden unteren Bildern (c, d) im Weichteilfenster kommt es zu einer Artefaktdarstellung durch den Kontrastmittelbolus in der linken V. subclavia. Insgesamt lässt sich sowohl im Lungenfenster als auch im Weichteilfenster kein Unterschied in der Bildqualität erkennen.

Zur Bewertung wurden die Bildpaare in nicht festgelegter Abfolge vorgelegt, d.h. den auswertenden Radiologen war nicht bekannt, an welcher Position sich das direktrekonstruierte Bild und an welcher sich das nachbearbeitete Bild befand.

Die Auswertung der Thoraxbilder erfolgte geblindet durch zwei Radiologen in unabhängigen Sitzungen anhand eines Fragebogens.

Es wurden fünf unterschiedliche Kriterien ausgewählt, deren Qualität die Auswerter mit Hilfe einer 5-Punkte-Skala beurteilen sollten (s. Abb. 4):

1. Beurteilung der Abgrenzung von Organstrukturen, z.B. Lungenstruktur oder Mediastinum (1=sehr gut, 2=gut, 3=mittelmäßig, 4=gering, 5=schlecht)
2. Beurteilung der Randkontur von kleinen Objekten, z.B. kleine Gefäße oder kleine Lymphknoten (1=sehr gut, 2=gut, 3=mittelmäßig, 4=gering, 5=schlecht)
3. Beurteilung des Kontrastes von Gefäßen oder Lungenparenchym (1=sehr gut, 2=gut, 3=mittelmäßig, 4=gering, 5=schlecht)
4. Beurteilung des Bildrauschens (1=kein, 2=gering, 3=mäßig, 4=stark, 5=sehr stark)
5. Beurteilung von Artefakten (falls vorhanden), z.B. durch Kontrastmittel im Gefäß oder Metallstents (1=gering, 2=mäßig, 3=mittelstark, 4=stark, 5=sehr stark)

Lediglich die Artefaktbeurteilung konnte aufgrund nicht vorhandener Artefakte in manchen Untersuchungen nicht durchgeführt werden.

Das Bildrauschen wurde mittels einer region of interest (ROI 1,9cm² Größe, $\pm 0,3$ SD) und Berechnung der Standardabweichung in der Aorta thoracalis auf Höhe der linken Pulmonalarterie bestimmt.

Direktrekonstruktion – Postprocessing

Auswertebogen Thorax

Auswerter: _____

Datum: _____

Case: _____

Slice: _____

BILD A

KRITERIEN

BILD B

links

rechts

sehr gut.....schlecht 1 2 3 4 5	1. Abgrenzung von Organstrukturen z.B. Lungenstruktur - Mediastinum	sehr gut.....schlecht 1 2 3 4 5
sehr scharf.....unscharf 1 2 3 4 5	2. Randkontur von kleinen Objekten z.B. kleine Gefäße, kleine LK	sehr scharf.....unscharf 1 2 3 4 5
sehr hoch.....gering 1 2 3 4 5	1. Kontrast (Gefäße Lungenparenchym)	sehr hoch.....gering 1 2 3 4 5
kein.....sehr stark 1 2 3 4 5	4. Bildrauschen	kein.....sehr stark 1 2 3 4 5
sehr gut.....schlecht 1 2 3 4 5	5. Bildqualität	sehr gut.....schlecht 1 2 3 4 5
sehr gut.....schlecht 1 2 3 4 5	6. Artefakte z.B. durch KM	sehr gut.....schlecht 1 2 3 4 5

Abb. 4: Thoraxfragebogen zur Qualitätsbeurteilung

2.6 Datenanalyse

Die durchschnittlichen Bewertungen wurden als Median angegeben. Die Analyse der Unterschiede zwischen Direktrekonstruktion und Bildnachverarbeitung mit Hilfe der fünf Qualitätskriterien erfolgte mittels nichtparametrischem Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben.

Sowohl für Lungen- und Weichteilfenster, die beiden Befunder, die Schichtdicken 3mm und 5mm und jedes der fünf Kriterien wurden separate Tests durchgeführt, also insgesamt $2 \times 2 \times 2 \times 5 = 40$ Tests.

In jedem Test wurden maximal 20 gepaarte Bilder verglichen, die von 20 unterschiedlichen Patienten stammten.

Ein Effekt wurde als signifikant bewertet, wenn nach Bonferroni-Korrektur für vielfaches Testen das zweiseitige Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$ erreicht war, das heißt wenn $p \leq 0,05 / 40 = 0,00125$.

3 Ergebnisse

Insgesamt ergaben sich 800 Bewertungen (Lungen- und Weichteilfenster, 3mm- und 5mm-Schichtdicke, 2 Untersucher, 5 Kriterien, 20 Patienten: $2 \times 2 \times 2 \times 5 \times 20 = 800$).

Tabelle 4 zeigt den Median und die Spannweite für die Beurteilung der einzelnen Kriterien.

Kriterium	U1	Range	U2	Range
1 Abgrenzung von Organstrukturen	1	2	2	4
2 Randkontur von kleinen Objekten	1	3	3	3
3 Kontrast	1	3	2	3
4 Bildrauschen	1	3	2	4
5 Artefakte	2	3	3	4

Tab. 4: Median und Range für die Bewertungen der beiden Untersucher (U1, U2) für die Kriterien 1-5

In den Kreuztabellen (*Tab. 5 und 6*) wurden alle Variablen, also Fenster, Untersucher, Kriterium und Patient zusammengefasst.

3mm Schichtdicke

Die Kreuztabelle „Bildnachverarbeitung vs Direktrekonstruktion“ für die Bildqualität in 3mm Schichtdicke (*Tab. 5*) zeigt, dass die Bewertung nach den einzelnen Qualitätskriterien in 382 von 400 Fällen identisch war, das heißt in 95,5%.

In den übrigen 18 Bewertungen, das heißt in 4,5% der Fälle, differierten die Beurteilungen um nur einen Bewertungspunkt auf der 5-Punkte-Skala.

Die Bildnachverarbeitung wurde in 6 Fällen schlechter bewertet als die Direktrekonstruktion, wobei alle Bewertungen das Kriterium „Randkontur von kleinen Objekten“ betrafen: fünfmal 2 statt 1 und einmal 3 statt 1 auf der 5-Punkte-Skala.

Insgesamt zwölfmal schnitt die Direktrekonstruktion um einen Punkt schlechter ab als die Bildnachverarbeitung, in allen Fällen wieder bei der Beurteilung der „Randkontur kleiner Objekte“, also Kriterium 2.

3mm Schichtdicke	Bildnachverarbeitung (5 Punkte-Skala)					
Direktrekonstruktion (5 Punkte-Skala)	1	2	3	4	5	gesamt
1	141	5	0	0	0	146
2	12	149	1	0	0	162
3	0	2	67	0	0	67
4	0	0	0	19	0	19
5	0	0	0	0	6	6
Gesamt	153	154	68	19	6	400

Tab. 5: Bildqualität Postprocessing vs Direktrekonstruktion
Separate Kreuztabelle für 3 mm Schichtdicke. Alle anderen Variablen (Fenster, Untersucher, Kriterium, Patient) wurden zusammengefasst. Die Diagonalelemente (grau unterlegt) sind die Fälle mit übereinstimmender Beurteilung von Postprocessing und Direktrekonstruktion (382/400; 95,5%). Nicht übereinstimmende Einträge finden sich nur in den Nebendiagonalen, d.h. bei diskrepanten Bewertungen von Postprocessing und Direktrekonstruktion lag die Differenz bei maximal einem Punkt auf der 5-Punkte-Skala.

5mm Schichtdicke

Die Kreuztabelle „Bildnachverarbeitung vs. Direktrekonstruktion“ für die Bildqualität in 5mm Schichtdicke (s. Tab. 6) zeigt auf, dass die Bewertung in 381 von 400 beurteilten Fällen übereinstimmend war, das heißt in 95,3%. In den übrigen 19 Bewertungen, das heißt in 4,8% der Fälle, unterschieden sich die Beurteilungen nur um einen Beurteilungspunkt auf der 5-Punkte-Skala. Die Bildnachverarbeitung wurde hier siebenmal schlechter bewertet als die Direktrekonstruktion, und zwar 2 statt 1 auf der 5-Punkte-Skala für das Kriterium „Randkontur von kleinen Objekten“ (n = 3, s. Abb. 5), „Kontrast“ (n = 1), „Bildrauschen“ (n = 1) und „Artefakte“ (n = 1), 4 statt 3 für „Bildrauschen“ (n = 1).

Die Direktrekonstruktion schnitt in zwölf Fällen hinsichtlich verschiedener Kriterien schlechter ab als die Bildnachverarbeitung, wobei die Beurteilungen nur um einen Bewertungspunkt auf der 5-Punkte-Skala differierten.

In der Bewertung der Bildqualität zeigte der Wilcoxon-Test keinen signifikanten Unterschied für die beiden Rekonstruktionsverfahren.

Es ergab sich kein Unterschied in der quantitativen Bestimmung des Bildrauschens.

Die mediane Standardabweichung für die Bilder im Lungen- und Weichteilfenster betrug 36 und 34 ($p \geq 0,07$) bzw. 16 und 17 ($p \geq 0,5$) für die mittels Bildnachverarbeitung und Direktrekonstruktion erstellten Bilder.

5mm Schichtdicke	Bildnachverarbeitung (5 Punkte-Skala)					
Direktrekonstruktion (5 Punkte-Skala)	1	2	3	4	5	gesamt
1	146	6	0	0	0	152
2	12	141	0	0	0	153
3	0	0	69	1	0	70
4	0	0	0	18	0	18
5	0	0	0	0	7	7
Gesamt	158	147	69	19	7	400

Tab. 6: Bildqualität Postprocessing vs Direktrekonstruktion

Separate Kreuztabelle für 5 mm Schichtdicke. Alle anderen Variablen (Fenster, Untersucher, Kriterium, Patient) wurden zusammengefasst. Die Diagonalelemente (grau unterlegt) sind die Fälle mit übereinstimmender Beurteilung von Postprocessing und Direktrekonstruktion (381/400; 95,3%). Nicht übereinstimmende Einträge finden sich nur in den Nebendiagonalen, d.h. bei diskrepanten Bewertungen von Postprocessing und Direktrekonstruktion lag die Differenz bei maximal einem Punkt auf der 5-Punkte-Skala.

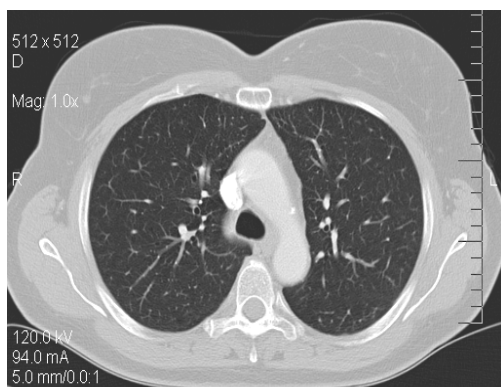


Abb. 5a

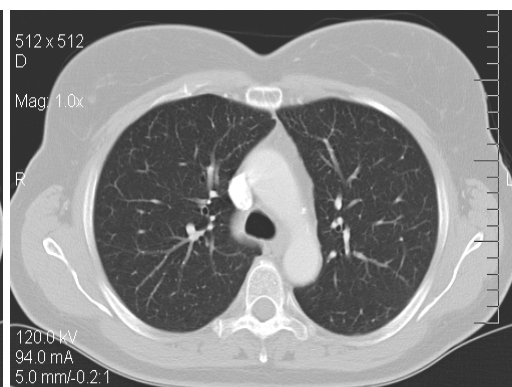


Abb. 5b

Abb. 5 a, b Vergleich aufaddierter Schichten in 5 mm Schichtdicke je im Lungenfenster nach Bildnachverarbeitung und Direktrekonstruktion b. In diesem Fall bewertete Untersucher 1 die Abgrenzbarkeit kleinerer Objekte für die Bildnachverarbeitung etwas schlechter als für die Direktrekonstruktion (2 statt 1 auf der 5 Punkte-Skala).

Quantitative Bestimmung des Bildrauschens

Es ergab sich kein Unterschied in der quantitativen Bestimmung des Bildrauschens. Die mediane Standardabweichung für die Bilder im Lungen- bzw. Weichteilfenster betrug 36 und 34 ($p \geq 0,07$) bzw. 16 und 17 ($p \geq 0,5$) für die mittels Bildnachverarbeitung und Direktrekonstruktion erstellten Bilder.

4 Diskussion

Die MSCT-Thoraxuntersuchung hat sich zum dominierenden diagnostischen Bildgebungsinstrument im klinischen Alltag entwickelt und ist eine häufig durchgeführte Routineuntersuchung [Chiu et al 2013, Franiel et al 2009, Gore et al 2012, Harvey et al 2013, Kohl 2005, Thurn et al 2006]. Mittlerweile existieren im Befundungsalltag MSCT-Geräte mit multiplen Detektorreihen und Gantryrotationszeiten im Subsekundenbereich, mit denen großvolumige Datensätze in dünner Kollimierung mit hervorragender isotroper räumlicher Auflösung in wenigen Sekunden gewonnen werden. Kurze Untersuchungszeiten bieten Vorteile bei hämodynamisch instabilen Patienten oder zum Beispiel im Bereich der Herz- und Polytraumadiagnostik [Geyer et al 2013, Kang et al 2013, Leipsic et al 2013].

Moderne Entwicklungen führten zu 320-Zeilern und aktuell dem Volumenscan, der es möglich macht, ganze Organe in einem Zeitraum unterhalb einer Sekunde aufzunehmen, ohne den Patienten durch den Computertomographen bewegen zu müssen, wodurch die CT in Zukunft exakte Aussagen zu Organperfusion und Dynamik wird treffen können. Bei den modernen Mehrzeilensystemen ist der Detektor aus mehreren Zeilen aufgebaut, die je nach gewünschter Schichtdicke verschieden zusammengefasst werden können. Diese Simultanerfassung vieler Schichten eröffnete die Möglichkeit der Akquirierung dünnschichtiger Datensätze.

Je feiner die Schichtführung, desto mehr Detailinformationen, desto größer jedoch auch die anfallenden Datenvolumina und desto aufwendiger die Befundung durch den Radiologen.

Diese Studie beschäftigte sich mit dem sogenannten Slab Viewer, einem auf der Philips Workstation integrierten Befundungsprogramm, welches in der Lage ist, durch Bildnachverarbeitung dünnschichtige Datensätze zu dickeren Schichten zu summieren. Grundlage ist einmalig direktrekonstruierter dünnschichtiger Datensatz, welcher anschließend verwendet werden kann, um ohne Zeitverlust beliebige Schichtdicken zu erstellen. Die Idee dahinter ist, dass es dem Benutzer ermöglicht wird, interaktiv zum Beispiel während der Befundung eines Thoraxscans von einer standardisierten 5mm Schichtdicke in eine 2- oder 3mm Schichtdicke umzuschalten, um kleine Bilddetails – wie etwas pulmonale Raumforderungen – besser beurteilen zu können und die richtige Diagnose zu stellen.

4.1 Bildrekonstruktion: Herkömmliches Verfahren der Direktrekonstruktion und seine Nachteile im Befundungsalltag

Das gängige Verfahren zur Erstellung von Multi-Slice-CT-Bildern ist die Direktrekonstruktion aus einem Rohdatensatz. Dies ist ein umfassender mathematischer Prozess, der viele aufwendige Rechenschritte beinhaltet. Das letztendliche Ergebnis ist ein Bilddatensatz, der direkt aus einem Ursprungsdatensatz entstanden ist. Dieser Bilddatensatz kann hinsichtlich verschiedener Parameter variiert werden, unter anderem ist es möglich, aus einem einzigen dünn kollimierten Ausgangsdatensatz retrospektiv Bilder in variablen Schichtdicken zu erstellen.

Die meisten Ursprungsdatensätze werden in einer dünnen Schichtdicke generiert, um dann für die Befundung in dickeren Schichten rekonstruiert zu werden.

Zur Diagnostik von Pleuraläsionen, zur Begutachtung des Lungeninterstitiums, zur Beurteilung mediastinaler Lymphknoten, der knöchernen Struktur des Felsenbeins oder zur Detektion von Thromben in der Schlaganfalldiagnostik eignen sich besonders feine Schichten [Riedel et al 2012, Mori K et al 1998].

Etwas dickere Schichten (1-5mm) kommen zum Einsatz in der Thoraxdiagnostik (Lungenhili) und der Abdomendiagnostik (Pankreas) etc. [Deutsche Röntgengesellschaft e.V. 2007, Zorger 2009].

Der Bedarf an breiteren Schichten (5-10mm) ist aufgrund der Verschlechterung der Auflösung durch Teilvolumenartefakte eher gering und bleibt allenfalls der Abbildung der Zusammenhänge großvolumiger Organabschnitte vorbehalten [Thurn et al 2005].

Zur Diagnostik diskreter Befunde wie der segmentalen oder subsegmentalen Lungenembolie oder Aortendissektionen sind dicke Kollimationen gänzlich ungeeignet [Schoepf et al 1999]. Schichten von über 10mm Durchmesser eignen sich nicht mehr zur Diagnostik.

Solange das Prinzip der Mehrzeilen-CT nicht eingeführt war, sondern auf einen Einschnitt-CT zurückgegriffen werden musste, der pro Rotation nur ein Bild produzierte, machte es für viele Untersuchungen natürlich keinen Sinn, diese in dünnen Kollimierungen durchzuführen. Besonders deutlich wurde dies an Thoraxuntersuchungen, die in einer Atempause nicht beendet werden konnten, die Zeit reichte nicht aus, um das gesamte Volumen zu erfassen. Folglich wurden dickere Schichten „gefahren“, was jedoch dazu führte, dass beispielsweise kleine pulmonale Noduli teilweise nicht erkannt werden konnten [Fischbach et al 2003].

Die Hintereinanderschaltung mehrerer Detektorreihen schuf Abhilfe. Die modernen Bildrekonstruktionsmethoden erlauben eine variable Schichtdickengenerierung nach den Wünschen des befundenden Radiologen.

So kann beispielsweise ein Rohdatensatz einer Thorax-CT verwendet werden, um 5mm-Schichten zu generieren, die einen zufrieden stellenden Überblick über alle Strukturen liefern (Lungenparenchym, Mediastinum, knöcherner Thorax). Aus dem gleichen Rohdatensatz kann aber auch ein dünnschichtiger Befundungsdatensatz generiert werden, beispielsweise zur Detektion pulmonaler Noduli, zur Beurteilung von segmentalen oder subsegmentalen Lungenembolien oder zur Darstellung der Aorta [Schoepf et al 1999].

Das Ergebnis ist eine kombinierte Diagnostik, die dem Patienten keine mehrfache Strahlenexposition zumutet.

Allerdings ist eine „Umschaltung“ zwischen den Schichten nicht möglich. Ein einmal generierter Bilddatensatz hat eine definierte Schichtdicke, die retrospektiv nicht variabel ist. Wird eine Veränderung der Schichtung gewünscht, muss eine Neurekonstruktion aus dem Rohdatensatz erfolgen. Dies ist theoretisch beliebig oft und in beliebigen Schichtdicken möglich.

Die modernen Mehrzeiler vereinen in ihrer komplexen Technik viele Vorteile. Wesentlich ist die hohe Auflösung, die durch die enge Schichtkollimierung realisiert werden kann. Ein relativer Nachteil ergibt sich daraus allerdings in Bezug auf die Bilderanzahl: je dünnschichtiger eine Untersuchung gefahren wird, desto größer wird die zu befundende Bildermenge. Eine durchschnittliche Thoraxuntersuchung (Scanlänge 30cm) umfasst bei einer Schichtdicke von 5mm und einem Rekonstruktionsinkrement von 4, also einer nur leicht überlappenden Rekonstruktion, in etwa 75 Bilder. Wird die Untersuchung in einer Schichtdicke von 2mm und einer stark überlappenden Rekonstruktion (Rekonstruktionsinkrement = 1) durchgeführt, beinhaltet sie bereits 300 Bilder. Letztere ist natürlich genauer und bietet die Möglichkeit einer ausführlicheren Diagnostik.

Die Technik der Direktrekonstruktion erlaubt prinzipiell eine variable und individuell zugeschnittene Rekonstruktionsweise. Im Einzelfall kann, wenn indiziert, ein dünnschichtiger Datensatz zur Optimierung der Diagnostik geschaffen werden.

Die theoretische Möglichkeit der freien Schichtdickenwahl ist im Befundungsalltag jedoch nicht reibungslos umzusetzen:

da die Bildrekonstruktion am CT-Rechner erfolgt, findet sie direkt nach dem Scan statt.

Dabei haben sich bestimmte Richtlinien für die Schichtdicken der einzelnen Untersuchungsmodalitäten bewährt. So werden Thoraxuntersuchungen standardmäßig in 5mm Schichtdicke rekonstruiert, hochauflösende Lungenuntersuchungen (HR-CT) in 1-2mm, da diese Kollimation in der Regel genügt, um das Lungenparenchym und das Vorliegen von mediastinalen Raumforderungen zu beurteilen.

Die Rekonstruktion von Abdomenuntersuchungen erfolgt ebenfalls in 5mm Schichtdicke oder zur höheren Ortsauflösung in 0,5 - 2mm [Deutsche Röntgengesellschaft e.V. 2007].

Die Bildermenge gewährleistet in der Regel einen ausreichenden Überblick über die zu beurteilenden Strukturen und erlaubt eine hinreichende Diagnostik bei akzeptabler Bildauflösung und relativ geringem Partialvolumeneffekt.

Der entstandene Bilddatensatz wird nun zu den sogenannten „Workstations“ geschickt und kann dort vom Radiologen eingesehen werden. Die Workstations beinhalten kein Tool zur selbständigen Datenrekonstruktion.

Probleme ergeben sich dann, wenn unklare Befunde auftreten, deren Abklärung eine Verdünnung der Schichtdicke erfordert. Das Verfahren der Direktrekonstruktion und die meisten Workstations erlauben hier keinen Spielraum: wenn für die Beurteilung bestimmter Fragestellungen dünnere Schichten benötigt werden, beispielsweise für pulmonale Noduli, kleine Leberläsionen, beginnende Aortendissektionen oder Haarrisse in Wirbelkörpern, muss aus dem Rohdatensatz eine völlig neue Datenrekonstruktion erfolgen.

Um dieselbe Untersuchung in einer anderen Schichtung zu erhalten, muss der Radiologe also auf den MSCT-Computer zurückgreifen, auf dem der Rohdatensatz gespeichert ist, um dort eine Neurekonstruktion der Daten vorzunehmen. Diese Handlung ist normalerweise in die Alltagsroutine nicht integrierbar, da der CT bereits durch den nächsten Patienten belegt und entweder mit dem Scan oder der Rekonstruktion von dessen Daten beschäftigt ist. Doch selbst, wenn dies nicht der Fall ist, und die Möglichkeit der außerplanmäßigen Nutzung des MSCT-Computers gegeben ist, resultiert für den Radiologen ein großer zeitlicher Verlust aus der Tatsache, die Daten neu erstellen zu müssen. Eine Verschlechterung des Workflows und eine reduzierte Gesamtzahl von beurteilten Untersuchungen am Ende eines Arbeitstages wären das Ergebnis. Hinzu kommt, dass die neu rekonstruierten Daten zusätzlich zu dem primär generierten Datensatz gespeichert werden müssen. Die mehrfache

Abspeicherung der letztendlich selben Untersuchung stellt eine ungemeine Anhäufung von Datenmengen im elektronischen Archiv dar.

Da die Neurekonstruktion zeitlich und logistisch nicht durchführbar ist, wäre eine andere Möglichkeit, alle gefahrenen Untersuchungen gleich in einer dünnen Schichtung zu rekonstruieren, um einer Neurekonstruktion vorzugreifen. Aber auch die praktische Umsetzung dieser Überlegung erweist sich im Alltag als unrealistisch. Für viele Fragestellungen ist eine allzu dünne Schichtdicke nicht notwendig, und jede Untersuchung in einer engen Kollimierung zu beurteilen, wäre für den Befunder aus zeitlichen und aus Gründen der nachlassenden Konzentrationsfähigkeit nicht zumutbar. Die Beurteilung der Fälle würde unnötig in die Länge gezogen, da durch die feine Schichtung eine ungleich höhere Bildermenge entstünde. Auch so wäre das Ergebnis letztendlich eine verminderte Durchschnittsanzahl der begutachteten Untersuchungen. Offensichtlich kann also der theoretische Vorteil, den die Direktrekonstruktionstechnik ermöglicht, praktisch nicht genutzt werden.

Für die moderne Anwendung des MSCT mit großen Datenmengen und dünnen Schichtungen muss ein Modul zur Bewältigung gefunden werden.

4.2 Retrospektive Bildnachverarbeitung (Postprocessing): Der Slab Viewer (Schichtblockanzeige) und seine Vorteile

Der Slab Viewer ist ein in den Philips-CT-Workstations integriertes Programm (Softwarepaket), das im Alltag ähnlich anzuwenden ist wie bekannte andere Programme. Es ist in der Lage große Datensätze aus der Multi-Slice CT-Bildgebung (bis zu 3000 Bilder) zu verarbeiten, um eine umfassende und genaue radiologische Diagnostik zu gewährleisten [Philips Medical Systems 2003]. Seine zusätzlichen Funktionen verschaffen ihm aber theoretisch wesentliche Vorteile gegenüber anderen Workstations:

die Besonderheit des Slab Viewers liegt in der Möglichkeit, die Schichtdicke der aufgenommenen Datensätze in allen Ebenen während der Befundung zu verändern [Bitschnau et al 2004]. Das Programm kann selbständig von dünneren auf dickere Schichten umschalten und vice versa und macht auf diese Weise eine aufwendige Neurekonstruktion obsolet.

Im Gegensatz zur herkömmlichen Direktrekonstruktion aus einem Rohdatensatz erfolgt die Bildgenerierung über Nachverarbeitung der Daten, genannt Postprocessing.

Zunächst wird jede MSCT-Untersuchung einmalig als dünn-schichtiger Rohdatensatz generiert und gespeichert, oder – anders formuliert – es wird ein Datensatz in einer dünnen Schichtdicke hergestellt. Diese dünn-schichtige Rekonstruktion ist in ihrem Prinzip eine Direktrekonstruktion. Sie dient nun als Basisdatensatz für das Postprocessing. Da sie im Prinzip also den Ausgangspunkt für die weitere Datenverarbeitung und somit Bildentstehung darstellt, somit also vom Verständnis her den Rohdatensatz der Direktrekonstruktion „ersetzt“, bezeichnet man diese primäre Datenrekonstruktion als „secondary raw data set“. Das Prinzip, nach dem der Slab Viewer nun mit dem „secondary raw data set“ arbeitet, ist die Summation einzelner dünner Schichten zu „aufgedickten“ Schichten..

In den Versuchen, die die Grundlage dieser Arbeit bilden, hatte das „secondary raw data set“ eine Schichtdicke/Kollimation von 2mm. Eine Verwendung von dünneren (beispielsweise 1mm) dicken Schichten ließ das an unserer Klinik verwendete Untersuchungsprotokoll mit einer Kollimation von 16 x 1,5 jedoch nicht zu. Es könnten theoretisch beispielsweise 1mm-Schichten zu 2mm-, 3mm- oder 5mm-Schichten addiert werden, wobei eine Schichtdickenvariation im Rahmen zwischen 0,8mm bis 10mm möglich wäre. Mit der Anwendung „Combine Images“ wird eine bestimmte Gruppe

von Bildern, die fusioniert werden sollen, selektiert. „Auf jedes Pixel in jedem Bild wird eine gewichtete Berechnung angewendet, oder es werden die Minimal- bzw. Maximalwerte benutzt, um das kombinierte Bild zu erstellen“ [Philips Medical System 2003]. Das Ergebnis ist eine Addition von zwei oder mehreren dünnen axialen Bildern zu einem einzigen dickeren Bild. Umgekehrt kann eine Subtraktion erfolgen, um zur genaueren Beurteilung bestimmter Strukturen von dickeren in dünnere Schichtdicken umzuschalten, also zum Beispiel von 5mm-Schichten in 1mm-Schichten. Der Slab Viewer kann bis zu 3000 Bilder in voller Auflösung verarbeiten, die in einer 1024 x 1024 Bildmatrix angezeigt werden. Das Laden von Datenmengen und die Bildanzeige sind simultan möglich. Es können sowohl axiale, also auch koronale und sagittale Abrollansichten erstellt werden, deren Anzeige in Echtzeit über den Cine-Modus möglich ist. Das Blättern im Schichtblockmodus mit Projektionen von durchschnittlicher und maximaler Intensität ist durchführbar. Als Wiedergabemodus existieren der MPR (Multiplanare Reformatierung) und der MIP (Maximal-Intensitäts-Projektion).

Die Funktion des Slab Viewers erweist sich in mehreren Fällen als nützlich:

1. „Das Addieren von dünnen Schichten zu dickeren reduziert das statistische Bildrauschen durch die Ermittlung eines Mittelwertes der Pixelwerte aus mehreren Bildern, die an derselben Position gescannt wurden. Die Bildqualität der dickeren Schichten ist somit – wie aus der Combi-Scan-Technik bereits bekannt – besser, als bei ihren in dicker Kollimierung entstandenen Pendanten
2. für die Skalierung der Pixelwerte eines Bildes
3. für die bessere Visualisierung der Kontrastmittelaufnahme, wobei die Bilder, die vor dem Injizieren des Kontrastmittels aufgenommen wurden, von den entsprechenden Schichten subtrahiert werden, nachdem das Kontrastmittel injiziert wurde,
4. für den Vergleich von Bildern durch Subtraktion und
5. zum Zusammenführen von zwei oder mehr Bildern, die als dünne Schichten gescannt wurden, in eine dickere Schicht.“ [Philips Medical System 2003].

Die Überprüfung und Beurteilung letzterer Funktion ist Gegenstand dieser Arbeit.

Von entscheidender Bedeutung im radiologischen Alltag ist die Tatsache, dass die Möglichkeit erhalten bleibt, Untersuchungen initial in dickeren Schichten zu begutachten, wie es sonst im Rahmen der Direktrekonstruktion auch der Fall ist, denn welche Schichtdickenrekonstruktion auf Basis des „secondary raw data set“ entsteht, ist

irrelevant. So können zum Beispiel Thorax-Untersuchungen wie bisher standardmäßig in 5mm-Schichten rekonstruiert und befundet werden, indem die Bilder des dünn-schichtigen „secondary raw data sets“ zu 5mm-messenden Transversalbildern fusioniert werden. Sollte sich jedoch der Wunsch nach einer dünneren Schichtung zur exakteren Beurteilung bestimmter Strukturen ergeben, ist das problemlose Wechseln auf andere Schichtdicken möglich.

Die „Schichtumwandlung“ erfolgt in Echtzeit und kann interaktiv während der Befundung stattfinden.

Die oben erwähnten Nachteile der Direktrekonstruktion durch den MSCT-Computer und die Verwendung der bisherigen Workstations gelten also nicht für den Slab Viewer: die Neurekonstruktion der Daten entfällt. Der MSCT-Computer muss nicht in Anspruch genommen werden, so dass der Untersuchungsablauf weder die Befundung behindert, noch die wiederholte Rekonstruktion den Untersuchungsablauf. So wird der Workflow entscheidend verbessert: der Zeitverlust, den der Befunder durch erneute Bildgenerierung erleiden würde, wird eliminiert. Die gewünschten diagnostischen Mittel stehen permanent zur Verfügung, eine zeitliche Verzögerung der Diagnostik, die letztendlich einen potentiellen Nachteil für den Patienten birgt, wird vermieden.

Der „Kompromiss“, der bislang geschlossen werden musste zwischen möglichst dünner Schichtführung und andererseits einer zumutbaren Gesamtbildermenge pro Patientendarstellung muss nicht mehr eingegangen werden, da für jede Untersuchung individuell entschieden werden kann, in welcher Schichtdicke sie beurteilt werden soll. Die tägliche Routine wird dadurch nicht gestört, sondern - im Gegenteil - optimiert.

Zusätzlich wird eine sinnvollere Ausnutzung des Datenspeichers erreicht:

die Neurekonstruktion bereits bestehender Daten verursacht eine ungemeine Datenmenge im Archiv, da der dünn-schichtige Datensatz zusätzlich zum Originaldatensatz abgespeichert werden muss. Durch Ausnutzung der Funktionen des Slab Viewers genügt die einmalige Speicherung des „secondary raw data sets“, das unbegrenzt und beliebig genutzt werden kann, um diverse Rekonstruktionen, die im Alltag von Bedeutung sind, zu produzieren. Sie müssen nicht gespeichert werden, da sie jederzeit in Echtzeit reproduziert werden können.

Das Fazit, das sich aus allem Genannten ergäbe, wäre folgendes:

Die Einführung des Slab Viewers bedeutet eine Ökonomisierung des Befundungsablaufes und bietet Vorteile für die radiologischen Praxis, von denen resultierend sowohl Arzt als auch Patient profitieren.

Voraussetzung für das erfolgreiche Kombinieren einzelner Schichten zu dickeren Bildern ist, dass alle zu addierenden Bilder vom selben Patienten stammen, dass die Bilder in den üblichen Größen erstellt wurden, nicht abgeleitet wurden und keine Lokalisierhilfen enthielten.

In diesem Sinne bietet der Slab-Viewer einen entscheidenden Vorteil gegenüber den herkömmlichen Workstations und Direktrekonstruktionsmethoden.

Um den Slab-Viewer in der alltäglichen Befundungsroutine einzusetzen, muss gesichert sein, dass die Bildqualität der nachbearbeiteten Bilder mit derjenigen der direkt rekonstruierten Bildern übereinstimmt, sich also z.B. die nachbearbeiteten aufaddierten 5mm-Thorax-Bilder in ihrer Güte mit den direktrekonstruierten 5mm-Thorax-Bildern messen lassen können. Dies ist eine Grundvoraussetzung für die Anwendung des Slab-Viewers im alltäglichen Befundungsalltag.

Theoretisch können sich natürlich Unterschiede in der Bildqualität zwischen den beiden Rekonstruktionsmethoden ergeben.

4.2.1 Welchen Vorteil bieten unterschiedliche Schichtdicken und deren Variation?

Dünne Schichtdicken sind für eine Reihe von Fragestellungen von großem Vorteil und teilweise unabdingbar, und multiple Studien und Erfahrungen in der Praxis bestätigen, dass vielerlei Pathologien nur in dünnenschichtigen Datensätzen erkannt und hinreichend bewertet werden können [Berkenblit et al 2013, Chen et al 2012, Petrou et al 2007].

Diese Arbeit fokussiert sich auf MSCT-Thoraxuntersuchungen.

Insbesondere die Beurteilung von pulmonalen Noduli ist ein wichtiges Anliegen in der Radiologie. Pulmonale Noduli werden oftmals zufällig entdeckt und treten häufig auf (Prävalenz 8 bis 51% in großen Lungenkrebs-Screeningstudien [Wahidi et al 2007]). Sie können benigne, aber unter anderem entweder das Anfangsstadium eines Bronchialcarcinoms sein oder metastatische Herde bei Vorliegen eines extrapulmonalen Primarius. Die Entdeckung und korrekte Einstufung solcher Läsionen ist also essentiell im Hinblick auf Diagnosestellung, Therapieplanung und eventuell Tumorstaging sowie Therapiekontrolle [Fischbach et al 2003].

Die MSCT-Technologie hat sich als überlegen in der Diagnostik der pulmonalen Noduli erwiesen, wobei gerade die Beurteilung des Lungenparenchyms in dünnen Schichten durch die bessere räumliche Auflösung und die Reduzierung der Teilvolumenartefakte ein Erkennen kleiner Lungennoduli entscheidend erleichtert [Chen et al 2012]. Zwar existieren immer noch Limitationen bezüglich der Erkennbarkeit von Läsionen < 7mm (Sensitivität unter 70%), dennoch zeigten schon frühere Studien von Fischbach et al einen signifikanten Anstieg in der Detektion und Charakterisierung fokaler Lungenläsionen, wenn die Schichtdicke reduziert und die Datenakquisition mit einem kleinen Rekonstruktionsinkrement durchgeführt wurde [Fischbach et al 2003].

Auch in anderen MSCT-Untersuchungsbereichen gilt die Regel, dass dünne Schichtdicken von Vorteil sind:

Kopka et al berichteten über die Chancenverbesserung in der Detektion von Lebermetastasen durch die Wahl einer geringen effektiven Schichtdicke und die damit einhergehende Steigerung der Ortsauflösung. Es wird berichtet, dass zur Entdeckung der Läsionen Schichtdicken von 2-4mm optimal seien und zur weiteren Charakterisierung nur die 2mm-Schichten in Frage kämen [Kopka et al 2002].

Eine Vergrößerung der Schichtdicken führen zu einer Verbreiterung des Schichtempfindlichkeitsprofils und zu einer Zunahme der Partialvolumeneffekte, wodurch die Erkennbarkeit der Leberläsionen erschwert wird.

Die Geschwindigkeit des MSCT macht es zum Mittel der Wahl bei akuten Aortenerkrankungen wie Dissektionen, intramuralen Hämatomen, Aneurysmata und akuten traumatischen Verletzungen [Hayter et al 2006]. Es erlaubt exakte Diagnosefindungen und Erkennung von Komplikationen.

Schichtendicken von maximal 2,5mm (mit 1,5mm Rekonstruktionsinkrement) sind optimal für die Darstellung von in der Aorta befindlichen Kalzifikationen und intramuralen Hämatomen [Salvolini et al 2008].

Dünne Kollimationen erlauben außerdem die Rekonstruktion von multiplanaren Datensätzen, die die Darstellung jedes gewünschten Aortenteils ermöglicht, so dass auch gebogene Gefäßbereiche kein Beurteilungsproblem darstellen.

Endoleaks, die als Komplikation von Stents auftreten können, können mittels der dünn-schichtigen Rekonstruktionen gezielt gesucht und erkannt werden [Iezzi et al 2007].

Catalano et al verglichen für die Beurteilung von Pankreaskarzinomen 5mm- mit 1mm-Schichten und stellten fest, dass die Detektionsrate von Lebermetastasen bei Verwendung der dünnen Kollimation deutlich gesteigert wurde [Catalano et al 2003].

Franiel et al verglichen kürzlich die Detektionsergebnisse von peritonealen Metastasen in unterschiedlichen Schichtdicken und stellten fest, dass die Sichtung der 1mm-Schichten zu einer höheren Sensitivität führten [Franiel et al 2009] als die Beurteilung in dickeren Schichten.

Pannu et al beschreiben eine Verminderung falsch-negativer Resultate in der Entdeckung von Peritonealmetastasen bei gynäkologischen Tumoren, wenn Rekonstruktionen mit 3mm Schichtdicke angewendet wurden [Pannu et al 2003].

Auch zur Detektion von Colonpolypen zeigen sich dünne Schichtdicken überlegen [Wessling et al 2006]. Zusammenfassend soll unterstrichen werden, dass dünn-schichtige Bilder viererorts Vorteile bringen und teils unabdingbar für eine frühzeitige und korrekte Diagnosestellung sind. Der Slab Viewer ist in der Lage, auf Wunsch diese dünn-schichtigen Bilddatensätze zur Verfügung zu stellen.

4.2.2 Einfluss dünner Schichten auf den Partialvolumeneffekt und das Bildrauschen

Der Grund, weshalb dünne Schichten zur Beurteilung vieler Strukturen bevorzugt werden sollten, liegt in einer Verbesserung der räumlichen Auflösung und in einer Verringerung des Partialvolumeneffektes [Kalender 2006].

Partialvolumeneffekte entstehen grundsätzlich, wenn kontrastreiche Strukturen in eine Schicht hineinragen und den gemittelten CT-Wert für das entsprechend zu beurteilende Volumenelement durch ihren Signalbeitrag verfälschen.

Je dicker die akquirierte Schicht ist, desto größer auch die Wahrscheinlichkeit eines unerwünschten, die eigentlichen Strukturen überdeckenden Signalbeitrages.

Wesentlich für die Bildqualität ist außerdem die Höhe des Bildrauschens, welches durch externe Faktoren entsteht, welche nicht aus dem Inhalt des Bildes stammen. Je höher der Rauschfaktor, desto schlechter die Bildqualität. Das Bildrauschen sollte also möglichst gering ausfallen.

Der Rauschfaktor erhöht sich mit Abnahme der Schichtdicke. Dies spielt vor allem bei der Beurteilung von Niedrigkontrastobjekten wie z.B. Weichteilgewebe eine Rolle und man könnte annehmen, dass mit einer Verringerung der Schichtdicke die Bildqualität durch vermehrtes Bildrauschen nachläßt – ein negativer Effekt.

Um die Bildqualität konstant zu halten, müsste dieser Nachteil theoretisch durch die Erhöhung des Strom-Zeitproduktes kompensiert werden, was eine Erhöhung der Strahlendosis bedeuten würde, also die Annahme nahe läge, dass der Vorteil einer dünn-schichtigen Weichteiluntersuchung mit einer vermehrten Strahlenexposition erkauft werden müsste.

Praktisch stellt sich jedoch heraus, dass bei engen Schichtkollimationen zwar das Bildrauschen um den Faktor $\sqrt{2}$ ansteigt, simultan jedoch eine Erhöhung des Kontrastes kleiner Strukturen (Größe $\leq$ Schichtdicke) um den gleichen Faktor erfolgt.

Resultierend dominiert rechnerisch bei engen Schichtkollimationen die Kontrasterhöhung über das Bildrauschen, wodurch es zu einer Verbesserung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses kommt.

Untersuchungen von Wedegärtner et al an dünn-schichtig und dickschichtig rekonstruierten Leberläsionen haben gezeigt, dass eine Dosiserhöhung nicht erforderlich ist, um die Bildqualität bei engen Kollimationen aufrecht zu erhalten, und dass die Güte der Bilder nicht nur hinsichtlich des Kontrastes, sondern auch der Detailerkennbarkeit

und der Schärfe der Läsionskonturen sogar noch zunahm im Vergleich zu dickschichtigen Rekonstruktionen. Die Erklärung hierfür ergibt sich aus der Reduzierung der Teilvolumenartefakte: eine Halbierung der Schichtdicke führt über die Verminderung des Partialvolumeneffektes zu einer Verdopplung des Kontrastes und eine Verdopplung der Schichtdicke zu einer Halbierung des Kontrastes [Wedegärtner et al 2004].

Zusammenfassend ist also zu sagen, dass dünnsschichtige Bilder insgesamt keine Verschlechterung der Bildqualität bieten.

4.2.3 Bedeutung des Schichtempfindlichkeitsprofils

Von wesentlicher Bedeutung für die Bildgebung in der MSCT ist die Struktur des Schichtempfindlichkeitsprofils (SSP = slice sensitivity profile). Idealerweise ergibt ein punktförmiger, dem Detektor gegenüberliegender Röntgenfokus ein rechteckförmiges Profil, in dem kleine Strukturen innerhalb einer Scanschicht vollständig und Strukturen außerhalb der Scanschicht gar nicht abgebildet sind. Das heißt, es sollten nur Strukturen zum Bildsignal beitragen, welche auch tatsächlich in der nominellen Schichtdicke liegen.

In der MSCT-Realität ist dies allerdings nicht der Fall. Hier treten aufgrund der fächerförmigen Strahlengeometrie dreieck- oder gaußförmige Profile auf, die eine 1:1-Projektion von Strukturen auf den gegenüberliegenden Detektor verhindern. So kommt es zu einer inkonsequenten Darstellung der durchstrahlten Strukturen in vielen Detektorelementen. Je größer der Abstand der Struktur vom Zentralstrahl und je größer der in Fokusnähe kollimierte Kegelwinkel, desto stärker entstehen Bildunreinheiten, die durch die Struktursignale ausgelöst werden, welche in unterschiedlichen Schichten projiziert werden.

Selbst bei einem annähernd rechteckigen Profil mit niedrigen Profilausläufern kann eine besonders kontrastreiche Struktur, die in diesem Bereich noch getroffen wird, einen derart starken Signalbeitrag liefern, dass sie kontrastärmere Strukturen überdeckt.

Die Form des Schichtprofils mit Halbschattenbereichen und Profilabrundungen beeinflusst also entscheidend die Trennschärfe zwischen aufeinanderfolgenden Schichten und damit die Qualität der Darstellung kleiner Bilddetails.

Trotz des verschliffenen Schichtempfindlichkeitsprofils entsteht bei der Direktrekonstruktion kein wesentlicher Nachteil in Bezug auf die Bildqualität. Bei der Direktrekonstruktion werden die einzelnen Schichten direkt aus einem Rohdatensatz rekonstruiert, welche dann einen Filterprozess durchlaufen, bei dem die Schichten, die näher zur Bildmitte liegen, stärker gewichtet werden. So kann durch die individuelle Festlegung des Rekonstruktionsinkrements retrospektiv für jedes Strukturdetail eine zentrale Bildposition „geschaffen“ und so eine Verbesserung der Detailerkennbarkeit erreicht werden.

Durch weitere mathematische Schritte wird zudem eine Annäherung des eher trapezförmigen Schichtempfindlichkeitsprofils an eine rechteckige Form erreicht.

Der Slab Viewer verwendet einen einmalig dünn-schichtigen direktrekonstruierten Datensatz, welcher anschließend zu dickeren Schichten summiert wird.

Dadurch, dass die mittleren, sich überlappenden Anteile der benachbarten Axialschichten zweifach in die Summation integriert werden, kommt es bei der Schichtaddition es zu einer betonten Wichtung der Schichtmitte. Die gewichteten Schichten werden anschließend addiert (also erst gewichtet und dann summiert), wodurch einige mathematische Schritte hier entfallen. Es fehlt somit ein wichtiger Schritt in der Verbesserung des Schichtempfindlichkeitsprofils hin zur rechteckförmigen Figur. Die Folge ist, dass die Auflösung in Longitudinalrichtung etwas leidet, da die Flanken des Schichtempfindlichkeitsprofils nicht mehr gestaltet werden können [Nagel HD 2002].

Dieser Tatsache muss im Hinblick auf die Funktion des Slab Viewers Beachtung geschenkt werden, der – basierend auf der Idee, dickere Schichten auf der Basis eines dünn-schichtigen „secondary raw data sets“ zu erstellen – ebenfalls mit gaußförmigen Profilen arbeiten muss. Dies hat theoretisch einen negativen Einfluss auf die Bildqualität.

4.3 Bildqualität der Bildnachverarbeitung: Unterschiede zur Direktrekonstruktion?

Die technischen Unterschiede zwischen den beiden Rekonstruktionsmethoden könnten zu der Überlegung führen, dass Partialvolumeneffekte in dickeren Schichten unterschiedlich ausfallen bzw. sich verschiedenartig darstellen und somit Unsicherheit in der Beurteilung verursachen könnten.

Die Resultate der Auswertungen dieser Arbeit ergaben jedoch, dass keine signifikanten Unterschiede in der Bildqualität zwischen den direktrekonstruierten und den nachbearbeiteten Bildern zu erkennen war:

für die Thoraxbilder ergab die Beurteilung beider Rekonstruktionsmethoden mittels der fünf Kriterien keine entscheidenden Differenzen.

Etwa 95% der Beurteilungen der Bildpaare aus Direktrekonstruktion und Bildnachverarbeitung zeigten hinsichtlich der einzelnen Kriterien identische Ergebnisse, wobei auch die Schichtdicke keine Rolle spielte, d.h. die Übereinstimmungen existierten sowohl bei 3mm als auch bei 5mm Schichtdicke.

In den wenigen diskrepanten Fällen betrug die Bewertungsdifferenz auf der 5-Punkte-Skala nur einen Punkt. Um theoretisch mögliche Unterschiede in der Bildqualität zwischen den beiden Rekonstruktionsverfahren aufzudecken, dienten insbesondere die Beurteilungskriterien „kleine Objekte“, „Kontrast“, „Bildrauschen“ und „Artefakte“.

Gerade die fehlende z-Filterung im Prozess des Postprocessings ließe vermuten, dass sich kleine Objekte schlechter abgrenzen ließen und aus einer Zunahme des Partialvolumeneffektes eine Verminderung der Kontrastauflösung resultierte.

Es erschien sinnvoll, zur Beurteilung des Kriteriums „kleine Objekte“ der Thoraxuntersuchungen im Weichteilfenster hauptsächlich kleine mediastinale oder axilläre Lymphknoten und im Lungenfenster kleine transversal angeschnittene Pulmonalarterien zu verwenden. Zur Beurteilung des Kriteriums „Kontrast“ dienten im Wesentlichen im Weichteilfenster kontrastierte Gefäße und im Lungenfenster das Lungenparenchym.

Wenn es qualitative Unterschiede gegeben hätte, wären sie insbesondere in den dickeren Schichten zu erwarten gewesen; doch auch hier wurden keine Differenzen zwischen den beiden Rekonstruktionsmethoden festgestellt.

Es erfolgten eine subjektive und eine quantitative Bestimmung des Bildrauschens.

Die quantitative Bestimmung des Bildrauschens erfolgte in der Aorta, da wir dort das homogenste Signalverhalten erwarteten. Es zeigte sich eine erwartungsgemäß größere Standardabweichung für das Lungen- als für das Weichteilfenster, aber kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Verfahren. Als Artefakte dienten insbesondere Aufhärungsartefakte, verursacht durch das Kontrastmittel in der Vena cava superior oder Aorta ascendens sowie durch Rippen. Aufgrund der fehlenden z-Filterung wäre eine ausgeprägtere Artefaktdarstellung bei den nachverarbeiteten Bildern denkbar gewesen. Aber auch bezüglich dieser Kriterien zeigte sich kein Unterschied zwischen Direktrekonstruktion und Bildnachverarbeitung.

Es muss erwähnt werden, dass die Ergebnisse dieser Arbeit speziell auf den Philips-CT zugeschnitten sind und aufgrund gerätetechnischer Beschränkungen nur die Anwendung und Untersuchung bestimmter Parameter möglich war, welche jedoch üblich sind für den alltäglichen Routinebetrieb in der Klinik.

In diesem Fall wurde der Slab Viewer zur Nachbearbeitung der Daten benutzt, dessen Software bestimmte Vorgaben ohne Modifikationsmöglichkeiten macht.

Die Grundidee des „secondary raw data sets“ ist, aus dünnen Kollimierungen nach Bedarf dickere Schichten fusionieren zu können. Theoretisch wären Basisschichten von 0,8 mm oder 1mm möglich, aber da das Untersuchungsprotokoll vom MX 8000 IDT 16 (Philips, Best, Niederlande) eine Kollimation von 16 x 1,5 vorsieht, war eine Rekonstruktion von 1mm-Schichten als „secondary raw data set“ nicht durchführbar.

In dieser Arbeit konnte lediglich auf eine minimale Schichtdicke von 2mm zurückgegriffen werden, die überlappend rekonstruiert (Rekonstruktionsinkrement von 1) und zu 3mm- und 5mm-Schichten addiert wurde.

Die Überlappung der 2mm-Schichten (Rekonstruktionsinkrement von 1) war in diesem Fall notwendig, weil bei Fusionierung mit der Funktion „Combine images“ und nicht-überlappender Rekonstruktion 2-, 4-, 6- und 8mm-Schichten entstanden wären. Die direktrekonstruierten Bilder lagen jedoch in 2-, 3- und 5mm-Schichten vor. Nur durch Überlappung im „secondary raw data set“ konnten 3- und 5mm-Schichten im Nachbearbeitungsprozess entstehen. Ohne überlappende Rekonstruktion wäre ein Vergleich zwischen Direktrekonstruktion und Postprocessing aufgrund der unterschiedlichen Schichtdicken nicht möglich gewesen.

Eine andere Möglichkeit hätte theoretisch dargestellt, dickere Ausgangsschichten zu benutzen (wie z.B. 5mm-Schichten), aber dies widerspräche dem Sinn des „secondary raw data set“. Dieses soll ausschließlich dünn-schichtig sein. In der

Bildnachverarbeitung auf Basis der dünnen Schichten sollen dickere Schichten rekonstruiert werden können, damit bei einem unklaren Befund aus einer dicken Schicht in eine feine Schichtung umgeschaltet werden kann. Wenn dicke Schichten bereits die Ausgangsschicht für die anschließende Nachbearbeitung sind, ist ein Wechsel in eine dünne Schicht nicht möglich und die Idee des „secondary raw data sets“ sabotiert.

Aus genannten Gründen liegt daher kein Vergleich von anderen Ausgangsschichten vor, als von der des 2mm-„secondary raw data sets“ mit überlappender Rekonstruktion.

Die Frage, ob es Unterschiede in der Bildqualität gäbe, wenn Parameter verändert würden, ließ sich hier nicht beantworten, aber es besteht die Möglichkeit, dass bei Anwendung anderer Computertomographen oder veränderter Geräteeinstellungen andere Resultate auftreten.

Theoretisch könnte eine Veränderung des „secondary raw data sets“ durch nicht-überlappende Schichtführung oder die Verwendung von anderen Schichtdurchmessern zu Unterschieden in der Qualität von direktrekonstruierten und nachbearbeiteten Bildern führen.

Eine Einschränkung in der vorliegenden Studie ist also, dass keine allgemeingültigen Aussagen getroffen werden können. Ihre Durchführung wurde dennoch als berechtigt betrachtet, weil sie Parameter einschloss, die in der alltäglichen Routine Verwendung finden und die Ergebnisse sich als nützlich für die praktische Befundung erweisen.

Die hier genannten Limitationen könnten zum Gegenstand zukünftiger Untersuchung gemacht werden.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel: Mit dem Verfahren der Bildnachverarbeitung im MSCT kann während der Befundung durch eine Neurekonstruktion mittels Schichtaddition zwischen dünnen und dicken Schichten umgeschaltet werden, um einen unklaren Befund interaktiv und in Echtzeit abzuklären.

Voraussetzung für die Anwendung der Bildnachverarbeitung (Slab Viewer) im klinischen Alltag ist, dass die Qualität der nachverarbeiteten Bilder mit der Qualität der direktrekonstruierten Bilder übereinstimmt. In dieser Arbeit wurden MSCT-Thoraxuntersuchungen direktrekonstruiert und nachbearbeitet und anschließend in ihrer Bildqualität verglichen.

Material und Methode: Es wurden MSCT-Untersuchungen (Mx 8000 IDT, Philips, Best, Niederlande) des Thorax von 20 Patienten (Durchschnittsalter 56 Jahre, min-max: 17-90 Jahre) unter Verwendung folgender Parameter durchgeführt: 120 kV, 94 effektive mAs, 16x1,5 mm Kollimation, Pitch 0,575, 512x512 Matrix, Field of View 371 mm x 371 mm, $CTDI_{vol} = 6,3$ mGy, $DLP = 210$ mGy x cm. Von sämtlichen Untersuchungen wurden axiale Schichten mit 3 und 5 mm Dicke zum einen über Direktrekonstruktion aus den Rohdaten und zum anderen mittels Bildnachverarbeitung erstellt. Die korrespondierenden Bilder aus Direktrekonstruktion und Bildnachverarbeitung (Lungen- und Weichteilfenster) wurden paarweise von 2 Radiologen geblindet hinsichtlich der folgenden 5 Kriterien (5-Punkte-Skala) beurteilt: Abgrenzung von Organstrukturen, Randkontur kleiner Objekte, Kontrast, Bildrauschen, Artefakte. Unterschiede zwischen Direktrekonstruktion und Bildnachverarbeitung hinsichtlich dieser Kriterien wurden mittels Wilcoxon-Test analysiert. Ein Effekt wurde als signifikant bewertet, wenn nach Bonferroni-Korrektur das Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$ erreicht war. Das Bildrauschen wurde zusätzlich quantitativ mittels einer Region of Interest in der Aorta thorakalis untersucht.

Ergebnisse: Für Lungen- und Weichteilfenster, die beiden Untersucher sowie alle Qualitätskriterien zusammenfassend, wurden Direktrekonstruktion und Bildnachverarbeitung in 96% (3mm Schichtdicke) bzw. in 95% (5mm Schichtdicke) der Fälle gleich bewertet. In den Fällen mit diskrepanter Bewertung lag der Unterschied bei maximal einem Punkt auf der 5er-Skala. Die statistische Auswertung mittels Wilcoxon-Test und die quantitative Analyse des Bildrauschens ergaben keinen Unterschied zwischen den beiden Verfahren.

Schlußfolgerungen: Die interaktive Erstellung aufaddierter Schichten liefert im Vergleich zur herkömmlichen Direktrekonstruktion eine gleichwertige Bildqualität. Das Resultat dieser Arbeit lautet, dass der Slab Viewer in der klinischen Praxis anwendbar ist und in Zukunft die Arbeitsabläufe verbessern kann.

6 Literaturverzeichnis

Berkenblit R, Hoenig D, Lerer D, Moses M, Minsky L (2013) Comparison of 0,625-mm source computed tomographic images versus 5-mm thick reconstructed images in the evaluation for renal calculi in at-risk patients. *J Endourol.* 27(2):238-41.

Bitschnau S, Oberholzer K, Kreitner KF, Otto G, Thelen M, Mildemberger P (2004) CT-angiography with a 16-row CT scanner for perioperative evaluation of the hepatic arteries. *Rofo* 176(11):1634-40.

Blobel J, Baartman H, Rogalla P, Mews J, Lembcke A (2003) Spatial and temporal resolution with 16-slice computed tomography for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 175(9):1264-71.

Catalano C, Laghi A, Fraioli F, Pediconi F, Napoli A, Danti M, Reitano I, Passariello R (2003) Pancreatic carcinoma: the role of high-resolution multislice spiral CT in the diagnosis and assessment of resectability. *Eur Radiol.* 13(1):149-56.

Chen B, Barnhart H, Richard S, Colsher J, Amurao M, Samei E (2012) Quantitative CT: technique dependence of volume estimation on pulmonary nodules. *Phys Med Biol* 7;57(5):1335-48.

Chiu KW, Lakshminarayan R, Ettles DF (2013] Acute aortic syndrome: CT findings. *Clin Radiol* 68(7):741-8.

Clevert DA, Sterzik A, Braunagel M, Notohamiprodjo M, Graser A (2013) Modern imaging of kidney tumors. *Urologe* 52(4):515-26.

De Graaf FR, van Velzen JE, de Boer SM, van Werkhoven JM, Kroft LJ et al (2013) Non-invasive computed tomography coronary angiography as a gatekeeper for invasive coronary angiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 29(1):221-8.

Deutsche Röntgengesellschaft e.V. (2007) Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie [online im Internet.] URL: http://www.drg.de/docs/anweisungen/leitlinie-baek_ct-2007.pdf [Stand: 29.01.2013, 16:34]

Dewey M, Hamm B (2007) CT coronary angiography: examination technique, clinical results and outlook on future developments. *Rofo* 179(3):246-60.

Fischbach F, Knollmann F, Griesshaber V, Freund T, Akkol E, Felix R (2003) Detection of pulmonary nodules by multislice computed tomography: improved detection rate with reduced slice thickness. *Eur Radiol.* 13(10):2378-83.

Fleiter TR, Mervis S (2007) The role of 3D-CTA in the assessment of peripheral vascular lesions in trauma patients. *Eur J Radiol.* 64(1):92-102.

Franiel T, Diederichs G, Engelken F, Elgeti T, Rost J, Rogalla P (2009) Multi-detector CT in peritoneal carcinomatosis: diagnostic role of thin slices and multiplanar reconstructions. *Abdom Imaging* 34(1):49-54.

Geyer LL, Körner M, Linsenmaier U, Wirth S, Reiser M, Meindl T (2013) Polytrauma: optimal imaging and evaluation algorithm. *Semin Musculoskelet Radiol.* 17(4):371-9.

Gore RM, Thakrar KH, Wenzke DR, Newmark GM, Mehta UK, Berlin JW (2012) That liver lesion on MDCT in the oncology patient: is it important? *Cancer Imaging* 28;12:373-84.

Harvey JJ, Hoey ET, Ganeshan A (2013) Imaging of the aortic valve with MRI and CT angiography. *Clin Radiol.* 68(12):1192-205.

Hayter RG, Rhea JT, Small A, Tafazoli FS, Novelline RA (2006) Suspected aortic dissection and other aortic disorders: multi-detector row CT in 373 cases in emergency setting. *Radiology* 238(3):841-52.

Hein PA, Romano VC, Lembcke A, May J, Rogalla P (2009) Initial experience with a chest pain protocol using 320-slice volume MDCT. *Eur Radiol.* 19(5):1148-55

Hoffstetter P, Herold T, Daneschnejad M, Zorger N, Jung EM, Feuerbach S, Schreyer AG (2008) Non-trauma-associated additional findings in whole-body CT examinations in patients with multiple trauma. *Rofo* 180(2):120-6.

Hsiao EM, Rybicki FJ, Steigner M (2010) CT coronary angiography: 256-slice and 320-detector row scanners. *Curr Cardiol Rep.* 12(1):68-75.

Iezzi R, Cotroneo AR, Filippone A, Di Fabio F, Santoro M, Storto ML (2007) MDCT angiography in abdominal aortic aneurysm treated with endovascular repair: diagnostic impact of slice thickness on detection of endoleaks. *AJR Am J Roentgenol.* 189(6):1414-20.

Kalender WA (2006) Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. 2. überarbeitete und erweiterte Auflage. Publicis Corporate Publishing, Erlangen.

Kang EJ, Lee J, Lee KN, Kwon H, Ha DH, Kim RB (2013) An initial randomized study assessing free-breathing CCTA using 320-detector CT. *Eur Radiol.* 23(5):1199-209.

Kasel AM, Cassese S, Bleiziffer S, Amaki M, Hahn RT, Kastrati A, Sen Gupta PP (2013) Standardized imaging for aortic annular sizing: implications for transcatheter valve selection. *JACC Cardiovasc Imaging* 6(2):249-62.

Kohl G (2005) The evolution and state-of-the-art principles of multislice computed tomography. *Proc Am Thorac Soc.* 2(6):470-6, 499-500.

Kopka L, Rogalla P, Hamm B (2002) Multislice CT of the abdomen – current indication and future trends. *Rofo* 174(3):273-82.

Leipsic J, Gurvitch R, Labounty TM (2011) Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. *JACC Cardiovasc Imaging* 4(4):416-29.

- Lewis MA (2001) Multislice CT: opportunities and challenges. *Br J Radiol.* 74(885):779-81.
- Maintz D, Ozgun M, Hoffmeier A, Quante M, Fischbach R, Manning WJ, Heindel W, Botnar RM (2007) Whole-heart coronary magnetic resonance angiography: value for the detection of coronary artery stenoses in comparison to multislice computed tomography angiography. *Acta Radiol.* 48(9):967-73.
- Mori K, Hirose T, Machida S, Yokoi K, Tominaga K, Moriyama N, Sasagawa M (1998) Helical computed tomography diagnosis of pleural dissemination in lung cancer: comparison of thick-section and thin-section helical computed tomography. *J Thorac Imaging* 13(3):211-8.
- Mori S, Endo M, Obata T, Tsunoo T, Susumu K, Tanada S (2006) Properties of the prototype 256-row (cone-beam) CT scanner. *Eur Radiol.* 16(9):2100-8.
- Nagel HD (2002) Strahlenexposition in der Computertomographie. Grundlagen, Einflußfaktoren, Dosisermittlung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe. CTB Publications
- Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Brüning R, Reiser MF (1999) The technical bases and uses of multi-slice CT. *Radiologe* 39(11):923-31.
- Pan Z, Zhang H, Yan C, Du L, Ding B, Song Q, Ling H, Huang B, Chen K (2010) Determining gastric cancer resectability by dynamic MDCT. *Eur Radiol.* 20(3):613-20.
- Pannu HK, Horton KM, Fishman EK (2003) Thin section dual-phase multidetector-row computed tomography detection of peritoneal metastases in gynecologic cancers. *J Comput Assist Tomogr.* 27(3):333-40.
- Petrou M, Quint LE, Nan B, Baker LH (2007) Pulmonary nodule volumetric measurement variability as a function of CT slice thickness and nodule morphology. *AJR Am J Roentgenol* 188(2):306-12.
- Philips Medical System (2003) Slab Viewer Standard Viewing Software. (Eindhoven, Niederlande)[Online im Internet]URL: http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Documents/Visualization_software/Slab_viewer.pdf[Stand: 18.01.2014, 15.00]
- Riedel CH, Zoubie J, Ulmer S, Gierthmuehlen J, Jansen O (2012) Thin-slice reconstructions of nonenhanced CT images allow for detection of thrombus in acute stroke. *Stroke* 43(9):2319-23.
- Rogalla P, Janka R, Baum U, Feuerbach S, Helmberger H, Rieber-Brams A, Brambs HJ, Aschoff A (2008) CT colography: guideline of the Gastrointestinal Diagnostics Team of the German Radiology Society regarding the indication and technical implementation of endoluminal colon diagnostics using computed tomography (known as virtual colonoscopy). *Rofo* 180(5):466-9.

Salvolini L, Renda P, Fiore D, Scaglione M, Piccoli G, Giovagnoni A (2008) Acute aortic syndromes: Role of multi-detector row CT. *Eur J Radiol.* 65(3):350-8.

Schoepf UJ, Brüning R, Becker C, Eibel R, Hong C, von Rückmann B, Stadie A, Reisler MF (1999) Imaging of the thorax with multislice spiral CT. *Radiologe* 39(11):943-51.

Shankar JJ, Lum C (2011) Whole brain CT perfusion on a 320-slice CT scanner. *Indian J Radiol Imaging.* 21(3):209-14.

Shareghi S, Gopal A, Gul K, Matchinson JC, Wong CB, Weinberg N, Lensky M, Budoff MJ, Shavelle DM (2010) Diagnostic accuracy of 64 multidetector computed tomographic angiography in peripheral vascular disease. *Catheter Cardiovasc Interv.* 75(1):23-31.

Soon K, Wong C (2012) Coronary computed tomography angiography: a new wave of cardiac imaging. *Intern Med J.* 42 Suppl 5:22-9.

Stiller W (2011) Principles of multidetector-row computed tomography. *Radiologe* 51(7):625-37.

Theisen D, von Tengg-Kobligk H, Michaely H, Nikolaou K, Reiser MF, Wintersperger BJ (2007) CT angiography of the aorta. *Radiologe* 47(11):982-92.

Thurn P, Bücheler E, Lackner KJ, Thelen M (2005) Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen, 11. Auflage, Thieme, Stuttgart

Uehara M, Funabashi N, Takaoka H, Komuro I (2011) Quality of coronary arterial 320-slice computed tomography images compared with 16-slice computed tomography images in subjects with chronic atrial fibrillation. *Int J Cardiol.* 149(2):e90-3.

Wahidi MM, Govert JA, Goudar RK, Gould MK, McCrory DC (2007) Evidence for the treatment of patients with pulmonary nodules: when is it lung cancer? ACCP evidence-based clinical practice guidelines (2nd edition). *Chest* 132(3 Suppl):94S-107S.

Walsh SL, Nair A, Hansell DM (2013) Post-processing applications in thoracic computed tomography. *Clin Radiol.* 22.doi:pii:S0009-9260(12)00348-0. 10.1016/j.crad.2012.05.018.[Epub ahead of print].

Wedegärtner U, Lorenzen M, Nagel HD, Koops A, Weber C, Nolte-Ernsting C, Schoder V, Adam G (2004) Image quality of thin- and thick-slice MSCT reconstructions in low-contrast objects (liver lesions) with equal doses. *Rofo* 176(11):1676-82.

Wessling J, Fischbach R, Borchert A, Kugel H, Allkemper T, Osada N, Heindel W (2006) Detection of colorectal polyps: comparison of multi-detector row CT and MR colonography in a colon phantom. *Radiology* 241(1):125-31.

Yikilmaz A, Karahan OI, Senol S, Tuna IS, Akyildiz HY (2011) Value of multislice computed tomography in the diagnosis of acute mesenteric ischemia. *Eur J Radiol.* 80(2):297-302.

Zorger N, Schreyer AG (2009) Multidetector computed tomography in abdominal emergencies. Radiologe 49(6):523-32.

7 Danksagung

Ich danke Prof. Dr. Ulrike Wedegärtner und meinen Eltern.

8 Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: