

Aus dem Institut für Klinische Radiologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. M. Reiser

**Mehrschicht-Spiral-Computertomographie:  
Multiplanare Rekonstruktionen und  
Maximum Intensity Projections  
in der Lungendiagnostik**

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

vorgelegt von

Tobias Robert Türk

aus

München

Jahr

2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser

Mitberichterstatter: Prof. Dr. J. Behr

Mitbetreuung durch  
den promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Roger Eibel

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2008

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	8
	Historischer Rückblick.....	8
	Thoraxdiagnostik.....	10
	Computertomographie.....	13
	Konventionelle CT.....	14
	Spiral-CT.....	18
	Mehrschicht-Spiral-CT.....	25
	Zwei- und Dreidimensionale Rekonstruktionen.....	29
	Fragestellung dieser Studie.....	31
2	Material und Methoden.....	33
2.1	Generelles.....	33
2.2	Phantomstudie.....	33
2.2.1	Bildrekonstruktion.....	34
2.2.2	Auswertungen.....	34
2.3	Patientenstudie zur Schichtdicke.....	34
2.3.1	Patientenkollektiv.....	34
2.3.2	Bildrekonstruktion.....	34
2.3.3	Auswertungen.....	34
2.4	Patientenstudien zu diversen Krankheitsbildern.....	35
2.4.1	Studie zu nodulären pulmonalen Läsionen.....	35
2.4.1.1	Patientenkollektiv.....	35
2.4.1.2	Bildrekonstruktion.....	35
2.4.1.3	Auswertungen.....	35
2.4.2	Studien zu Erkrankungen des Lungenparenchyms.....	36
2.4.2.1	Emphysematöse Lungenerkrankungen.....	36
2.4.2.2	Granulomatöse Lungenerkrankungen.....	37
2.4.2.3	Infektiöse Lungenerkrankungen.....	37
2.5	Studie zur Darstellung des Mediastinums im Weichteilkernel und -fenster...	37
3	Statistik.....	39
4	Ergebnisse.....	40
4.1	Phantomstudie.....	40
4.2	Patientenstudie zur Schichtdicke.....	43
4.3	Studien zu diversen Krankheitsbildern.....	51
4.3.1	Studie zu nodulären pulmonalen Läsionen.....	51

4.3.2 Studien zu Erkrankungen des Lungenparenchyms.....	58
4.3.2.1 Emphysematöse Lungenerkrankungen.....	58
4.3.2.2 Granulomatöse Lungenerkrankungen.....	68
4.3.2.3 Infektiöse Lungenerkrankungen.....	71
4.4 Studie zur Darstellung des Mediastinums im Weichteilkern und -fenster...77	
5 Diskussion.....	88
6 Zusammenfassung.....	99
Literatur.....	100
Eidesstattliche Erklärungen.....	105
Danksagung.....	106
Lebenslauf.....	107

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Wilhelm Conrad Röntgen.....	8
Abbildung 2: Frau Röntgens beringte Hand.....	9
Abbildung 3: Prinzip der konventionellen Tomographie.....	12
Abbildung 4: Strahlengang bei der Computertomographie.....	13
Abbildung 5: Schema der Bildentstehung.....	14
Abbildung 6: Einfluß der Schichtdicke auf die Bilddarstellung.....	15
Abbildung 7: Die Hounsfieldskala.....	16
Abbildung 8: Aufnahmeprinzip der Spiral-CT.....	19
Abbildung 9: Bildrekonstruktion bei Spiral CT.....	20
Abbildung 10: Einfluß der z-Interpolation auf das SSP.....	21
Abbildung 11: Einfluß des Pitches auf das SSP.....	22
Abbildung 12: Das Dilemma der Einzelschicht-SCT.....	23
Abbildung 13: Die Motivation für die Mehrschicht-SCT!.....	25
Abbildung 14: Konstruktionsprinzip des Fixed-Array-Detektors.....	26
Abbildung 15: Konstruktionsprinzip des Adaptive-Array-Detektors.....	27
Abbildung 16: Kollimierte Schichtdicken und Ausleseschemata des Adaptive-Array Detektors.....	27
Abbildung 17: Stabilität des Schichtsensitivitätsprofils des Mehrzeilencomputertomographen Volume Zoom.....	28
Abbildung 18: Potential der MSCT für klinische Anwendungen.....	29
Abbildung 19: Repräsentatives MPR-Schnittbild des Phantoms.....	41
Abbildung 20: Positionsgleiches MIP-Schnittbild des Phantoms.....	41
Abbildung 21: Coronare MPR einer Patientin mit multiplen Rundherden.....	53
Abbildung 22: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin.....	54
Abbildung 23: Coronare MPR einer 45jährigen Patientin mit Bronchiektasen und poststenotischem emphysematösem Parenchymverlust.....	58
Abbildung 24: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin.....	59
Abbildung 25: MPR einer 57jährigen Patientin mit COPD.....	60
Abbildung 26: STS-MIP derselben Patientin.....	61
Abbildung 27: Coronare MPR eines 18-jährigen Patienten mit Cystischer Fibrose...	62
Abbildung 28: Sagittale MPR desselben Patienten.....	63
Abbildung 29: Coronare MPR eines Patienten mit bronchoalveolärem Carcinom.....	64
Abbildung 30: Sagittale MPR desselben Patienten.....	65
Abbildung 31: Coronare MPR eines Patienten mit idiopathischer Lungenfibrose.....	66

Abbildung 32: Sagittale MPR desselben Patienten.....	67
Abbildung 33: Coronare MPR eines 37-jährigen Patienten.....	68
Abbildung 34: Korrespondierende STS-MIP desselben Patienten.....	69
Abbildung 35: Coronare MPR eines 63-jährigen Patienten mit V.a. Sarkoidose.....	70
Abbildung 36: Korrespondierende STS-MIP desselben Patienten.....	71
Abbildung 37: Axiale MPR einer 35-jährigen Patientin mit Kaverne und Z.n. Aspergillom.....	72
Abbildung 38: Coronare MPR derselben Patientin.....	73
Abbildung 39: Coronare MPR eines 47-jährigen Patienten bei Z.n. karnifizierender Pneumonie.....	74
Abbildung 40: Korrespondierender Sagittalschnitt desselben Patienten.....	75
Abbildung 41: Coronare MPR einer 72-jährigen Patientin mit Mamma-Carcinom....	77
Abbildung 42: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin.....	78
Abbildung 43: Sagittale MPR derselben Patientin.....	79
Abbildung 44: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin.....	80
Abbildung 45: Coronare MPR einer 17 Jahre alten Patientin mit M. Hodgkin.....	81
Abbildung 46: Coronare MPR derselben Patientin in einer anderen Ebene.....	81
Abbildung 47: Sagittale MPR eines 43-jährigen Patienten mit Pleuraempyem.....	82
Abbildung 48: Ausspielung einer korrespondierenden MPR desselben Patienten in Lungenkernel und -fenster.....	83
Abbildung 49: Coronare MPR eines 64-jährigen mit Bronchialcarcinom.....	84
Abbildung 50: Korrespondierende sagittale MPR des Patienten.....	85
Abbildung 51: Coronare MPR desselben Patienten.....	86
Abbildung 52: Korrespondierende sagittale MPR.....	87

## Verzeichnis der Diagramme

Diagramm 1: Interrater Reliabilität der Phantomstudienauswertung.....	40
Diagramm 2: Unterschiede der Rekonstruktionstechniken am Phantom.....	41
Diagramm 3: Unterschiede der Positionierung des Phantoms in der Gantry.....	42
Diagramm 4: Unterschiede der Rekonstruktionsebenen am Phantom.....	43
Diagramm 5: Interrater Reliabilität der Beurteilungen mittels Intraclass-Correlation.	44
Diagramm 6: Unterschiede der Rekonstruktionstechniken .....	45
Diagramm 7: Unterschiede der Rekonstruktionsebenen.....	46
Diagramm 8: Mittelwerte der Bewertungen nach Schichtdicke geteilt.....	47
Diagramm 9: Mittelwerte der Bewertungen bei den MPR nach Rekonstruktionsebenen.....	48
Diagramm 10: Mittelwerte der Bewertungen bei den MPR nach Schichtdicken.....	49
Diagramm 11: Mittelwerte der Bewertungen in der STS-MIP nach Rekonstruktionsebenen.....	50
Diagramm 12: Mittelwerte der Bewertungen der STS-MIP nach Schichtdicken.....	50
Diagramm 13: Interrater Correlation der Rundherd-Studie.....	52
Diagramm 14: Diagnosesicherheit in Gruppe 1.....	55
Diagramm 15: Detektierte Rundherde in Gruppe 2.....	56
Diagramm 16: Selbsteinschätzung der Diagnosesicherheit in Gruppe 2.....	56
Diagramm 17: Mittelwerte der detektierten Rundherde in Gruppe 3.....	57
Diagramm 18: Selbsteinschätzung der Diagnosesicherheit in Gruppe 3.....	57

# ***1 EINLEITUNG***

## **Historischer Rückblick**

Am Abend des 8. Novembers 1895 entdeckte Wilhelm Conrad Röntgen (*Abbildung 1*) ein Phänomen, welches die Medizin ebenso revolutionierte, wie die Entdeckung des Penicillins durch Sir Alexander Fleming im Jahre 1928: Die "XStrahlen", wie Röntgen sie selbst nannte. Dies war der Startschuß zu einer äußerst faszinierenden und bis zum heutigen Tage andauernden Serie von weiteren Entdeckungen, Erfindungen und Innovationen.

Nachdem Röntgen zum ersten Mal aufgefallen war, daß ein Fluoreszenz-papier an einer Stelle seines Labors aufleuchtete, wo es nicht von sichtbaren Strahlen seines

Experiments erreicht werden konnte, erforschte und experimentierte er selbst noch mehrere Wochen mit den neuen Strahlen, um deren Charakteristika genauer zu erkunden. Die enorme Durchdringungsfähigkeit der neuen Strahlen untersuchte er in einer Reihe von Experimenten und Tests an einer Vielzahl von Materialien. Zum Nachweis seiner Entdeckungen fertigte er unter anderem die ersten Röntgenbilder der Geschichte an. Die Hand seiner Frau photographierte er mit einer Durchleuchtungszeit von über 20 Minuten (*Abbildung 2*). Dann erst, am 28. Dezember 1895 reichte er sein Manuskript "*Eine neue Art von Strahlen*" bei der Würzburger Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft ein. In dieser ersten Veröffentlichung gab Röntgen auch mit seinen Bildern die künftigen Anwendungen der neuen Strahlen vor: Medizin und Werkstoffprüfung.

Seiner Persönlichkeit wurden neben großer Gewissenhaftigkeit und handwerklichem Geschick, größte Bescheidenheit zugeschrieben: Er verzichtete zum Wohl der Allgemeinheit auf die Patentierung seiner Entdeckung. Nicht zuletzt



***Abbildung 1: Wilhelm Conrad Röntgen***

***Für die Entdeckung der nach ihm benannten Strahlen wurde er 1901 mit dem ersten Nobelpreis für Physik ausgezeichnet.***

deswegen wurden die Strahlen zurecht nach ihrem Entdecker benannt und Röntgen im Jahre 1901 der erste Nobelpreis in Physik verliehen.



**Abbildung 2: Frau Röntgens beringte Hand**

*Diese erste Aufnahme erregte damals großes Aufsehen und ist heute wohl das berühmteste und bekannteste Röntgenbild.*

Röntgenstrahlen. Im Mai 1896 erschien in London die erste röntgenologische Fachzeitschrift "*Archives of Skiagraphy*", das spätere "*British Journal of Radiology*". In Hamburg kam im September desselben Jahres die erste Ausgabe der "*Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen*" als erste deutsche Zeitschrift dieses Genres heraus. In derselben Zeit und mit ähnlicher Vehemenz in der Entwicklung wurden Röntgenstrahlen zur Behandlung von Hauterkrankungen und Krebs ausprobiert und eingesetzt. Es setzte eine geradezu explosionsartige Forschung mit den neuen Strahlen ein und ihre Verwendung wurde auf allen möglichen Gebieten ausprobiert (Nolan DJ, 1995; Wolf KJ, 1995; Thurn P, Bücheler E, 1992).

In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurde die Technik der Röntgenuntersuchungen kontinuierlich verbessert, sowie neue Methoden und Hilfsmittel entdeckt und entwickelt: Mit positiven und negativen Kontrastmitteln zur Darstellung der Hohlorgane und Gefäße wurde bereits wenige Wochen nach Röntgens Entdeckung experimentiert. Die Verwendbarkeit von Halogenen war dabei die bahnbrechende Entdeckung (Wolf KJ, 1995). 1953 führte Seldinger sein Verfahren zur Katheterisierung in die perkutane Angiographie ein, die bis zum heutigen Tage ein Standardverfahren sowohl in der Diagnostik wie auch der Therapie vor allem des Herz-Kreislaufsystems ist (Seldinger SL, 1953).

Die allgemeine Verfügbarkeit und die leichte Erzeugbarkeit der Röntgenstrahlen führte zu einer lawinenartigen Ausbreitung der neuen Entdeckung und rasch zu einer Flut von Publikationen in der medizinischen, wissenschaftlichen und allgemeinen nationalen und internationalen Presse. Schon im Januar 1896 wurden erste medizinisch indizierte Röntgenaufnahmen angefertigt, im Februar startete das *British Medical Journal* eine wöchentliche Serie, in der über die Anwendung von XStrahlen berichtet wurde. In fast jeder Ausgabe der medizinischen Zeitschrift dieser Tage erschienen Artikel und Mitteilungen über persönliche Beobachtungen und Erfahrungen mit den neuen

## **Thoraxdiagnostik**

Auch die ersten Untersuchungen des Thorax wurden im Jahre 1896 durchgeführt. Zunächst als Durchleuchtung, aber schon bald konnten die ersten Thoraxbilder, wenn auch mit langer Belichtungszeit, angefertigt werden. Wegen der schlechten Qualität der Bilder, bedingt durch die unzureichende Ortsauflösung, des geringen Signal-zu-Rausch Verhältnis und der Bewegungen des Patienten während der langen Aufnahmezeiten, blieb die Fluoroskopie jedoch bis über die Jahrhundertwende hinaus die primäre Röntgenuntersuchung des Thorax. Vor allem bei der Früherkennung der Tuberkulose erwies sich das Röntgen den bis dato vorhandenen klinischen Untersuchungsmethoden als überlegen. In Frankreich wurde die Röntgendurchleuchtung deshalb schon im Jahre 1897 bei der Musterung der Militärpflichtigen obligatorisch eingeführt! (Krause P, 1909)

Im Laufe des letzten Jahrhunderts wurde auch die Qualität der Röntgenbilder und deren Anfertigung verbessert: Die ersten Röntgenbilder wurden noch mit minutenlangen Expositionszeiten angefertigt, da die Röntgenstrahlen den Film direkt schwärzten. Neben stärker intensivierenden Schirmen für die Durchleuchtungsuntersuchungen wurden auch Film-Folien-Systeme entwickelt und kontinuierlich verbessert. Dabei regen die Röntgenstrahlen die Fluoreszenzschichten der Folien an, deren sichtbare Strahlen wiederum die Filme schwärzen. Durch diesen Verstärkungseffekt konnte die Expositionszeit dramatisch verkürzt und die Patientendosis reduziert werden. Ebenso wurden bessere Röhren und Generatoren entwickelt. Neue Phototimer ermöglichten eine Standardisierung der Expositionszeiten (Morgan RH, 1942) und zusammen mit Entwicklungsautomaten konnten in der Mitte des Jahrhunderts routinemäßig qualitativ höherwertige Bilder in größerem Umfang produziert werden. Die Bilder wurden auch in den folgenden Jahrzehnten stetig qualitativ verbessert.

In den achtziger Jahren des 20. Jahrhunderts kam eine völlig neue Technik auf: Die digitale Radiographie. Dabei wird das Strahlenrelief von einem Detektorsystem registriert und zu einem digitalen Bild umgewandelt. Dies ermöglicht vollkommen neue Möglichkeiten der Nachverarbeitung, der Speicherung und des Transportes: Während bis dato der Film Aufnahme-, Speicher- und Darstellungsmedium in einem war, wurden nun die Arbeitsschritte getrennt und konnten separat verbessert werden. Damit können nun der Radiologe und der behandelnde Arzt zeitgleich an verschiedenen Orten jeweils an ihren Arbeitsplätzen die Bilder betrachten, nachbearbeiten und gegebenenfalls über den Fall konferieren (Hansell DM, 1997; Heitzman ER, 2000, Thurn P, Bücheler E, 1992).

Analog mit der Verbesserung der Röntgentechnik, der Qualität der Bilder und der Untersuchungsmöglichkeiten wuchs das Wissen über die Darstellung der Anatomie und der Pathologien. Während die röntgendichteren Strukturen wie Zwerchfell, Rippen, Herz, etc. von Beginn an relativ unstrittig waren und lediglich mit der Qualitätsverbesserung Detailkenntnisse hinzukamen, wurde doch über 50 Jahre darüber gestritten, welches anatomische Korrelat der Lungenzeichnung entspricht. So gab es noch in den 40er Jahren namhafte radiologische Lehrbücher, in denen kategorisch behauptet wurde, die Schatten der Lungenzeichnung seien durch die Bronchien verursacht (Hansell DM, 1997)! Ebenso bemerkenswert ist, dass die pulmonalvenöse Stauung erst 1958 auf einem Röntgenbild erkannt und beschrieben worden ist (Simon M, 1958, Hansell DM, 1997).

Trotz all dieser Fortschritte in der Röntgentechnik bleiben in der Thoraxdiagnostik mit Thoraxübersichtsaufnahme und Durchleuchtung mehrere Limitationen zurück, die für diese Darstellungstechniken prinzipimmanent und unüberwindbar sind: Beide Darstellungen sind Zentralprojektionen mit einem Strahlenkegel aus dem Fokus der Anode. Nur der senkrechte, zentrale Strahl gibt die zwischen Röntgenröhre und Film bzw. Bildverstärker befindlichen Objekte nicht verzeichnet dar. Je weiter die Objekte vom Lotstrahl entfernt sind, um so größer wird der geometrische Fehler und die Objekte in falschen Proportionen abgebildet. Unabhängig von der Lage zum Lot ist die Größenkonstanz: Die im Strahlenkegel liegenden Objekte werden immer vergrößert dargestellt. Die Vergrößerung durch die Strahlengeometrie hängt von dem Abstand des Objektes zu Fokus und Film ab: Sie wird minimiert bei möglichst großem Fokus-Objekt-Abstand und kleinem Objekt-Film-Abstand.

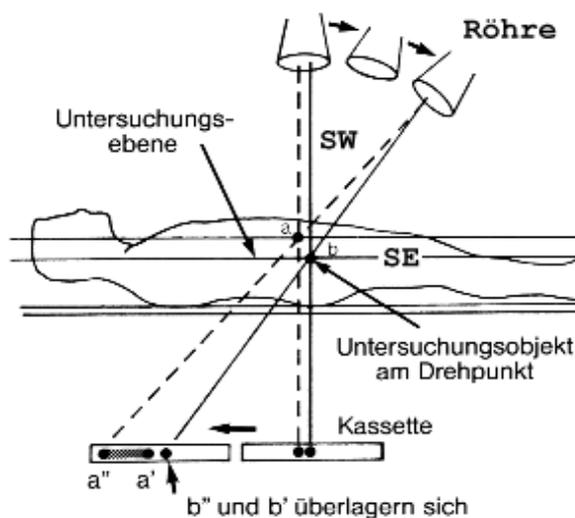
Zudem sind sowohl das Röntgenbild als auch die Durchleuchtung Summationsbilder, d.h. alle Organe in den verschiedenen Körperschichten überlagern sich. Dies versucht man zu kompensieren, indem eine weitere Betrachtungsebene

hinzugefügt wird, z.B. neben dem Thorax in posterior-anteriorem Strahlengang (p.a.) eine seitliche Aufnahme, um so zusätzliche Aussagen zu ermöglichen. Beispielsweise sind retrocardiale Strukturen auf dem p.a.-Bild kaum beurteilbar. Das Seitbild liefert dann wertvolle Zusatzinformationen.

In der Reihenfolge der radiologischen Untersuchungen des Thorax steht die Übersichtsaufnahme p.a. oder in zwei Ebenen noch immer an erster Stelle. Als weiterführende Untersuchung gab es lange Zeit nur die Durchleuchtung. Sie hat den Vorteil, im Gegensatz zur Momentaufnahme des Bildes, Bewegungsabläufe zeigen und durch Variation der Projektionsebene verdächtige Läsionen oder Fremdkörper überlagerungsfrei projizieren zu können. Jedoch sind nur Aussagen über größere Veränderungen möglich, da die Durchleuchtung in Kontrast, Bildschärfe und auch Detailreichtum der Projektionsradiographie unterlegen ist. Ein erfahrener Untersucher kennt diese Limitationen und ist so vor Fehldiagnosen gewarnt. Zudem ist eine beliebig häufige Reproduktion der Durchleuchtungserkenntnisse wegen der Strahlenbelastung ausgeschlossen! (Thurn P, Bücheler E, 1992)

Als weitere Möglichkeit wurde die Tomographie entwickelt: Durch gleichzeitiges, gegenläufiges

Parallelverschieben von Film und Röntgenröhre stellt sich lediglich die Parallelebene im Drehpunkt scharf dar, während die Strukturen davor und dahinter »verwischen«. Dies war lange Zeit die beste radiologische Diagnosemethode für z.B. zentral im Hilus sitzende

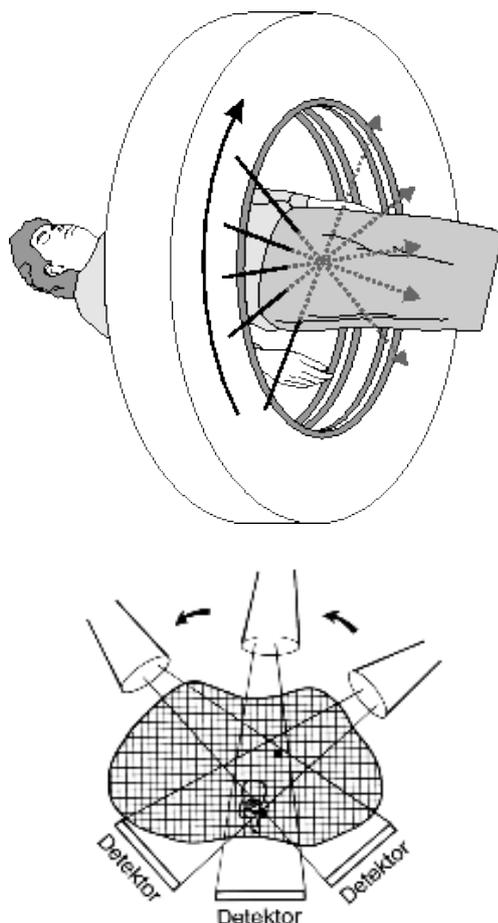


**Abbildung 3: Prinzip der konventionellen Tomographie**

**"Verwischung" aller nicht in der Untersuchungsebene liegender Strukturen.**

Bronchialcarcinome und die Darstellung von Kavernen mit deren zufühendem Bronchus. Jedoch läßt sich hiermit auch nur eine vorher gezielt gewählte Ebene, bei moderneren Geräten auch mehrere Parallelebenen gleichzeitig, darstellen. Eine zufriedenstellende Option zur überlagerungsfreien Darstellung eines ganzen Organes konnte diese Methode jedoch nie werden. Dies wurde erst mit der Entwicklung der Computertomographie (CT) durch Godfrey Newbold Hounsfield 1973 möglich (Ambrose J, Hounsfield GN, 1973).

## Computertomographie



**Abbildung 4: Strahlengang bei der Computertomographie**

*Mit einer 360°-Abtastung werden Daten für ein Querschnittsbild ermittelt.*

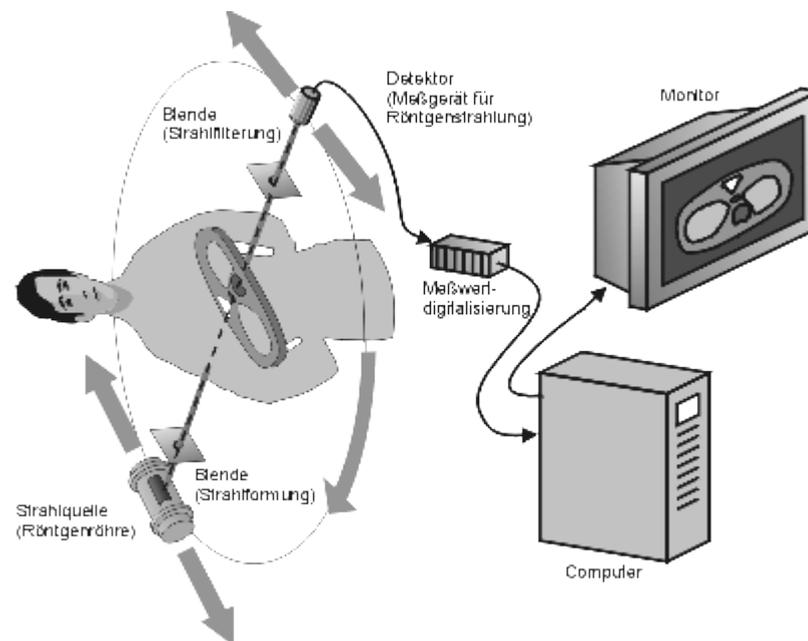
Bei der CT werden Querschnittsbilder des Körpers angefertigt. Es erfolgen Absorptionsmessungen mit Detektoren, die gegenüber der Röntgenröhre und hinter dem Patienten angeordnet sind. Durch eine zur Röntgenröhre gleichsinnige Rotationsbewegung dieser Meßapparatur erfolgt eine Absorptionsmessung aus einer 360° Drehung um den Körper (siehe Abbildung 4). Aus den dabei gesammelten Daten kann die räumliche Anordnung der absorbierenden Strukturen bestimmt werden. Das Computertomogramm vermittelt als Raster von in Grautönen kodierten Schwächungswerten einen bildlichen Eindruck der abgetasteten Region. Auf diese Weise läßt sich ein Schnittbild anfertigen, welches die Organe des

Körpers überlagerungsfrei darstellt. Dieses Schnittbild gibt die anatomischen und pathologischen Verhältnisse jedoch nicht wie bisher in coronarer oder sagittaler Ebene, sondern in der axialen Körperebene wieder. Für diese wichtige Erfindung bekamen G.N. Hounsfield und Allen MacLeod Cormack, der wichtige Grundlagenkenntnisse für die Computerberechnungen in den 60er Jahren machte, zusammen den Nobelpreis für Medizin im Jahre 1979.

Seit dieser Erfindung und ihrer Einführung in die radiologische Diagnostik in den siebziger Jahren gab es noch zwei wesentliche Weiterentwicklungen der CT: Die Spiral-CT und die Mehrschicht-Spiral-CT. Die Entwicklungsschritte der CT und ihre klinische Bedeutung, vor allem in der Thoraxdiagnostik soll nun ausführlicher dargestellt werden.

## Konventionelle CT

Die Technik, mit der der erste Computertomograph, der EMI Scanner, in der Klinik eingesetzt wurde, bezeichnet man als konventionelle CT. Die Bilderstellung der konventionellen CT erfolgt, indem die aus den verschiedenen Projektionen des 360°-Umlaufes registrierten Schwächungswerte (siehe Abbildung 4) in einem komplexen Rechenprozeß, dem Rekonstruktionsalgorithmus, zunächst in einer Zahlenmatrix dargestellt werden. Kodiert man diese in Graustufen, erhält man ein Abbild des abgetasteten Querschnitts. Dabei wird die Auflösung des Bildes durch die Größe der Bildmatrix bestimmt, d.h. von der Anzahl der berechneten Bildpunkten, den Pixeln.



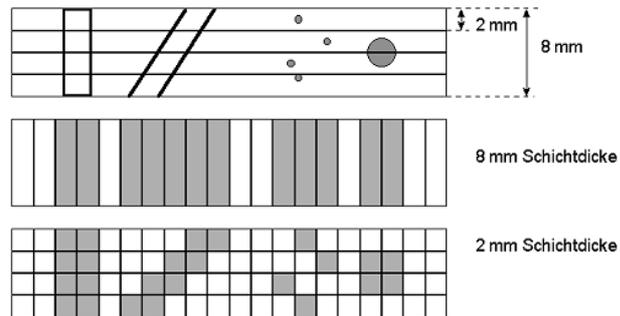
**Abbildung 5: Schema der Bildentstehung**

### *Datenverarbeitung bei der Messwertaufnahme und Bildrekonstruktion in einem CT*

Jedes Pixel gibt mit seinem Grauwert den mittleren Dichtewert eines korrespondierenden Gewebavolumens wieder, welches durch die Matrixgröße und Meßfelddurchmesser in xy-Richtung und durch die Schichtdicke in z-Richtung bestimmt wird. Dieses Volumenelement nennt man Voxel. Die ersten Scanner hatten eine Bildmatrix von 80x80 Pixeln, bei aktuellen Geräten ist eine 512 x 512er Matrix Standard. Bei einer Schichtdicke von 8 mm hat somit das Voxel die Form eines Streichhölzchens mit einem Verhältnis Basis zur Höhe von etwa 1:30. Da dieses Volumenelement den durchschnittlichen Dichtewert des entsprechenden Gewebes wiedergibt und unterschiedliche Gewebearten dieses Voxel jeweils teilweise ausfüllen, können einzelne Strukturen, wenn sie das Volumen nicht annähernd komplett ausfüllen, "ausgemittelt" und maskiert werden (Wegener OH, 1992). Dieses Phänomen ist als Partialvolumeneffekt bekannt und betrifft vor allem Rundherde mit

kleinerem Durchmesser als die Schichtdicke und schräg durch die Bildebene laufende Strukturen, wie die Lungenfissuren. Beispiele hierzu zeigt Abbildung 6.

Der Dichtewert steht in direkter, linearer Beziehung zum Schwächungskoeffizienten, einer von mehreren Faktoren abhängigen Konstante, welche die Absorption von Röntgenstrahlen im Gewebe kennzeichnet.

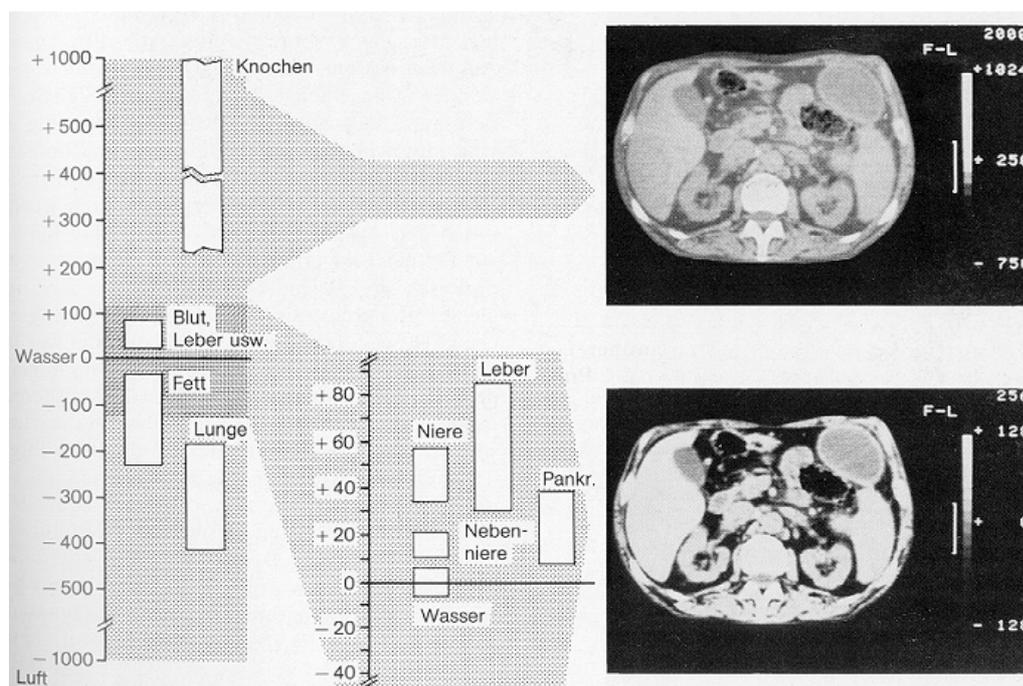


**Abbildung 6: Einfluß der Schichtdicke auf die Bilddarstellung**

**Unterschiedliche Graudarstellung durch Partialvolumeneffekt**

Durch Kalibrierung der Geräte wird der Dichtewert von Wasser auf 0, der von Luft auf -1000 gesetzt. In Relation zu diesen Fixpunkten werden auf einer nach G.N. Hounsfield benannten Skala die Werte der Körpergewebe angegeben (siehe Abbildung 7).

Grenzt man einen Bereich des dargestellten Bildes ein, kann man sich den Mittelwert der sog. region of interest (roi) als "Dichtemessung" angeben lassen. Dies wird u.a. zur Beurteilung der Dignität einer suspekten Läsion herangezogen. Jedoch darf man nicht vergessen, daß diese Dichtewerte dem Schwächungsgesetz unterliegende, willkürlich festgelegte Relativwerte sind und nicht der physikalischen Dichte des Gewebes entsprechen!



**Abbildung 7: Die Hounsfieldskala**

*Diagnostisch relevante Graustufenbereiche werden aus dem gesamten zur Verfügung stehenden Graustufenbereich herausgegriffen und mit Hilfe der "Fensterungstechnik" dargestellt. Hier zwei Beispiele: Ein "Knochenfenster" und ein "Weichteilfenster".*

Die Kodierung der Dichtewerte in Grautöne muß kritisch betrachtet werden: Da das menschliche Auge nur 15-20 Graustufen unterscheiden kann, würden wir, die gesamte Hounsfieldskala von ca. 3000 Hounsfieldeinheiten (HE oder HU) mit einzelnen Grautönen dargestellt, nur einen ineinander übergehenden Helligkeitswandel erkennen können. Um die Dichteunterschiede zu visualisieren und damit erst die diagnostischen Informationen aus dem Bild zu gewinnen, wurde die Fensterung eingeführt. Dabei kann der Betrachter die sichtbare Grauskala über einen willkürlichen Dichtebereich spreizen (Fensterbreite, window). Dichtewerte oberhalb werden weiß, unterhalb schwarz dargestellt. Ferner kann der mittlere Grauwert einem bestimmten Dichtewert zugeordnet werden und damit das Zentrum des Fensters festgelegt werden (Fensterlage, center). Die Wahl der Fenstereinstellungen hängt von der jeweiligen Fragestellung ab: Enge Fenster führen zu einer kontrastreichen Darstellung des kleinen Ausschnitts der Dichteskala. Weite Fenster ermöglichen die Beurteilung einer großen Dichteabweichung, vermindern jedoch den Kontrast und homogenisieren damit geringere Dichteunterschiede, so daß diese maskiert werden. In Abbildung 7 sind zwei Beispiele dafür dargestellt.

Bei der konventionellen Technik wird, wie oben beschrieben, eine axiale "Scheibe" gescannt, anschließend der Patient auf dem Tisch um die Schichtdicke weitertransportiert und das nächste Bild angefertigt. Damit erhält man eine Serie von

aneinanderliegenden Querschnittsbildern. Dabei kann der Untersucher mehrere Parameter wählen: Mit der Bestimmung von Spannung und vor allem Strom der Röntgenröhre kann die Bildqualität beeinflusst werden. Je mehr Quanten detektiert werden, desto schärfer sind die Organe dargestellt und weniger von Bildrauschen überdeckt. Zudem kann die Schichtdicke bestimmt werden und damit die z-Ausdehnung der Voxel: Dünnere Schichten vermindern den Partialvolumeneffekt, erhöhen aber das Bildrauschen. Anschließend muß der Abstand zur nächsten Schicht gewählt werden: Z.B. um den gleichen Wert für eine kontinuierliche Abdeckung der gesamten Scanstrecke oder um das Doppelte, falls nur eine grobe Orientierung gewünscht wird. Will man aus den erzeugten Bildern zwei- oder dreidimensionale Rekonstruktionen erstellen, verbessert sich deren Qualität erheblich, wenn die Schichten überlappend gescannt wurden.

Mit der konventionellen CT können somit Querschnittsbilder des Thorax erzeugt werden, ohne das sich die Organe überlagern. Damit wurde sie zur Methode der Wahl bei der Detektion von pulmonalen Läsionen. Sie ermöglicht, im Vergleich mit den bisher verfügbaren radiologischen Untersuchungstechniken, eine Detektion von pulmonalen Rundherden geringerer Größe zu einem früheren Zeitpunkt des Krankheitsverlaufes! (Muhm JR, Brown LR, Crowe JK, Sheedy PF 2nd, Hattery RR, Stephens DH, 1978; Schaner EG, Chang AE, Conkle DM, Flye MW, Doppman JL, Rosenberg SA, 1978; Chang AE, Schaner EG, Conkle DM, Flye MW, Doppman JL, Rosenberg SA, 1979; Lund G, Heilo A, 1982; Gross BH, Glazer GM, Bookstein FL, 1985; Pass HI, Dwyer A, Makuch R, Roth JA, 1985; Peuchot M, Libshitz HI, 1987; Davis SD, 1991)

Zudem bietet die CT eine optimale Möglichkeit zur Darstellung des Lungenparenchyms: Im Laufe der Jahre wurde mit Verbesserung der Gerätetechnik ein Protokoll entwickelt, das es ermöglicht, in vivo Bilder der Lungenstruktur zu erzeugen, deren Ortsauflösung mit dem direkten Anblick eines pathologischen Großschnittpräparates vergleichbar ist. Dabei benutzt man eine möglichst geringe Schichtdicke von 1-2 mm, um das Partialvolumen zu minimieren. Bei einer optimalen Einstellung des Zielgebietes auf eine 512 x 512er Bildmatrix können Strukturen von 0,5 mm Größe in xy-Richtung aufgelöst werden. Zusammen mit einem hochauflösenden Rekonstruktionsalgorithmus und einer leichten Steigerung der Röntgenröhrenspannung (ca. 15-20 %) und des -stromes (nach Gewicht des Patienten 20-60%), ermöglicht diese High Resolution CT (HRCT) genannte Methode, exaktere Diagnosen von Lungenstrukturerkrankungen, als mit jedem anderen radiologischen Verfahren (Mayo Jr, Webb WR, Gould R, Stein MG, Bass I, Gamsu G, Goldberg HI,

1987; Munk PL, Müller NL, Miller RR, Ostrow DN, 1988; Swensen SJ, Aughenbaugh GL, Brown LR, 1989; Naidich DP, 1989; Mayo JR, 1991; Mayo JR, Jackson SA, Müller NL, 1993; Worthy S, 1995).

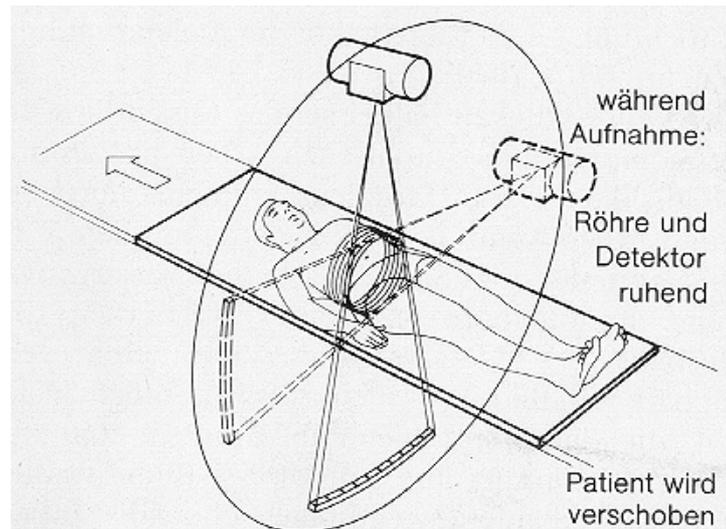
Jedoch hat die Technik der konventionellen CT auch Limitationen und gibt dem Untersucher Probleme auf: Der Patient muß bei der Bildakquisition absolut stillliegen und den Atem, meist in tiefer Inspiration, anhalten und darf nur während des Transportes zur nächsten Schichtposition frei atmen. Zur nächsten Messung soll er abermals dieselbe Inspirationsstellung erreichen. Diese Voraussetzungen sind schon für Gesunde schwer zu erfüllen und erklären die häufig beobachteten Mißregistrationen durch Atmung und Bewegung. Dies Problem läßt sich lösen, indem man die Schichten überlappend registriert. Allerdings erhöht sich dabei die applizierte Strahlendosis auch um denselben Faktor.

## **Spiral-CT**

Im Jahre 1989 wurde die Technik der CT entscheidend weiterentwickelt: Das Aufnahmeprinzip der neuen Technik besteht darin, den Patienten in einer Atemanhaltephase, langsam mit exakt definierter Geschwindigkeit durch das Meßfeld zu transportieren, während Röntgenröhre und Detektor dabei kontinuierlich auf ihrer Kreisbahn rotierend die Messung vornehmen (Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P, 1990; Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA, 1990; Kalender WA, 1999). Es werden also nicht mehr einzelne planare Schichten aufgenommen, sondern ein komplettes Volumen kontinuierlich abgetastet, wobei der Fokus der Röntgenröhre einen helix- bzw. spiralförmigen Weg zurücklegt. Daher wird diese Technik Spiral-CT (SCT) genannt (siehe Abbildung 8). Aus diesem Spiraldatensatz werden retrospektiv die Bilder errechnet. Voraussetzung für die SCT ist die Schleifringtechnologie. Bis zu deren Einführung 1987, mußten Röntgenröhre und Detektor nach ihrer Rotation um das Meßfeld in der Phase des Patiententransportes und der Röhrenkühlung wegen ihrer Verkabelung zurückdrehen.

Analog zur konventionellen CT werden vor der Untersuchung die Parameter Röhrenspannung und -strom gewählt. Als Parameter wählt man bei der SCT jedoch nicht mehr die Schichtdicke, sondern die Schichtkollimierung. Diese bestimmt die Ausdehnung des Röntgenfächers in z-Richtung und die Zuordnung der korrespondierenden Detektoreinheiten. Die Schichtdicke der Bilder kann bei der SCT nachträglich variabel gewählt werden, wobei die nachträglich rekonstruierte Schichtdicke die Ausgangsschichtdicke nicht unterschreiten kann. Als zusätzlicher

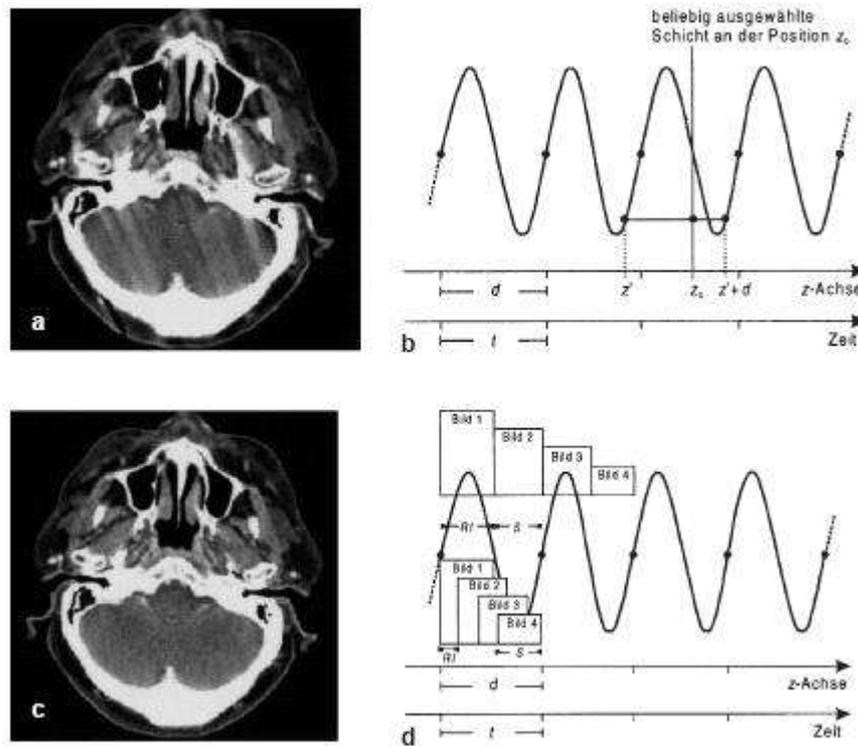
entscheidender Parameter kommt der Tischvorschub hinzu. Dieser wird in Millimeter pro  $360^\circ$  Umdrehung der Röhre oder als Tischgeschwindigkeit in Millimeter pro Sekunde angegeben. Das Verhältnis von Tischvorschub zu Kollimierung wird Pitch-Faktor genannt.



**Abbildung 8: Aufnahmeprinzip der Spiral-CT**

*Der Patient wird mit kontinuierlicher Tischgeschwindigkeit durch das Meßfeld transportiert, während mit rotierender Röntgenröhre und Detektorzeile Daten aufgenommen werden.*

Bei der konventionellen CT werden die Bilder üblicherweise aus einem  $360^\circ$ -Aufnahmedatensatz berechnet, der die Schwächungswerte einer axialen Scheibe wiedergibt. Eine solche direkte Bildrekonstruktion ist bei der Spiral-CT nicht möglich, da durch den Tischvorschub Bewegungsartefakte entstehen würden. Daher müssen erst durch die sog. z-Interpolation planare Schichten berechnet werden. Für diese Berechnung werden unterschiedliche Verfahren eingesetzt. Man kann diese planaren Schichten an jeder beliebigen Position  $z_0$  berechnen. Dabei wird im einfachsten Fall auf Daten zurückgegriffen, die möglichst nahe vor und nach der Position  $z_0$  mit der Spiralakquisition gemessen wurden. Im allgemeinen erfolgt eine lineare Interpolation, wobei die Daten nach ihrer Entfernung zur Position  $z_0$  gewichtet, addiert werden. Daraus ergeben sich Datensätze, die nach der anschließend durchgeführten üblichen Bildrekonstruktion artefaktfreie Bilder hervorbringen. Da für diesen Rechenschritt Daten verwendet werden, die genau  $360^\circ$  auseinander liegen, wird diese lineare Interpolation  $360^\circ$  LI genannt. Man kann auch Daten verwenden, die nur  $180^\circ$  auseinander liegen. Dies ist möglich, da die a.p.-Messung dieselben Schwächungswerte ergibt, wie die p.a.-Messung eine halbe Umdrehung später ergeben würde. Mit einem umsorgierenden Rechenverfahren, dem sog. "rebinning", kann eine um  $180^\circ$  versetzte virtuelle Spirale berechnet und in die Interpolation eingebracht werden. Diesen Algorithmus nennt man  $180^\circ$  LI. Anschließend erfolgen die von der konventionellen CT bekannten Berechnungen zur Bilderstellung.

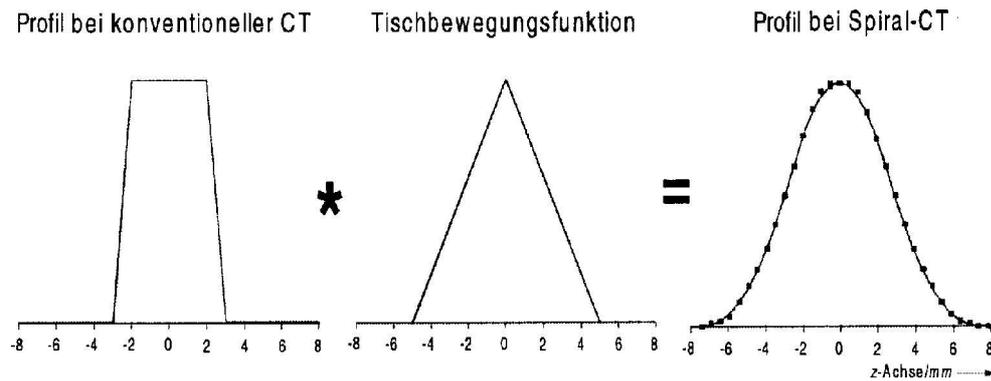


**Abbildung 9: Bildrekonstruktion bei Spiral CT**

*a Die direkte Rekonstruktion eines Bildes aus einem 360° Datensegment führt zu Bewegungsartefakten, da der Patient während der Untersuchung verschoben wurde. b Daher muß vor der üblichen Bildrekonstruktion für jedes gewünschte Bild ein 360° Datensatz aus den in der Nachbarschaft zur gewählten Bildposition gewonnenen Daten errechnet werden. c Nach diesem Rechenschritt, der z-Interpolation, ergeben sich artefaktfreie Bilder. d Die z-Interpolation ermöglicht es, Bilder überlappend und an beliebigen Positionen zu errechnen. (nach Kalender WA, 1999)*

Mit diesen Algorithmen können Bilder an beliebiger Position und in beliebigem Abstand, d.h. mit beliebigem Rekonstruktionsinkrement (RI), berechnet werden. Die Wahl der Bildpositionen ist völlig vom Scanvorgang entkoppelt und erfolgt in der Regel retrospektiv. Damit konnte man erstmals überlappende Bilddatensätze ohne zusätzliche Strahlung erzeugen.

Unterschiedliche Qualität der Bilder im Vergleich von konventioneller CT und Spiral-CT besteht lediglich bezüglich des Bildpunktrauschens, des Schichtempfindlichkeitsprofils und der 3D-Ortsauflösung. Das Bildpunktrauschen kann gegenüber der konventionellen CT bei der Bildrekonstruktion mit einem 180° LI-Algorithmus leicht erhöht und mit einem 360° LI-Algorithmus kaum oder gering erniedrigt sein (Heiken JP, Brink JA, Vannier MW, 1993; Brink, 1995; Kalender WA, 1999).

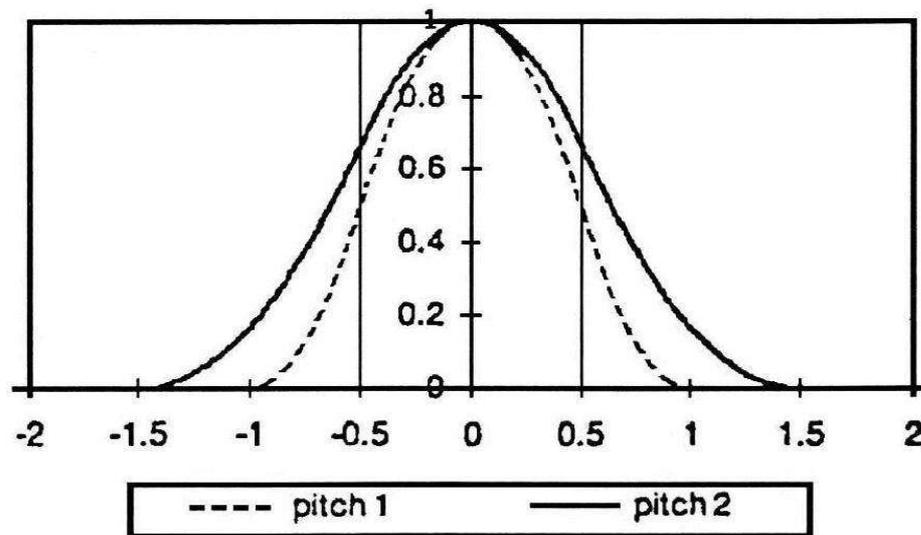


**Abbildung 10: Einfluß der z-Interpolation auf das SSP**

*Durch die Bewegung des Tisches und die notwendige Interpolation verbreitert sich das ideale rechteckige Profil.*

Das Profil der Schichtempfindlichkeit (slice sensitivity profile = SSP) ist bei der konventionellen CT nahezu rechteckig. Durch die Bewegung des Patienten wird dieses Profil bei der SCT prinzipimmanent verbreitert und damit unscharf (siehe Abbildungen 10, 11). Die Verbreiterung der SSPs bei der SCT ist abhängig vom Pitch und der z-Interpolation. Die 180° LI ergibt ein besseres SSP als die 360° LI: Bei einem Pitchfaktor 1 erzeugt ein 180° LI-Algorithmus allenfalls eine minimale, ein 360° LI-Algorithmus jedoch schon eine Verbreiterung des SSPs um ca. 30%. Diese Verbreiterung steigert sich bei einem Pitch von 2 um mehr als das Doppelte, während sie bei Verwendung eines 180° LI-Algorithmus nur tolerable 30% beträgt. Somit kann man sich bei Steigerung des Pitchfaktors auf Werte größer 1, ein akzeptables SSP mit einer geringen Zunahme des Bildrauschens erkaufen. Der Verlust der Auflösung in z-Richtung kann mit der Rekonstruktion von überlappenden Bildern aufgewogen werden (Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P, 1990; Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA, 1990; Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, Sagel SS, DiCroce J, Vannier MW, 1992; Heiken JP, Brink JA, Vannier MW, 1993; Brink, 1995; Kalender WA, 1999).

### Schichtsensitivitätsprofil bei Einzeldetektor Spiral-CT

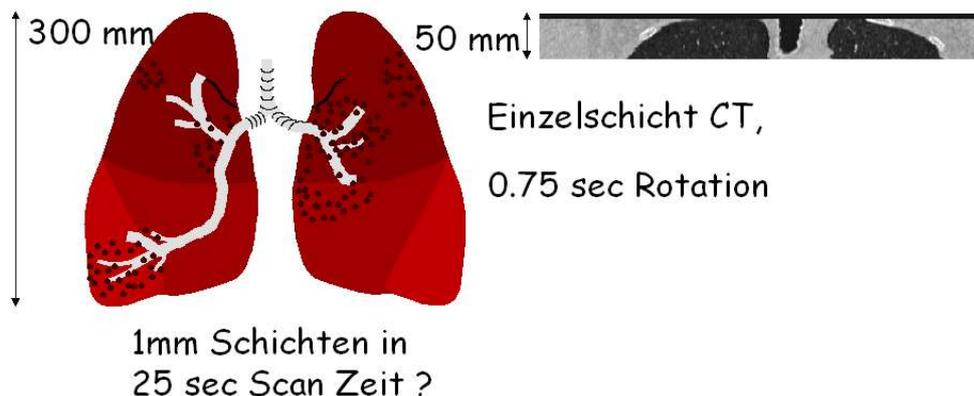


**Abbildung 11: Einfluß des Pitches auf das SSP**

*Mit Erhöhung des Pitchfaktors nimmt die Breite des SSP zu.*

Die Einführung der Spiral-CT stellt einen gewaltigen Fortschritt und Meilenstein in der Röntgendiagnostik dar. Denn sie brachte entscheidende Vorteile gegenüber der vormaligen Technik: (1) Durch die Akquisition des gesamten Volumens in einer Atemhaltephase werden Mißregistrations zwischen den Scans durch Atem- und Bewegungsartefakte eliminiert. (2) Die applizierte Menge an iv-Kontrastmittel kann deutlich reduziert werden, da nicht mehr für jedes Bild ein Bolus gegeben werden muß, sondern ein einziger optimierter Kontrastmittelbolus eine gute Kontrastierung gewährleistet. (3) Die applizierte Strahlendosis kann gesenkt werden. Bei einer Spiralakquisition mit Pitch  $p = 1$  wird zwar in etwa dieselbe Dosis zugeführt, wie mit kontinuierlicher, konventioneller CT des identischen Körpervolumens. Wird jedoch der Pitch auf  $p > 1$  gesteigert, kommt die Spiral-CT mit geringerer Gesamtdosis aus und deckt noch immer dasselbe Volumen ab. (4) Insgesamt ist die Untersuchungszeit deutlich verkürzt, da der Patient nach Akquisition des Spiraldatensatzes wieder vom Tisch genommen werden kann, während die Bilder berechnet werden. (5) Diese werden retrospektiv aus dem Rohdatensatz erstellt. Dabei können mit der willkürlichen Wahl von Schichtdicke und Rekonstruktionsinkrement neben einem Standardsatz, sowohl Bilder exakt durch eine Läsion zur optimalen Densitometrie erstellt werden, als auch beliebig stark überlappende Bilder ohne zusätzliche Dosisapplikation. Damit ist die Grundlage für qualitativ hochwertige zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen geschaffen. Diese Rekonstruktionen waren bis

dato nur von der Atmung unbeeinflussten Körperregionen wie Becken und Extremitäten vorbehalten (Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P, 1990; Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA, 1990; Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, Sagel SS, DiCroce J, Vannier MW, 1992; Heiken JP, Brink JA, Vannier MW, 1993; Brink, 1995; Kalender WA, 1999).



**Abbildung 12: Das Dilemma der Einzelschicht-SCT**

*Das Problem war die geringe Volumenabdeckung bei optimaler Ortsauflösung. Diese ist für 3D-Rekonstruktionen jedoch erforderlich.*

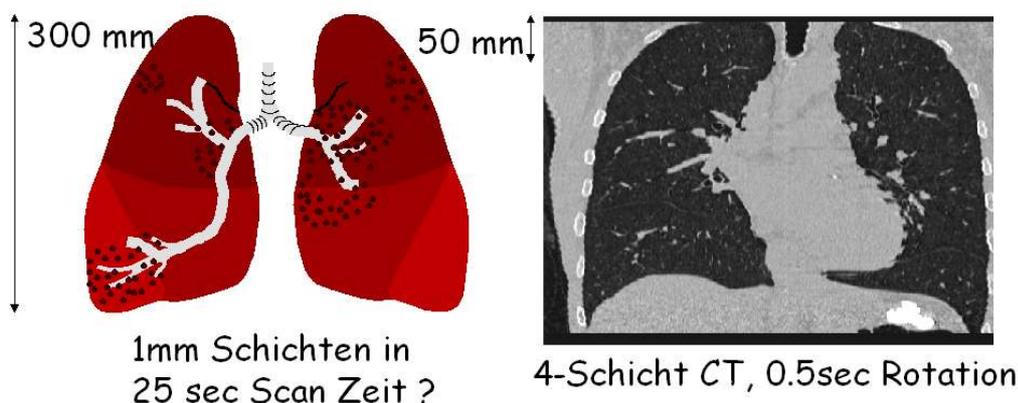
Jedoch birgt die Spiral-CT auch einige Limitationen und Probleme: Im Vergleich zur konventionellen CT sind die Bilder der Spiral-CT von geringfügig schlechterer Qualität, da das SSP breiter und das Bildrauschen stärker ist. Dies wird jedoch von den Vorteilen der Volumenakquisition weit aufgehoben (Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA, 1990; Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, Sagel SS, DiCroce J, Vannier MW, 1992). Ein weiteres Problem ist die Leistung der Röntgenröhre: Zu Beginn der SCT-Ära waren die Röhren nicht für eine längere Scandauer ausgelegt, wie es zur Akquisition eines größeren Volumens notwendig ist. Daher mußte anfangs zur Verlängerung der Scanzeit und -strecke der Röhrenstrom reduziert und damit eine Minderung der Bildqualität in Kauf genommen werden. Diese Limitierung wurde jedoch mit der Entwicklung von leistungsstärkeren Röhren im letzten Jahrzehnt überwunden (Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA, 1990; Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P, 1990; Heiken JP, Brink JA, Vannier MW, 1993; Brink, 1995; Kalender WA, 1999). Zudem benötigt man zur Bildberechnung und -speicherung mehr Computerleistung und Speicherplatz. Auch dieses Problem hat sich mit der rasenden Entwicklung der Computertechnik in den letzten Jahren minimiert.

Die Neuerungen der Technik mit ihren genannten Vorteilen brachten auch in der Thoraxdiagnostik einen gewaltigen Fortschritt: (1) Zur Suche von pulmonalen Rundherden ist die SCT die Methode der Wahl geworden. Durch die

Volumenakquisition gibt es deutlich weniger Mißregistrations durch Atem- und Bewegungsartefakte. Bei der konventionellen CT waren Läsionen durch unterschiedliche Atemlagen im günstigen Fall doppelt, im ungünstigen Fall gar nicht auf den angrenzenden Schichten zu sehen. Ebenso hat sich die Charakterisierung der Rundherde verbessert: Durch die Möglichkeit, mehrere, dünnere, überlappende Bilder betrachten zu können, sind die Läsionen auf mehreren aneinandergrenzenden Bildern zu sehen und damit in ihrer Morphologie sowie in ihrer Lage zu benachbarten Gefäßen besser zu beurteilen (Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA, 1990; Costello P, Anderson W, Blume D, 1991; Remy J, Remy-Jardin M, Wattinne L, Deffontaine C, 1992; Lommatzsch B, Fink U, et al., 1993; Remy-Jardin M, Remy J, Giraud F, Marquette CH, 1993; Collie DA, Wright AR, Williams JR, Hashemi-Malayeri B, Stevenson AJM, Turnbull CM, 1994; Naidich DP, 1994; Touliopoulos P, Costello P, 1995; Prokop M, Schaefer-Prokop C, Galanski M, 1996). (2) Der Bronchialbaum ist mit allen Lobär- und Segmentbronchien darstellbar und die Differenzierung von angrenzenden Gefäßen und Tumoren erheblich verbessert. Auch hier ist die SCT die Methode der Wahl (Naidich DP, 1994; Touliopoulos P, Costello P, 1995; Prokop M, Schaefer-Prokop C, Galanski M, 1996; Padhani AR, 1998). (3) Die pulmonalen Blutgefäße lassen sich mit der SCT mit weniger Kontrastmittel besser kontrastieren. Sie sind mindestens bis zur vierten Generation darstellbar (Remy-Jardin M, Remy J, Wattinne L, Giraud F, 1992; Touliopoulos P, Costello P, 1995; Prokop M, Schaefer-Prokop C, Galanski M, 1996; Padhani AR, 1998). (4) Auch bei der Diagnostik des Lungenparenchyms ist die SCT nützlich. Trotz der besseren Auflösung im HR-CT, ist vor allem die Differenzierung zwischen Bronchiektasen und Honigwabenstrukturen und das allgemeine Vertrauen in die Interpretation der Läsionen besser (Touliopoulos P, Costello P, 1995; Padhani AR, 1998). (5) Nicht zuletzt bietet die SCT ein neues Potential für qualitativ hochwertige zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen. Dabei haben sich vor allem die Multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) den Routinebildern in der Diagnostik der oberen Luftwege und des Mediastinums als überlegen erwiesen (Naidich DP, 1994; Touliopoulos P, Costello P, 1995; Prokop M, Schaefer-Prokop C, Galanski M, 1996; Remy-Jardin M, Remy J, Deschildre F, Artaud D, Ramon Ph, Edme JL, 1996; Padhani AR, 1998). Die Spiral-CT mit ihren Möglichkeiten zur Nachverarbeitung ist somit für die Diagnose von Thorax und Lungenerkrankungen ein essentielles Werkzeug.

## Mehrschicht-Spiral-CT

Die Einführung der Spiral-CT zu Beginn der 90er Jahre bewirkte enorme Fortschritte in der CT-Diagnostik. Dennoch blieben seitdem einige Probleme ungelöst: Um Bewegungsartefakte zu vermeiden und den Kontrastmittelbolus optimal zu nutzen, werden Thorax- oder Abdomenuntersuchungen innerhalb einer Atemanhaltephase, d.h. in ca. 30 Sekunden, durchgeführt. Um in dieser Zeit das gesamte Volumen erfassen zu können, muß eine Kollimation von etwa 8 mm gewählt werden. Damit entsteht ein Mißverhältnis zwischen Auflösung in der Bildebene  $x$  und der Patientenachse  $z$  wie oben beschrieben: Das Voxel ist quaderförmig. Der Idealfall des dreidimensional isotropen, also würfelförmigen Voxels wird erreicht, indem man die interessierende Region mit engstmöglicher Kollimation scannt. Dabei ist jedoch eine erhebliche Verringerung des Aufnahmevolumens in Kauf zu nehmen. Um dieses Dilemma zu lösen wurden Subsekunden-Spiral-Scanner gebaut, die eine 360°-Rotation in weniger als einer Sekunde schafften und somit eine gewisse Verbesserung von  $z$ -Auflösung und Volumenabdeckung brachten.



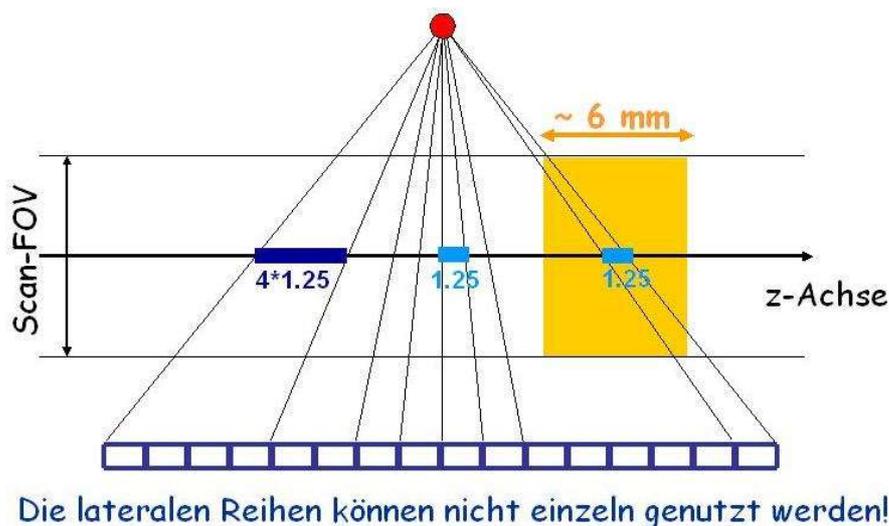
**Abbildung 13: Die Motivation für die Mehrschicht-SCT!**

*Mit der MSCT ist eine optimale Ortsauflösung bei gegebenem Volumen möglich.*

Zudem sind die Röntgenröhren in ihrer Leistung nicht beliebig steigerbar: Da nur ein Bruchteil der emittierten Quanten auf den Detektor trifft, je enger die Kollimation um so weniger, bleiben die Röhren der limitierende Faktor. Praktisch zeigt sich dies als unzureichende Dosisreserven bei langen oder dosisintensiven Untersuchungen und und zeitraubenden Röhrenkühlpausen.

Die Lösung dieser Probleme sind Mehrschicht-Spiral Scanner. Seit 1998 gibt es 4-Schicht-Scanner, welche auch über Subsekundenrotation verfügen. So ermöglicht z.B. das Somatom Plus 4 Volume Zoom (Firma Siemens, Forchheim, Deutschland) die Aufnahme von vier Schichten gleichzeitig mit einer Rotationszeit von

0,5 Sekunden. Damit wird eine Leistungssteigerung um den Faktor 8 gegenüber einem Standard Spiralscanner mit einer Rotationszeit von 1 Sekunde erreicht! Bei vorgegebener Untersuchungsdauer wird eine bessere z-Auflösung oder eine größere Volumenabdeckung möglich. Dabei wird die Leistung der Röntgenröhre besser ausgenutzt, da nicht mehr so viele Quanten durch die Kollimation ausgeschlossen werden. Dieser Faktor limitiert nun fast nicht mehr die gewünschten Untersuchungsprotokolle.

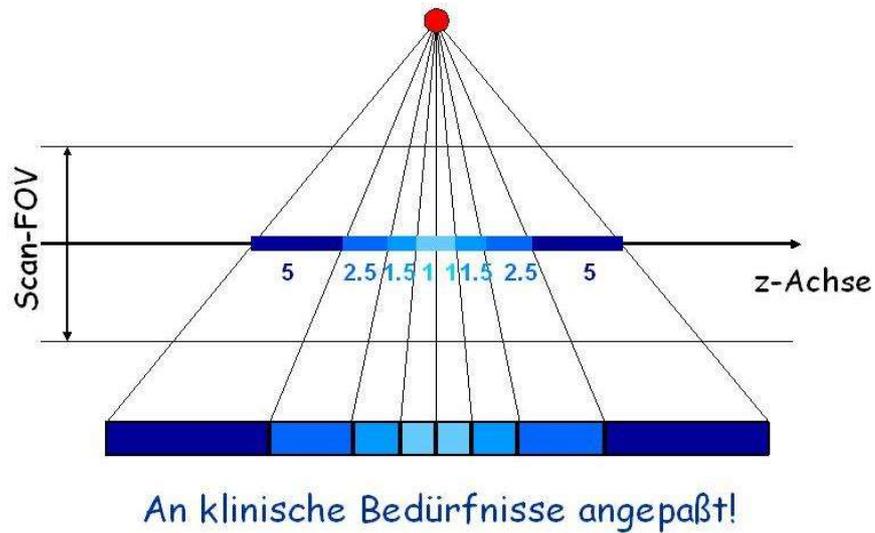


**Abbildung 14: Konstruktionsprinzip des Fixed-Array-Detektors**

*Die Einzelelemente ermöglichen nach Zusammenschaltung die Aufnahme von Schichtdicken, die dem Vielfachen der Elementbreite entsprechen, z.B. 4 x 1,25 mm, 4 x 2,5 mm, 4 x 3,75 mm, etc. (nach Flohr, Th, Ohnesorge B, Klingenberg K und Schaller S, orale Presentation, 1999)*

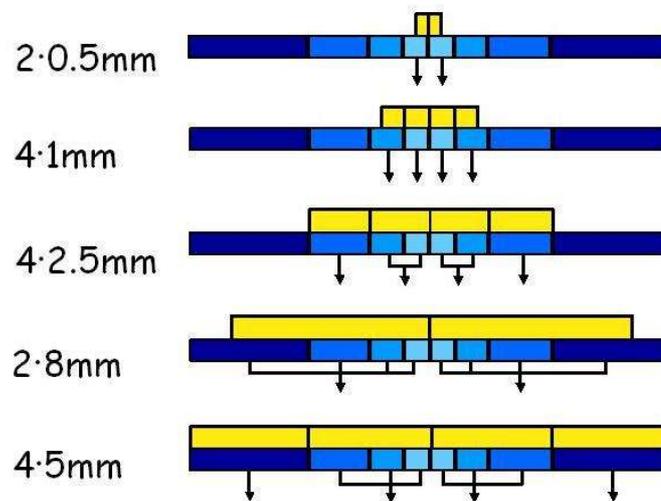
Die neuen technischen Grundlagen sind folgende: Es gibt Detektoren die mehrere Schichten gleichzeitig aufnehmen. Um den Untersucher die Schichtkollimierung wählen zu lassen, gibt es zwei Prinzipien des Detektoraufbaus: Den Fixed-Array-Detektor, der matrixartig aus Detektorelementen gleicher Größe zusammengesetzt ist und den Adaptive-Array-Detektor, der aus in z-Richtung unterschiedlich breiten Detektorelementen aufgebaut ist. Während dem Untersucher durch röhrenseitige Kollimation und geeignetes Zusammenschalten beim Fixed-Array-Detektor kollimierte Schichtdicken zur Verfügung stehen, die dem Vielfachen des Maßes des einzelnen Detektorelementes entspricht, bietet der Adaptive-Array-Detektor, wegen nach außen zunehmender Breite der Elemente, Kombinationen gängigerer Kollimationen (siehe Abbildungen 14, 15 und 16). Diese Lösung kommt den klinischen Anforderungen mehr entgegen (Kalender WA, 1999; Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf UJ,

Brüning R, Reiser MF, 1999; Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U, 1999).



**Abbildung 15: Konstruktionsprinzip des Adaptive-Array-Detektors**

*Der Detektor besteht aus acht Zeilen, die nach außen hin breiter werden und auf der z-Achse Schichtdicken von 1 mm bis 5 mm definieren (nach Flohr, Th, Ohnesorge B, Klingenbeck K und Schaller S, orale Presentation, 1999).*

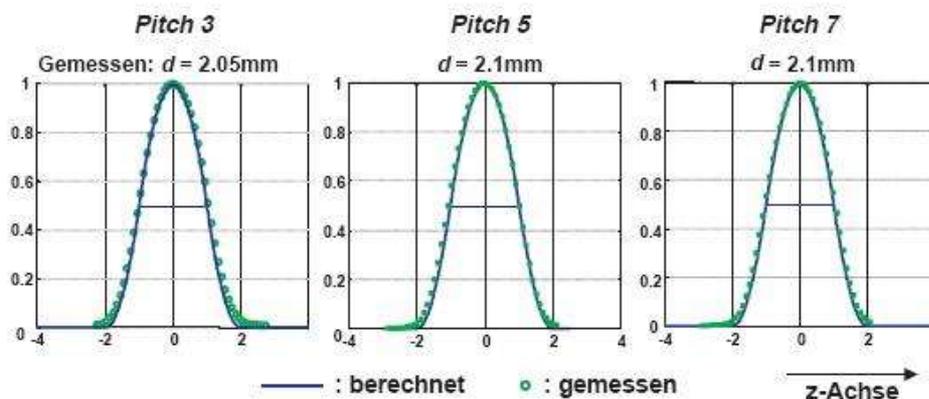


**Abbildung 16: Kollimierte Schichtdicken und Ausleseschemata des Adaptive-Array Detektors**

*(nach Flohr, Th, Ohnesorge B, Klingenbeck K und Schaller S, orale Presentation, 1999)*

Bei der Akquisition von mehreren Schichten muß die Definition des Pitches überdacht werden: Bei der bisher üblichen Definition Tischvorschub pro Umdrehung bezogen auf die kollimierte Schichtdicke entstehen recht hohe bisher unbekannte Faktoren (z.B. bei Kollimation 1 mm (x 4) und Tischvorschub 6 mm: Pitch 6). Andere Hersteller nehmen die Anzahl der gleichzeitig aufgenommenen Schichten mit in den

Nenner der Gleichung. Damit bleiben die Werte in bekannten Bereichen (im obigen Beispiel wäre der Pitchfaktor 1,5) und es sind auch Patientendosis und Bildqualität mit Einfach-Spiralscannern vergleichbarer. (Kalender WA, 1999; Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Brüning R, Reiser MF, 1999). Aus diesen Gründen benutzen auch wir in dieser Arbeit letztere Definition.

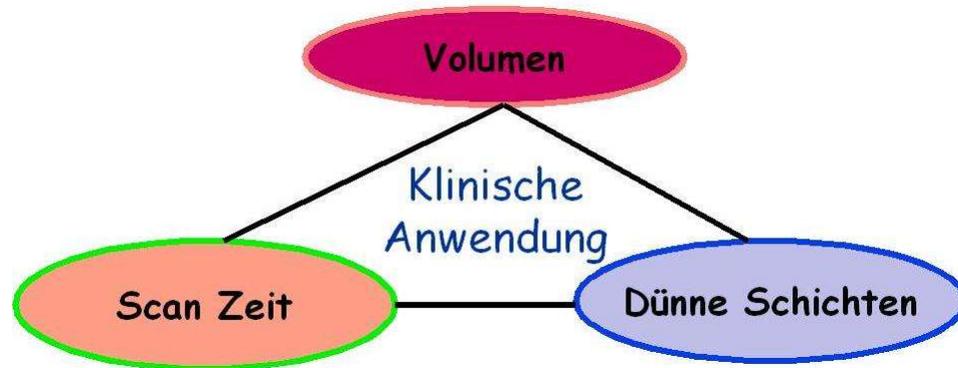


**Abbildung 17: Stabilität des Schichtsensitivitätsprofils des Mehrzeilencomputertomographen Volume Zoom**

*(Firma Siemens, Forchheim, Deutschland; nach Kalender WA, 1999)*

Auch bei der z-Interpolation ermöglicht die MSCT neue Technologien: Die bisher genutzten 360°- und 180°-LI-Algorithmen beruhen auf Daten mit gleichmäßigem Abstand, da der Meßstrahl des Detektorumlaufes in z-Richtung um den Betrag des Tischvorschubes vorrückt. Dies ist bei Mehrschichtdetektoren nicht der Fall. Diese Detektoren liegen nebeneinander und ihre Meßstrahlen ergeben ein Spiralmuster, welches sich je nach Pitch überlappt oder mit einem Abstand steigt. Ein geschlossenes Muster ergibt sich nur, wenn der Tischvorschub exakt dem Betrag der Anzahl der Detektoren multipliziert mit der Kollimation entspricht. Daher kann bei der Bildrekonstruktion auf Daten zugegriffen werden, die in z-Richtung näher am gewählten Punkt liegen als diejenigen, welche derselbe Detektor nach 180° oder 360° Rotation aufgenommen hat. Dieses Rechenverfahren wird Adaptive Axiale Interpolation genannt und besitzt folgende Eigenschaften: Das Schichtsensitivitätsprofil ist vom Pitch unabhängig (siehe Abbildung 17). Auch Bildrauschen und Dosis hängen nicht vom Pitch ab, da bei überlappender Spiralabtastung der Röhrenstrom automatisch so angepaßt wird, daß keine Doppelung der Strahlenquantität entsteht. Aus einem Rohdatensatz können mehrere Bildserien mit verschiedenen Schichtdicken und Rekonstruktionsinkrementen errechnet werden. Aus Gründen der Bildqualität ist in diesem Falle die engste mögliche Kollimation und ein hoher Pitch zu wählen, da damit der Partialvolumeneffekt minimiert und das SSP bei gleicher Halbwertsbreite besser

definiert wird (Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U, 1999; Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Brüning R, Reiser MF, 1999; Schorn C, Obenauer S, Funke M, Hermann KP, Kopka L, Grabbe E, 1999; Kalender WA, 1999).



**Abbildung 18: Potential der MSCT für klinische Anwendungen**

*Es muß nicht mehr zwischen den Möglichkeiten Volumenabdeckung, Scandauer und Ortsauflösung gewählt werden. Man hat die Möglichkeit das eine oder andere zu optimieren.*

Somit bietet die MSCT hervorragende Möglichkeiten für die klinische Diagnostik. Die von der SCT bekannten Limitationen sind weitgehend überwunden, so daß der Untersucher sich lediglich entscheiden muß, welche Komponente für seine Fragestellung zu optimieren ist: Die Scandauer, die Volumenabdeckung oder die Isotropie des Voxels (siehe Abbildung 18). Der einzige Nachteil der MSCT ist, daß, gleichgültig welche Komponente im Vordergrund steht, eine gewaltige Menge an axialen Bildern erzeugt wird, deren Auswertung neue Anforderungen an den befundenden Arzt und die Bildnachverarbeitung stellt.

## Zwei- und Dreidimensionale Rekonstruktionen

Voraussetzung für gute zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen ist eine bestmögliche Auflösung in z-Richtung. Damit wird der Partialvolumeneffekt reduziert und Treppenstufenartefakte auf zur x-Achse senkrechten Bildebenen vermindert. Dies erreicht man mit einem Bilddatensatz, der aus möglichst dünnen und überlappenden Bildern besteht.

Mit Multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) werden aus dem Bilddatensatz zweidimensionale Bilder rekonstruiert. Diese Technik eliminiert jene Pixel, welche außerhalb der gewählten Schicht liegen. Praktisch wählt der Untersucher frei auf einer Steueransicht des Bilddatensatzes eine Ebene, zu welcher parallel Schichten rekonstruiert werden, deren Dicke er ebenfalls festlegen kann. Um auch ungerade

Strukturen wie z.B. die Trachea verfolgen zu können, bieten die meisten Nachverarbeitungskonsolen auch die Option, eine gekrümmte Ebene zu definieren. Der Vorteil dieser Technik ist die bessere Darstellung der craniocaudalen Ausdehnung von Strukturen oder Krankheitsprozessen als auf axialen Bildern.

Dreidimensionale Bilder bestehen bei den hier beschriebenen Techniken alle aus sogenannten Slabs. Eine solche Scheibe besteht aus mehreren Bildern des Bilddatensatzes. Die Dicke der Scheibe, und damit die Anzahl der Bilder, kann der Untersucher wählen. Aus dieser Summation wird ein Bild reformiert, welches die Volumeninformation der gesamten Scheibe enthält. Der mathematische Prozeß der meistbenutzten Techniken und deren Vor und Nachteile sind folgende:

Bei der Surface-Rendering Technik (SRT) werden nur Voxel dargestellt, deren Dichtewert über einem oder zwischen zwei vom Untersucher festgelegten Schwellenwerten liegt. Diese werden weiß, alle anderen schwarz dargestellt. Um die Tiefeninformation anzuzeigen, kann eine virtuelle Lichtquelle die dargestellte Struktur beleuchten und deren "Oberfläche" durch Schattenwurf plastisch erscheinen lassen. Diese Erweiterung nennt man Shaded Surface Display (SSD). Diese Technik ist schnell, benötigt wenig Rechnerleistung und stellt den Tiefeneindruck optimal dar. Dennoch birgt sie in der Praxis mehrere Risiken: Durch inadäquate Wahl des Schwellenwertes kann die darzustellende Struktur oder Läsion artifiziell stark verändert oder gar völlig eliminiert werden. Ist die Schichtdicke des Bilddatensatzes zu dick, werden Partialvolumenartefakte oder Treppenstufenartefakte erzeugt. Ferner zeigen sich Bewegungsartefakte von Organpulsationen und Atmung deutlich.

Die Volume-Rendering Technik (VRT) schätzt die Wahrscheinlichkeit, mit der ein Gewebe in einem Voxel homogen präsent ist. Diese wird jedem Gewebetyp zugeordnet, klassifiziert und farbkodiert. Damit zeigt sie sehr schöne plastische dreidimensionale Bilder der Organe. Der Nachteil dieser Technik ist die erforderliche sehr hohe Rechnerleistung. Diese Technik wird gerne für virtuelle intraluminale Untersuchungen wie Coloskopie, Bronchoskopie, etc. eingesetzt und wird mit zunehmender Steigerung der Computerleistung an Gewicht gewinnen.

Maximum oder Minimum Intensity Projections (MIP und mIP) erzeugen Bilder, deren Pixel den höchsten oder niedrigsten Dichtewert wiedergeben, den ein mathematischer Strahl durch die Scheibe (Slab) an der korrespondierenden Stelle detektiert hat. Ein Tiefeneindruck wird durch Rotation des Blickwinkels um einen Fixpunkt erzeugt. Dennoch haben die Methoden den Nachteil, daß überlappende Strukturen nicht dargestellt werden. Diese Methoden werden vorzugsweise für CT-Angiographien (CTA) eingesetzt und haben sich dort klinisch bewährt.

Eine Weiterentwicklung ist die von Napel et al. 1993 vorgestellte Sliding-Thin-Slab Maximum Intensity Projections (STS-MIP). Dabei werden aus dünnen Scheiben des Bilddatensatzes Bilder reformiert, wie sie schon bei der rotierenden MIP Anwendung finden. Diese Scheiben sind geschichtet und können einander überlappen. Bei dieser Technik geht keine Tiefeninformation verloren, da das Volumen in dünne Schichten aufgeteilt wird und jede STS-MIP aus derselben Perspektive betrachtet wird. Die STS-MIP konnten sich klinisch bewähren und verbesserten die Diagnose signifikant bei der Detektion und Charakterisierung milder Formen von Lungeninfiltrationen, bei der Charakterisierung von Bronchialerkrankungen und der Evaluation der pulmonalen Mikrozirkulation, und der Evaluation von milder Heterogenität des Lungenparenchyms (Remy-Jardin M, Remy J, Artaud D, Deschildre F, Duhamel A, 1996; Bhalla M, Naidich DP, McGuinness G, Gruden JFm Leitman BS, McCauley DI, 1996; Remy J, Remy-Jardin M, Artaud D, Fribourg M, 1998).

## **Fragestellung dieser Studie**

Die MSCT bietet viele neue Möglichkeiten, stellt aber auch vor allem neue Anforderungen an die Bildnachverarbeitungssysteme. So erlaubt die MSCT jetzt die lückenlose Erfassung des gesamten Brustraums mit engster Kollimation während einer Atemanhaltephase. Daraus lassen sich erstmals Bilddatensätze der gesamten Lunge in hochauflösenden Schichten (HRCT) berechnen. Das Ideal in der Lungendiagnostik, maximale Auflösung in z-Richtung ist damit erreichbar. Jedoch sind diese Datensätze mit 400 - 600 Bildern pro Thorax sehr umfangreich. In der Routinediagnostik ergibt sich daraus das Problem, welche Betrachtungsmethode für die Befundung am geeignetsten ist.

Wir wollten in dieser Studie evaluieren, ob die Multiplanare Reformation (MPR) oder die Sliding-Thin-Slab Maximum Intensity Projection (MIP) in der Routinediagnostik eingesetzt werden können und ob Vorteile gegenüber den axialen Routinebildern bestehen. Durch einen Vergleich der beiden Methoden und der verschiedenen Betrachtungsebenen untereinander haben wir untersucht, welche Methoden und Ebenen für die Diagnostik die meisten Vorteile bietet.

Dafür haben wir zunächst Messungen an einem Phantom unternommen, die zeigen sollten, wie gut die z-Auflösung ist und welche Darstellungseigenschaften die beiden Methoden haben. Anschließend untersuchten wir ein kleines Patientenklientel, um die Erkenntnisse aus den Phantommessungen zu evaluieren und um zu testen, mit welchen Schichtdicken die besten Bilder rekonstruiert werden können. Schließlich

fürten wir an einem größeren Patientengut Untersuchungen durch, welche an den klinischen Fragestellungen orientiert waren.

## ***2 MATERIAL UND METHODEN***

In diesem Abschnitt werden zunächst die Materialien und Methoden vorgestellt, mit welchen alle Untersuchungen durchgeführt wurden, anschließend wird auf die einzelnen Studien mit ihren individuellen Parametern eingegangen.

### **2.1 Generelles**

Alle Untersuchungen und Messungen erfolgten am Somatom Plus 4 Volume Zoom (Siemens Medizin Systeme, Forchheim, Deutschland). Dies ist ein Subsekunden-Scanner mit einem Adaptive Array Detector. Die Daten wurden an den Phantomen sowie an den Patienten, welche dabei in Rückenlage mit elevierten Armen positioniert waren und in tiefer Inspiration den Atem anhielten, mit folgenden Scan Parametern erfaßt: Röntgenröhrenstrom 120 mAs, -spannung 140 kV, Rotationszeit 0,75 s, 4 x 1,0 mm Kollimation, Tischvorschub 6 mm/360°, Pitch 1,5. Die erforderliche Atemanhaltezeit lag zwischen 25 und 35 Sekunden.

Dieses Protokoll ermöglichte die Berechnung von mehreren Bildsätzen. Zum einen diejenigen, welche von dem behandelnden Arzt angefordert wurden und als Standard in der Kliniksroutine eingesetzt werden. Aus denselben Rohdaten wurde ein weiterer Bilddatensatz mit einer Schichtdicke von 1,0 mm und einem Inkrement von 0,6 mm in einem mittelscharfen Kernel (B50) berechnet. Aus diesen 400-600 axialen Bildern wurden anschließend an der Satellitenkonsole Multiplanare Rekonstruktionen (MPR) und Sliding Thin-Slab Maximum Intensity Projections (STS-MIP) in axialer, coronarer und sagittaler Ebene reformiert. Die Anzahl der Bilder wurde damit pro MPR oder MIP auf ca. 150 reduziert. Die exakten Rekonstruktionsparameter unterschieden sich teilweise zwischen den Studien und werden daher jeweils dort, ebenso die zugehörigen Parameter der Routinebilder, vorgestellt.

Alle Bilder wurden an einer Sienet Magic View Workstation befundet. Die Fenstereinstellungen waren folgendermaßen: Bei den MPRs : Center -500, Window 1400, bei den MIPs: Center -400, Window 1400.

### **2.2 Phantomstudie**

Ein kegelförmiges Plexiglasphantom mit einem triangulär konfigurierten Lufteinschluß und einer kleinen Ausziehung an der Basis, dessen Dichte ungefähr 90 HU betrug, wurde jeweils in x, y und z- Richtung in der Gantry plaziert und mit den oben genannten Parametern gescannt.

### **2.2.1 Bildrekonstruktion**

Anschließend wurden, wie oben beschrieben, Bildsätze in allen drei Ebenen für jeden der drei Scans erzeugt. Die MPRs wurden dabei in einer Schichtdicke von 5 mm und einem Inkrement von 4 mm angefertigt. Die STS-MIPs wurden ebenfalls aus 5 mm dünnen Schichten mit einem Abstand von 4 mm rekonstruiert.

### **2.2.2 Auswertungen**

Drei Untersucher werteten geblindet hinsichtlich Scan- und Rekonstruktionsrichtung die Bilder nach folgenden fünf Kriterien: Erhaltung der Form, Stufenartefakte durch Partialvolumen, Homogenität, Darstellung des Lufteinschlusses und der Ausziehung. Die Bewertung reichte auf einer Skala von 1 (=sehr schlechte Darstellung) bis 5 (=sehr gute Darstellung).

## **2.3 Patientenstudie zur Schichtdicke**

### **2.3.1 Patientenkollektiv**

Zwischen September und November 1999 wurden 30 Patienten (10 Frauen, 20 Männer, 20 - 82 Jahre, mittleres Alter  $59,4 \pm 16,87$  Jahre ( $\pm$  Standardabweichung) die wegen einer gesicherten oder fraglichen (Mit-)Erkrankung der Lunge (Z.n. extrapulmonalem Tumor  $n = 13$ , Z.n. Bronchialcarcinom  $n = 7$ , V.a. intrapulmonalen Tumor, Unklares Fieber, Lungenfibrose je  $n = 2$ , Lungenemphysem, Hämoptysen, Sjögren-Syndrom, Ausschluß Lungenembolie je  $n = 1$ ) in unsere Klinik kamen, mit einer Thorax CT nach oben genannten Parametern untersucht.

### **2.3.2 Bildrekonstruktion**

Aus dem Rohdatensatz der oben beschriebenen Spirale wurde, analog zum Standard in unserem Hause, ein Bilddatensatz mit 5 mm dicken Schichten und 5 mm Inkrement erstellt. Des weiteren wurden der oben aufgeführte dünne, überlappende Datensatz und daraus MPRs und STS-MIPs angefertigt. Die MPRs wurden in jeweils drei Ebenen mit folgenden Kombinationen Schichtdicke und Rekonstruktionsinkrement rekonstruiert: 3.0 mm / 2.0 mm, 5.0 mm / 4.0 mm, 8.0 mm / 6.0 mm. Die STS-MIPs wurden ebenfalls aus Schichten dieser Maße reformatiert.

### **2.3.3 Auswertungen**

Zwei Untersucher haben geblindet hinsichtlich der Schichtdicken die Bilder nach folgenden Parametern ausgewertet: Darstellung der pulmonalen Gefäße, der zentralen Atemwege (Trachea und Hauptbronchien), der peripheren Atemwege (Segment- und

Subsegmentbronchien), des Lungenparenchyms sowie der Haupt- und Nebenlappenspalten. Auftreten von respiratorischen, cardialen, Aufhartungs- oder Treppenstufenartefakten (hervorgerufen durch den Partialvolumeneffekt). Ferner wurden die Darstellung von Herdschatten (<1 cm und >1 cm getrennt), von alveolärer (Milchglasstrubungen) oder interstitieller Zeichnungsvermehrung und von Emphysembezirken beurteilt. Die Bewertungsskala reichte von eins (sehr schlechte Darstellung, Diagnose nicht möglich) bis fünf (sehr gute Darstellung bzw. keine Artefakte vorhanden).

## **2.4 Patientenstudien zu diversen Krankheitsbildern**

Da sich in einer Vorabauswertung der obigen Studien die Rekonstruktionen in 5mm Schichtdicke als optimale Variante herausstellten, wurde bei den Studien zu diversen Krankheitsbildern Rekonstruktionen nur in dieser Schichtdicke angefertigt.

### **2.4.1 Studie zu nodulären pulmonalen Läsionen**

#### **2.4.1.1 Patientenkollektiv**

Zwischen Dezember 1999 und März 2000 wurden in unserer Klinik 103 Patienten (57 Männer, 46 Frauen, 17 - 84 Jahre, mittleres Alter  $58,9 \pm 13,2$  Jahre [ $\pm$  Standardabweichung]), bei welchen wegen gesicherter oder fraglicher pulmonaler Tumorerkrankung (V.a. thorakalen Tumor  $n = 21$ , pulmonale Metastasen bei bekanntem Primarius  $n = 72$ , Bronchialkarzinom  $n = 9$ , Metastasensuche  $n = 1$ ) eine Thorax CT durchgeführt werden sollte, in unsere Studie eingeschlossen.

#### **2.4.1.2 Bildrekonstruktion**

Aus den Rohdaten wurde zusätzlich zu den Routinebildern, welche aus axialen Bildern mit 5 mm Schichtdicke und Inkrement bestehen, der oben genannte Bilddatensatz mit einer Schichtdicke von 1,0 mm und einem Inkrement von 0,6 mm in einem mittelscharfen Kernel berechnet. Aus diesen 400-600 axialen Bildern wurden anschließend an einer Satellitenkonsole Multiplanare Rekonstruktionen (MPR) und Sliding-Thin-Slab Maximum Intensity Projections (STS-MIP) in axialer, coronarer und sagittaler Ebene mit 5 mm Schichtdicke und 4 mm Inkrement rekonstruiert und im oben angefuhrten Lungenfenster ausgespielt.

#### **2.4.1.3 Auswertungen**

Die Auswertung erfolgte durch zwei Untersucher, die unabhängig voneinander nochmals die Routinebilder und die Rekonstruktionen in allen Ebenen am Monitor

befundeten. Dazu sollten sie für alle Richtungen der MPRs und STS-MIPs jeweils einzeln und für alle MPRs und MIPs zusammen die Anzahl der identifizierbaren Rundherde bestimmen. Zusätzlich sollten sie jeweils ihre subjektive Sicherheit auf einer Drei-Punkte-Skala (1 = sicher, 2 = relativ, 3 = unsicher) einschätzen.

Die Patienten wurden anhand der Routinebildern und der Routinediagnostik in vier Gruppen eingeteilt: Gruppe 1: keine Rundherde nachweisbar  $n = 39$  (37,8%), Gruppe 2: Rundherde nicht sicher auszuschließen  $n = 21$  (20,4%), Gruppe 3: Rundherde sicher nachweisbar  $n = 28$  (27,2%), Gruppe 4: Mehr als 7 Rundherde  $n = 15$  (14,6%). Diese Gruppe wurde nicht in die Auswertung einbezogen.

## **2.4.2 Studien zu Erkrankungen des Lungenparenchyms**

Neben den Fragestellungen zu nodulären pulmonalen Läsionen führten wir auch Untersuchungen zu anderen Lungenerkrankungen durch. Dabei konnten wir drei Gruppen bilden, in welchen je eine Diagnose oder Teilbefund im Vordergrund stand. Grundlage dafür waren die Angaben bzw. Verdachtsdiagnosen des betreuenden Arztes. Dies waren emphysematöse, granulomatöse und infektiöse Lungenerkrankungen.

Auch bei diesen Studien wurde, wie in den vorigen, zusätzlich zu den Routinebildern, je ein Satz MPR und STS-MIP in drei zueinander senkrecht stehenden Ebenen angefertigt und mit oben genannten Fenstereinstellungen ausgespielt.

Die Auswertung erfolgte durch zwei Befunder im Konsensus. Es wurden die Routinebilder und alle Rekonstruktionen befundet und verglichen. Statistische Auswertungen wurden wegen der geringen Patientenzahl in den einzelnen Subgruppen nicht angefertigt.

### **2.4.2.1 Emphysematöse Lungenerkrankungen**

Zwischen Dezember 1999 und März 2000 wurden in unserer Klinik folgende Patienten, bei welchen eine Thorax CT durchgeführt werden sollte, in diese Gruppe eingeschlossen: Zwei Frauen (45 und 57 Jahre) und vier Männer (18, 59, 60 und 66 Jahre) mit den klinischen Angaben COPD, Bronchiektasen, Cystische Fibrose und COPD mit obstruierendem Bronchialcarcinom. Bildrekonstruktion und Auswertungen erfolgten wie oben beschrieben.

### **2.4.2.2 Granulomatöse Lungenerkrankungen**

Im selben Zeitraum wurden in unserer Klinik folgende Patienten, bei welchen eine Thorax CT durchgeführt werden sollte, in diese Gruppe eingeschlossen: Zwei Frauen (44 und 38 Jahre) und drei Männer (37, 63 und 65 Jahre) mit bekannter oder Verdacht auf Sarkoidose oder M. Wegener. Bildrekonstruktion und Auswertungen erfolgten wie oben beschrieben.

### **2.4.2.3 Infektiöse Lungenerkrankungen**

In derselben Periode wurden in unserer Klinik folgende Patienten, bei welchen eine Thorax CT durchgeführt werden sollte, in diese Gruppe eingeschlossen: Zwei Frauen (33 und 60 Jahre) und sieben Männer (35, 35, 47, 52, 66, 70 und 84 Jahre) mit den klinischen Angaben: Aspergillom, Verdacht auf oder bekannte Pneumonie, Verdacht auf Infiltrate und Tuberkulose. Bildrekonstruktion und Auswertungen erfolgten wie oben beschrieben.

## **2.5 Studie zur Darstellung des Mediastinums im Weichteilkern und -fenster**

Obwohl das Hauptanliegen dieser Arbeit war, die Darstellung des Lungenparenchyms und seiner Pathologika zu untersuchen, wollten wir auch in einer kleinen Stichprobe überprüfen, ob die beiden Rekonstruktionsverfahren eine Diagnose der Weichteile, insbesondere des Mediastinums, wie auf den Routinebildern ermöglichen. Daher untersuchten wir in dieser Studie die Darstellung des Mediastinums. Dabei wurden zusätzlich zu den oben beschriebenen Routinebildern, MPR und STS-MIP Serien, aus dem Rohdatensatz in einem Weichteilkern ein überlappender, dünner Satz Bilder (1 mm Schichtdicke, 0,6 mm Inkrement) analog zu dem Satz für die Lungenrekonstruktionen generiert. Daraus wurden MPR und STS-MIP mit 5 mm Schichtdicke und 4 mm Inkrement erzeugt und in einem Weichteilfenster (Center 40, Window 400) ausgespielt.

Die Auswertung erfolgte durch zwei Befunder im Konsensus. Es wurden die Routinebilder und alle Rekonstruktionen befundet und verglichen. Statistische Auswertungen wurden auch hier wegen der geringen Anzahl Patienten nicht angefertigt.

Zwischen Dezember 1999 und März 2000 wurden in unserer Klinik folgende Patienten, bei welchen eine Thorax CT durchgeführt werden sollte, in diese Studie eingeschlossen: Fünf Frauen (17, 30, 41, 49 und 72 Jahre) und fünf Männer (43, 49,

49, 59 und 64 Jahre) mit den klinischen Angaben Staging bei Mamma-CA, M. Hodgkin, Bronchialcarcinom, Tumor- oder Metastasensuche, Tumornachsorge und Thoraxempyem.

### 3 STATISTIK

Die Bewertungen von mehreren Untersuchern untersuchten wir zunächst hinsichtlich der Interrater-Reliabilität. Diese wurde mit der Intraclass Correlation errechnet, einem Konkordanzmaß zur Prüfung der Übereinstimmung von Beurteilungen und Methoden, welches nicht nur, wie bei der alternativen Spearman Correlation, die Übereinstimmung der Variablen bezüglich ihrer Richtung, sondern auch bezüglich ihres mittleren Niveaus mißt. (Fleiss JL, 1981; Bortz J, 1993; Sachs L, 1997; Klein KJ, Kozlowski SWJ (Hrsg.), 2000; Bühl A, Zöfel P, 2000) Nach Klein KJ und Kozlowski SWJ (Hrsg.) (2000) werden dabei im allgemeinen Werte größer 0,70 als akzeptabel, zwischen 0,50 bis 0,70 als ausreichend und solche unter 0,50 als unzureichend angesehen. Daher setzten wir eine Mindestkorrelation von 0,50 voraus. Bewertungen der Untersucher mit höherer Korrelation wurden gepoolt und der weiteren statistischen Auswertung zugeführt.

Die gepoolten Bewertungen nach den genannten Kriterien wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test für unverbundene und mit dem Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben auf Unterschiede geprüft: Die Bewertungen auf der Fünfstufen-Intervallskala der Schichtdickenstudie sind nicht als normalverteilt anzunehmen. Damit sind die Voraussetzungen des U-Tests erfüllt (Sachs L, 1997). Dabei wird hinsichtlich der zentralen Tendenz zweier unverbundener Stichproben getestet. Wir testeten jeweils die Unterschiede der Rekonstruktionsverfahren, der Orientierung des Phantoms in der Gantry und der räumlichen Ebenen der Reformationen. Die Nullhypothese lautete für die jeweiligen Paare: Es gibt keinen Unterschied in der Darstellung der Kriterien. Das Signifikanzniveau wurde mit  $\alpha < 0,05$  festgelegt.

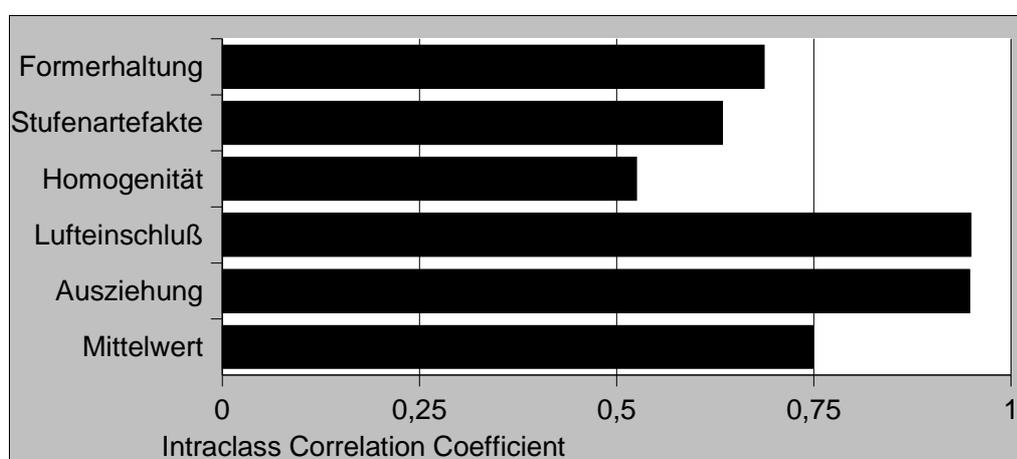
In den gepoolten Daten der Rundherdstudie wurden mit dem Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben auf signifikante Unterschiede zwischen Routinebildern, MPR und STS-MIP überprüft. Wir testeten jeweils die detektierten Rundherde der beiden Rekonstruktionsmethoden und -ebenen gegen die der Routinebilder. Die Nullhypothese lautete dabei: Es stellen sich auf beiden Bildserien gleich viele Rundherde dar. Das Signifikanzniveau wurde mit  $\alpha < 0,05$  festgelegt. Die Angaben der subjektiven Sicherheit bezüglich der Diagnose auf der dreistufigen nominalen Skala wurde nicht einem Test unterzogen sondern lediglich deskriptiv dargestellt.

Alle statistischen Auswertungen wurden mit SPSS für Windows® Statistik Software durchgeführt.

## 4 ERGEBNISSE

### 4.1 Phantomstudie

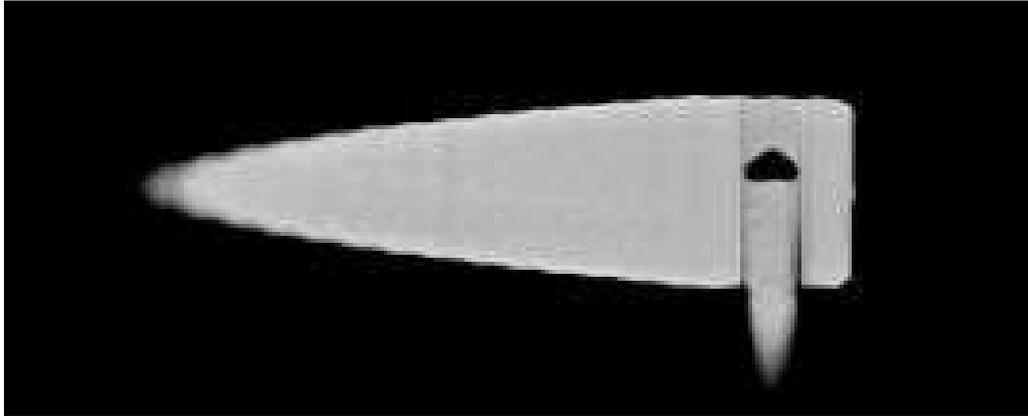
Die Interrater Reliabilität für die einzelnen Kriterien zeigt Diagramm 1. Für die Darstellung von Lufteinschluß und Ausziehung war sie sehr gut, die Kriterien Formerhaltung, Stufenartefakte und Homogenität ausreichend. Lediglich bei der Homogenität war die Interrater Reliabilität nur knapp über dem festgelegten Mindestwert. Im Mittel über alle Kriterien lag sie allerdings mit 0.75 im akzeptablen Bereich. Damit konnten die Bewertungen der drei Untersucher gepoolt werden.



**Diagramm 1: Interrater Reliabilität der Phantomstudienauswertung**

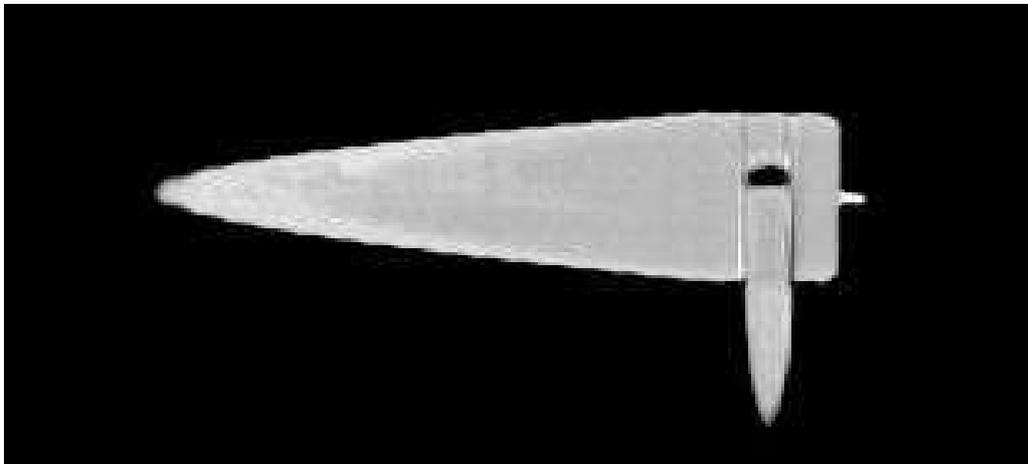
*Intraclass Correlation Coefficient der drei Beurteiler bei den fünf Kriterien*

Mit diesen Daten wurden zuerst unterschiedliche Bewertungen der Variablen aufgrund der beiden Reformativverfahren MPR und STS-MIP überprüft. Dabei zeigten sich signifikante Differenzen ( $p < 0,01$ ) bei der Darstellung von Lufteinschluß und Ausziehung: Der trianguläre Lufteinschluß wurde mit der MPR, die basale Ausziehung mit der STS-MIP besser abgebildet (siehe Abbildungen 19 und 20). Die Bewertungen der anderen Kriterien unterschieden sich kaum. Diagramm 2 zeigt die Mittelwerte der Bewertungen für die beiden Rekonstruktionsmethoden.



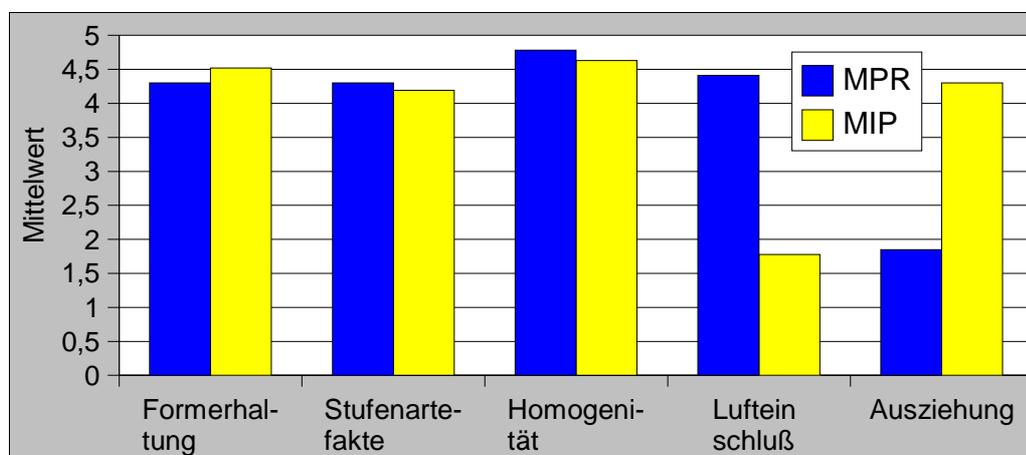
**Abbildung 19: Repräsentatives MPR-Schnittbild des Phantoms**

*Neben einer geringen Inhomogenität und Konturwellung zeigt sich der trianguläre Lufteinschluß an der Kegelform sehr gut. Die Ausziehung ist nicht abgrenzbar.*



**Abbildung 20: Positionsgleiches MIP-Schnittbild des Phantoms**

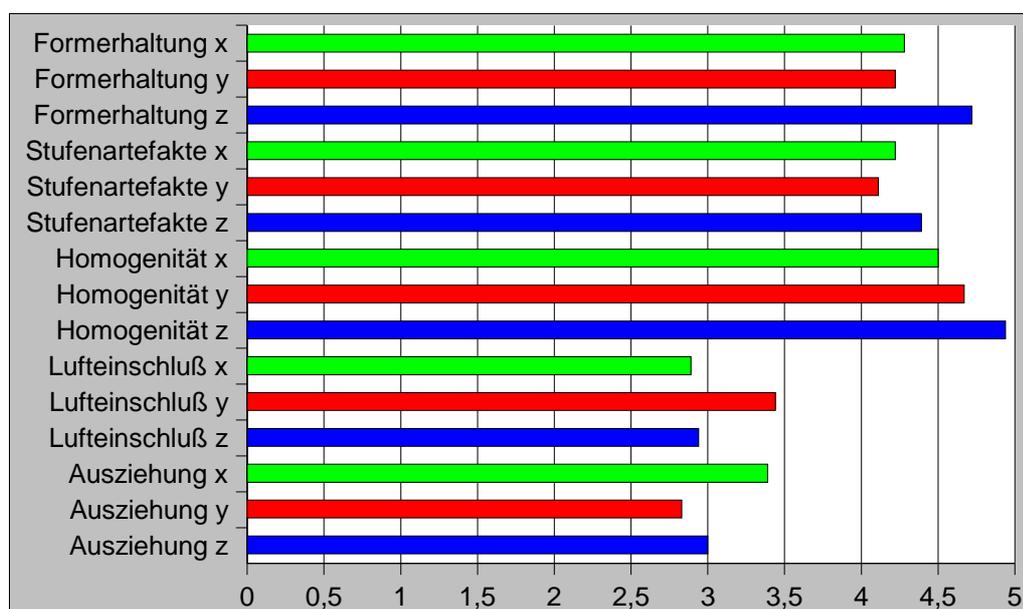
*Im Vergleich zur MPR Darstellung ist die basale Ausziehung exakt abzugrenzen und der laterale Stab bei gleicher Schichtdicke langstreckiger zu sehen. Der Lufteinschluß ist jedoch schlechter dargestellt.*



**Diagramm 2: Unterschiede der Rekonstruktionstechniken am Phantom**

*Die Darstellungen von Lufteinschluß und Ausziehung unterscheiden sich hochsignifikant in den beiden Rekonstruktionsmethoden ( $p < 0,01$ ). Die Qualität der Reformationen bezüglich der anderen Kriterien wurden als gleichwertig bewertet.*

Die Tests auf qualitativ unterschiedliche Darstellungen durch die Orientierung des Phantoms in der Gantry und durch die verschiedenen Rekonstruktionsebenen der Reformationen ergaben keine signifikanten Differenzen bei allen Parametern bis auf die folgenden Ausnahmen: Die Formerhaltung war bei Positionierung des Phantoms in z-Richtung signifikant ( $p < 0,05$ ) besser gegenüber der Positionierung in y-Richtung und tendenziell besser gegenüber der Positionierung in x-Richtung. In Diagramm 3 sind die Mittelwerte der Bewertungen für die Lage des Phantoms in der Gantry dargestellt.

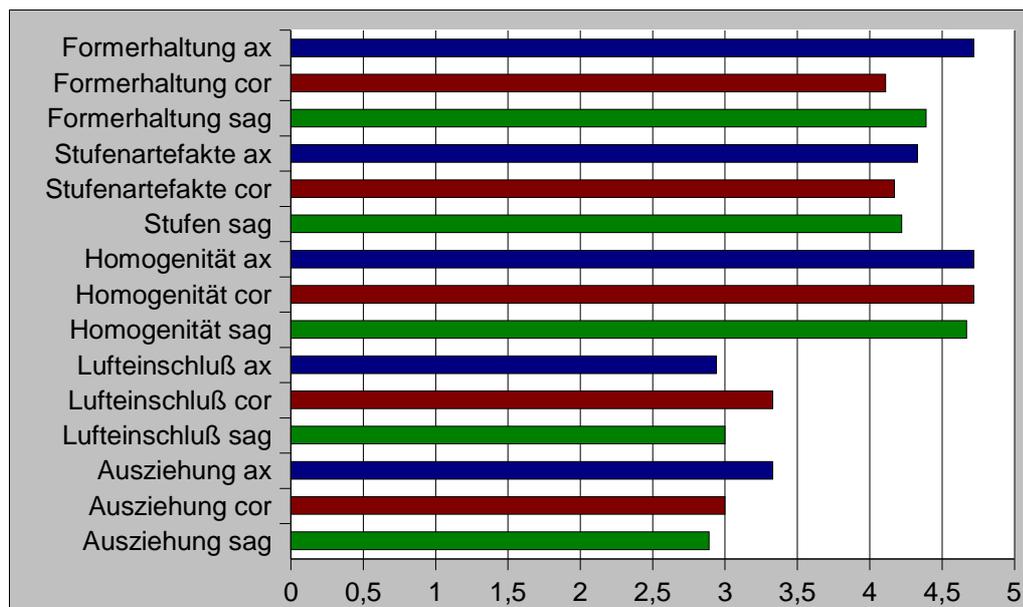


**Diagramm 3: Unterschiede der Positionierung des Phantoms in der Gantry**

Lediglich der Unterschied der Formerhaltung bei Positionierung des Phantoms in z-Richtung gegenüber der in y-Richtung wurde signifikant getestet ( $p < 0,05$ ).

Insgesamt wurden keine wesentlichen Unterschiede festgestellt.

Ebenfalls als signifikant überlegen wurde die Formerhaltung in den axialen Bildebenen gegenüber der Formerhaltung in den coronaren Ebenen bewertet ( $p < 0,05$ ). Die Mittelwerte für diese Untersuchung zeigt Diagramm 4.



**Diagramm 4: Unterschiede der Rekonstruktionsebenen am Phantom**

Außer der Formerhaltung der axialen gegen die coronare Rekonstruktionsebene waren die Unterschiede nicht signifikant ( $p < 0,05$ ).

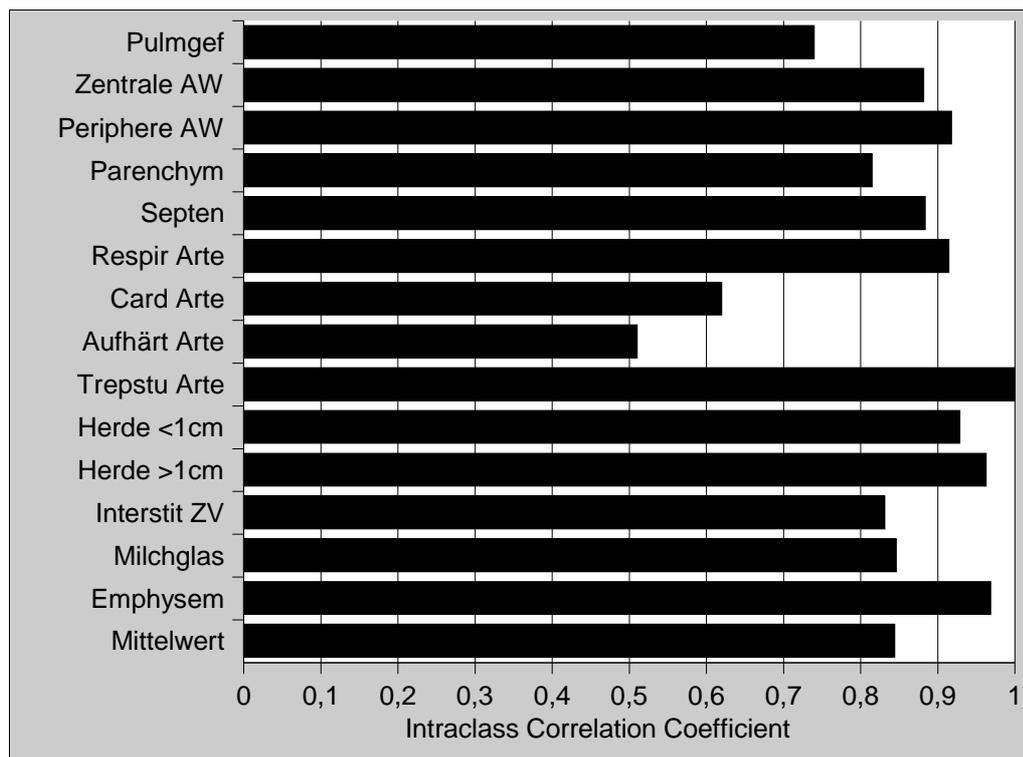
Zusammenfassend zeigte sich die MPR deutlich überlegen in der Darstellung des Lufteinschlusses, während die STS-MIP bei der Wiedergabe der Ausziehungen signifikant besser war. Die Positionierung des Phantoms in der Gantry zeigte nur im Bezug auf die Formerhaltung signifikante Unterschiede. Bei sonst heterogenen Tendenzen war die Positionierung in z-Richtung, also die „normale“ Positionierung längs auf dem CT-Tisch, leicht im Vorteil. Für die folgenden Patientenstudien ergaben sich somit gute Voraussetzungen.

## 4.2 Patientenstudie zur Schichtdicke

Wie unter 2.3 aufgeführt untersuchten wir an 30 Patienten mit welcher Kombination von Schichtdicke und Rekonstruktionsinkrement (3.0 mm / 2.0 mm, 5.0 mm / 4.0 mm, 8.0 mm / 6.0 mm) die besten Bilder rekonstruiert werden können und evaluierten die Ergebnisse der Phantomstudie an Patienten.

Die Interrater Reliabilität der beiden Untersucher war größtenteils akzeptabel bis sehr gut. Lediglich bei der Bewertung der cardialen Pulsations- und der Aufhärtungsartefakte fiel die Korrelation in ausreichende Bereiche. Im Mittel über alle Auswertungsparameter betrug die Interrater Reliabilität 0,84. Die Daten sind in Diagramm 5 dargestellt. Damit war eine Zusammenlegung der Bewertungen der beiden Rater möglich.

Anschließend wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test die Unterschiede der Bewertungen überprüft. Bei der Testung der Bewertungen bezüglich der



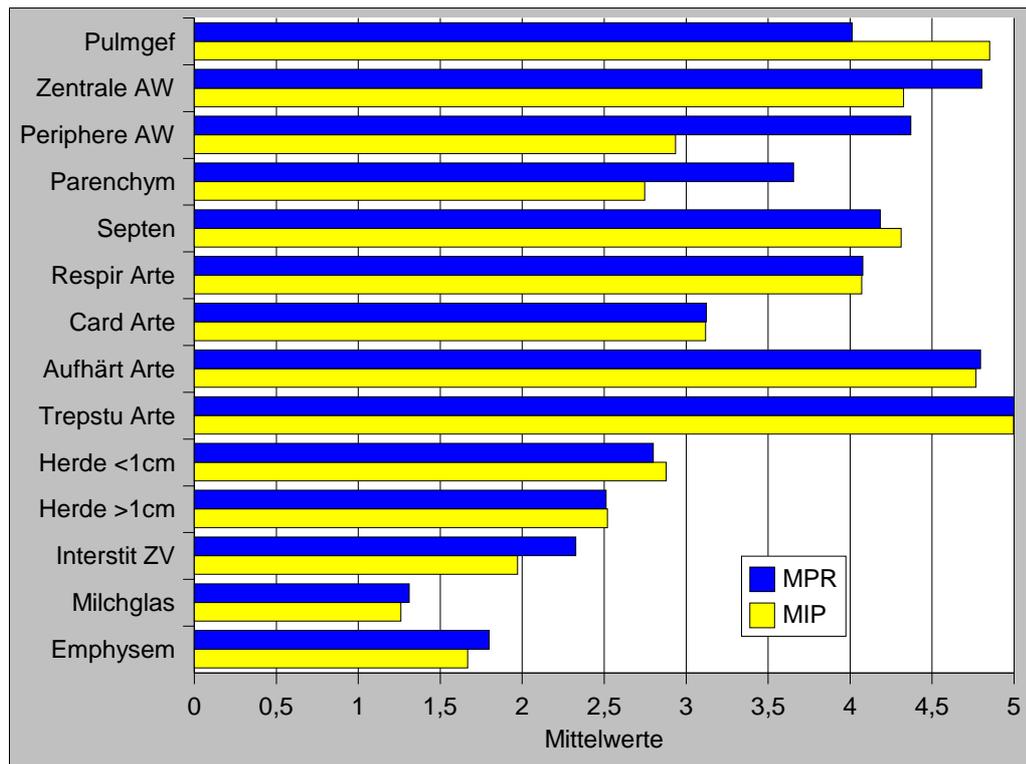
**Diagramm 5: Interrater Reliabilität der Beurteilungen mittels Intraclass-Correlation**

Dargestellt sind die Korrelationskoeffizienten der einzelnen Untersuchungsparameter und der Mittelwert iber alle.

Abkürzungen: Pulmgef = Pulmonalgefäße, Zentrale AW = zentrale Atemwege, Periphere AW = periphere Atemwege, Respir Arte = respiratorische Artefakte, Card Arte = Cardiale Artefakte, Aufhart Arte = Aufhartungsartefakte, Trepstu Arte = Treppenstufenartefakte, Herde = intrapulmonale Herdschatten größer/kleiner als 1 cm, Interstit ZV = Interstitielle Zeichnungsvermehrung, Milchglas = Milchglastrübungen, Emphysem = Emphysembezirke

Reformationstechniken zeigten sich die Vor- und Nachteile der beiden Methoden: Die STS-MIP war signifikant besser bei der Darstellung der pulmonalen Gefäße ( $p < 0,01$ ). Die MPR erwies sich andererseits als die signifikant bessere Methode bei der Darstellung von zentralen und peripheren Atemwegen und des Lungenparenchyms ( $p < 0,01$ ). Auch die Wiedergabe von interstitieller Zeichnungsvermehrung war mit der MPR signifikant besser ( $p < 0,05$ ). Diagramm 6 führt die Bewertungen nach Rekonstruktionstechniken auf.

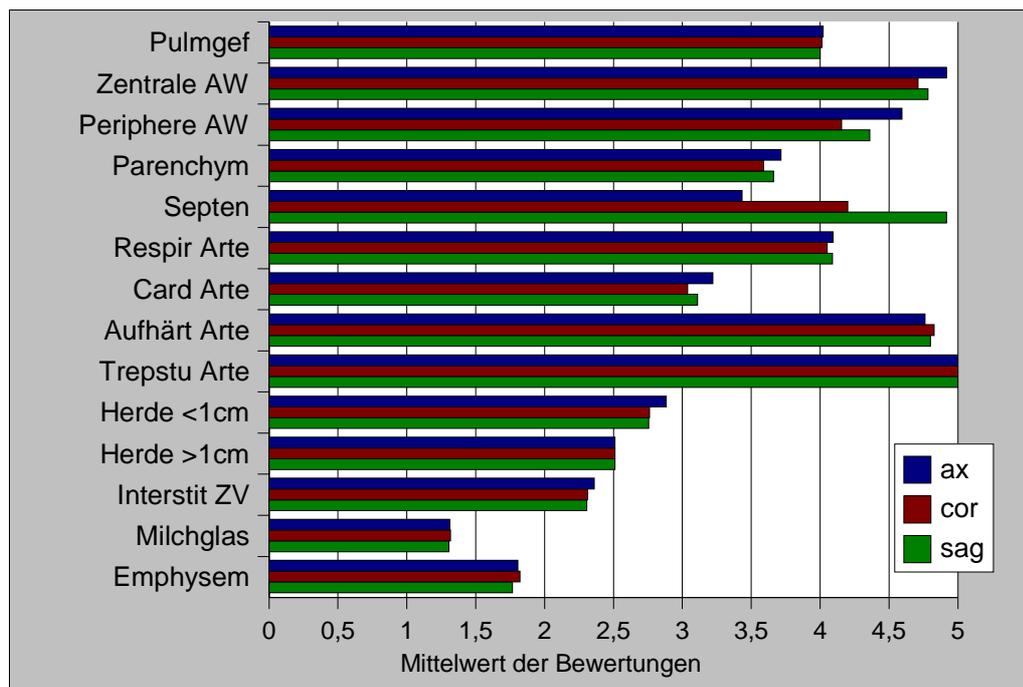
Bei der Überprüfung der Rekonstruktionsebenen zeigte sich folgendes: Sowohl die zentralen als auch die peripheren Atemwege wurden mit den axialen Reformationen gegenüber den beiden anderen, und die sagittalen gegenüber den coronaren Ebenen signifikant besser ( $p < 0,01$ ) dargestellt. Das Lungenparenchym wurde auf den axialen Bilder ebenfalls signifikant besser ( $p < 0,01$ ) bewertet als auf



**Diagramm 6: Unterschiede der Rekonstruktionstechniken**

**Mittelwerte der Bewertungen der Kriterien aufgeschlüsselt nach Rekonstruktionen.**  
 (Abkürzungen wie oben) Die Unterschiede bei der Bewertungen der Darstellung von Pulmonalgefäßen, zentralen und peripheren Atemwegen, Lungenparenchym und interstitieller Zeichnungsvermehrung waren hochsignifikant!

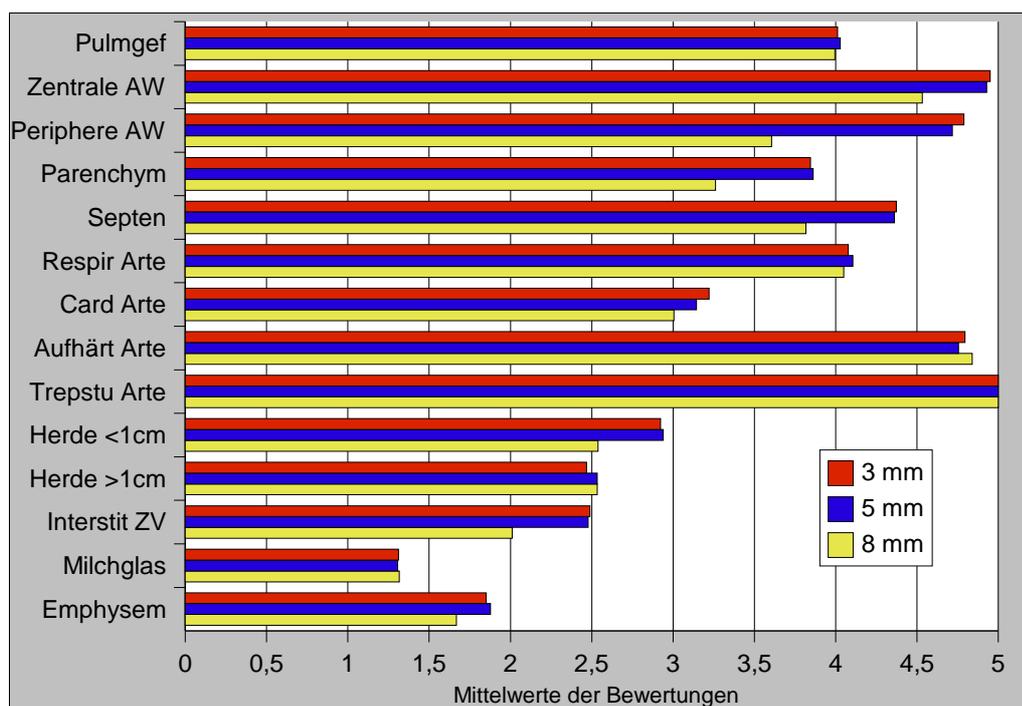
Bildern der beiden anderen Ebenen. Auch wurden signifikant weniger cardiale Artefakte auf axial rekonstruierten Bildern festgestellt ( $p < 0,01$ ). Die Lappenspalten wurden am besten mit sagittalen Rekonstruktionen im Vergleich zu den anderen dargestellt, am schlechtesten mit axialer Bildorientierung. Die Unterschiede dieser Bewertungen waren alle signifikant ( $p < 0,01$ ). In den Bewertungen der übrigen Kriterien zeigten sich keine bedeutsamen Differenzen bezüglich der Rekonstruktionsebenen. Alle Werte zeigt Diagramm 7.



### **Diagramm 7: Unterschiede der Rekonstruktionsebenen**

Bei der Testung ergaben sich signifikante Unterschiede bei der Bewertung der zentralen und peripheren Atemwege wie im Diagramm dargestellt. (Abkürzungen siehe Diagramm 5)

Die Testung der Unterschiede der Bewertungen bezuglich der Schichtdicke ergab Signifikanzen bei diesen Kriterien (Diagramm 8): Die zentralen und die peripheren Atemwege wurden auf 3 mm-Schichten besser als auf 5 mm-Schichten, auf diesen wiederum besser als auf 8 mm-Schichten bewertet (jeweils  $p < 0,01$ ). Es gab keine weiteren signifikanten Unterschiede zwischen 3 mm- und 5 mm-Schichten. Die 8 mm dicken Schichten erwiesen sich jedoch beiden anderen Schichtdicken als unterlegen in der Darstellung des Lungenparenchyms, der Lappenspalten und der interstitiellen Zeichnungsvermehrung (je  $p < 0,01$ ). Zudem zeigten 3 mm-Bilder signifikant weniger cardiale Artefakte und 5 mm- Bilder mehr Aufhartungsartefakte als 8 mm-Bilder (je  $p < 0,01$ ). 8 mm dicke Bilder wiederum stellten Herdschatten mit Durchmesser kleiner als 1 cm bedeutend schlechter dar als 3 mm ( $p < 0,05$ ) und 5 mm ( $p < 0,01$ ) dünne Bilder.



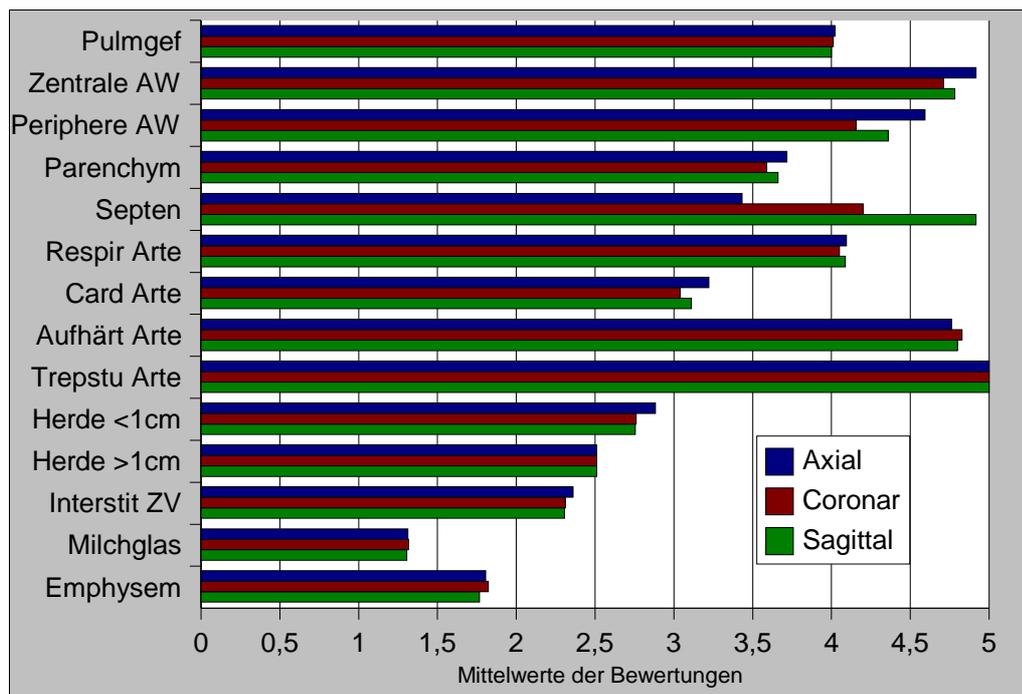
**Diagramm 8: Mittelwerte der Bewertungen nach Schichtdicke geteilt.**

Die Unterschiede bei den zentralen und peripheren Atemwegen waren signifikant. Die 8 mm Schichten zeigten einen signifikanten Unterschied zu den beiden anderen Schichtdicken in der Darstellung von Lungenparenchym, Lappenspalten und interstitieller Zeichnungsvermehrung. Cardiale Artefakte waren in den 3 mm Schichten signifikant häufiger als in 8 mm-Schichten. Dasselbe gilt für die 5 mm-Bilder bei Aufhartungsartefakten. (Abkürzungen siehe Diagramm 5)

Nach Trennung der Stichprobe in zwei gleich große Gruppen anhand der Nachverarbeitungsmethoden MPR und STS-MIP ergab die Testung der Unterschiede der Bewertungen hinsichtlich Rekonstruktionsebene und Schichtdicke:

Mit den MPRs wurden die zentralen Atemwege auf axialen Bildern besser als auf coronaren und sagittalen bewertet (je  $p < 0,01$ ). Bei den peripheren Atemwegen waren die axialen lediglich den coronaren Bildern überlegen ( $p < 0,01$ ). Die Darstellung der Septen wiederum war in sagittaler Bildebene am besten von allen Ebenen und auch in coronarer noch besser als in axialer Ebene (je  $p < 0,01$ ). Die coronaren Bilder wiesen jedoch signifikant stärkere cardiale Artefakte auf als axiale Bilder ( $p < 0,01$ ). Die übrigen Differenzen ergaben keine Signifikanzen. Die Mittelwerte der Bewertungen zeigt Diagramm 9.

Bei den Tests der Unterschiede der Schichtdicken zeigten sich keine signifikanten Differenzen zwischen 3 mm und 5 mm dünnen Bildserien. Gegen diese beiden Schichtdicken schnitten die 8 mm Bilder bei der Bewertung zentraler und peripherer Atemwege, des Lungenparenchyms und der Lappenspalten signifikant schlechter ab ( $p < 0,01$ ). Auch Herdschatten mit einem Durchmesser kleiner 1 cm wurden auf den

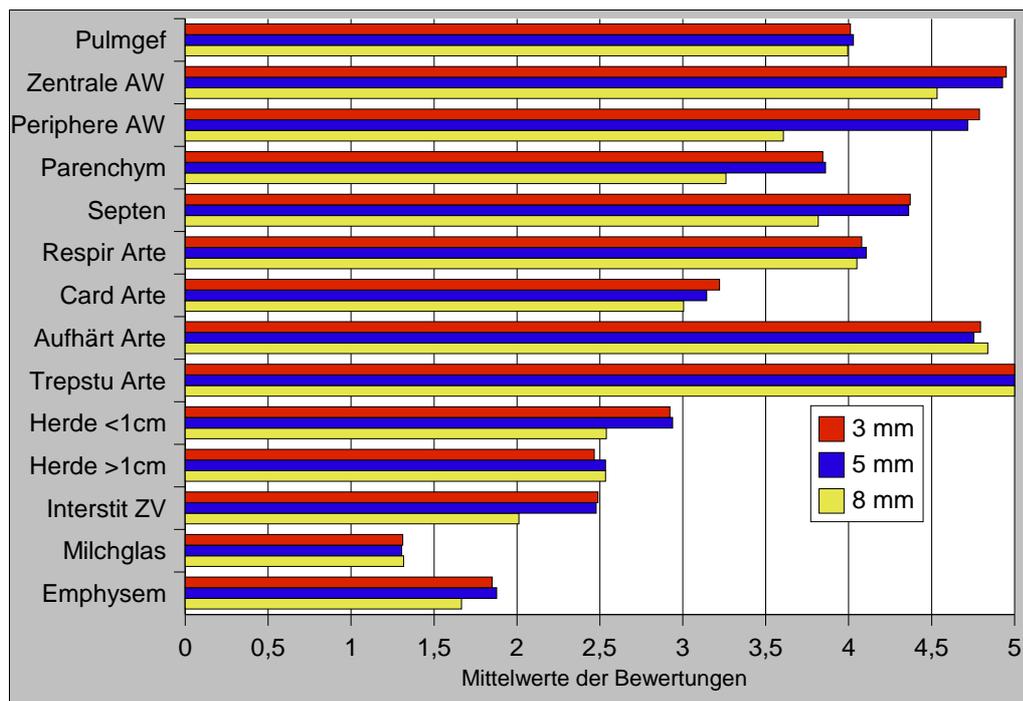


**Diagramm 9: Mittelwerte der Bewertungen bei den MPR nach Rekonstruktionsebenen.**

(Abkürzungen siehe Diagramm 5)

dünnen Bildern signifikant besser dargestellt ( $p < 0,01$ ). Im Bereich der Artefakte zeigten sich bedeutend weniger cardiale Artefakte auf 3 mm ( $p < 0,01$ ) und 5 mm ( $p < 0,05$ ) dünnen Schichten als auf 8 mm dicken. Aufhartungsartefakte hingegen wurden auf diesen dicken Bildern seltener beobachtet als auf 5 mm dünnen ( $p < 0,05$ ). Die übrigen Differenzen zeigten keine bedeutsamen unterschiedlichen Bewertungen. Die Mittelwerte aller Bewertungen nach Schichtdicken aufgeschlüsselt zeigt Diagramm 10.

In der Untergruppe der STS-MIPs ergaben sich folgende Signifikanzen bei Testung der Differenzen: Die zentralen und peripheren Atemwege wurden auf axialen Schichten besser als auf coronaren oder sagittalen dargestellt (je  $p < 0,01$ ), auf coronaren schlechter als auf sagittalen ( $p < 0,01$ ). Auch das Lungenparenchym hatte signifikant höhere Bewertungen auf axialen Bildern im Vergleich zu coronaren und sagittalen (je  $p < 0,01$ ). Bei diesem Kriterium war der Unterschied zwischen coronaren und sagittalen Bildebenen jedoch nicht signifikant. Die Septen stellten sich wiederum auf sagittalen Bildsatzen am besten, und auf axialen am schlechtesten dar. Auch bei den MIPs waren die genannten Differenzen jeweils signifikant (je  $p < 0,01$ ). Ebenso wie bei den MPRs zeigten sich die axialen MIP-Bilder am wenigsten anfällig für cardiale Artefakte, die Unterschiede zu den beiden anderen Ebenen waren signifikant ( $p < 0,01$ ), die Differenz dieser untereinander nicht.

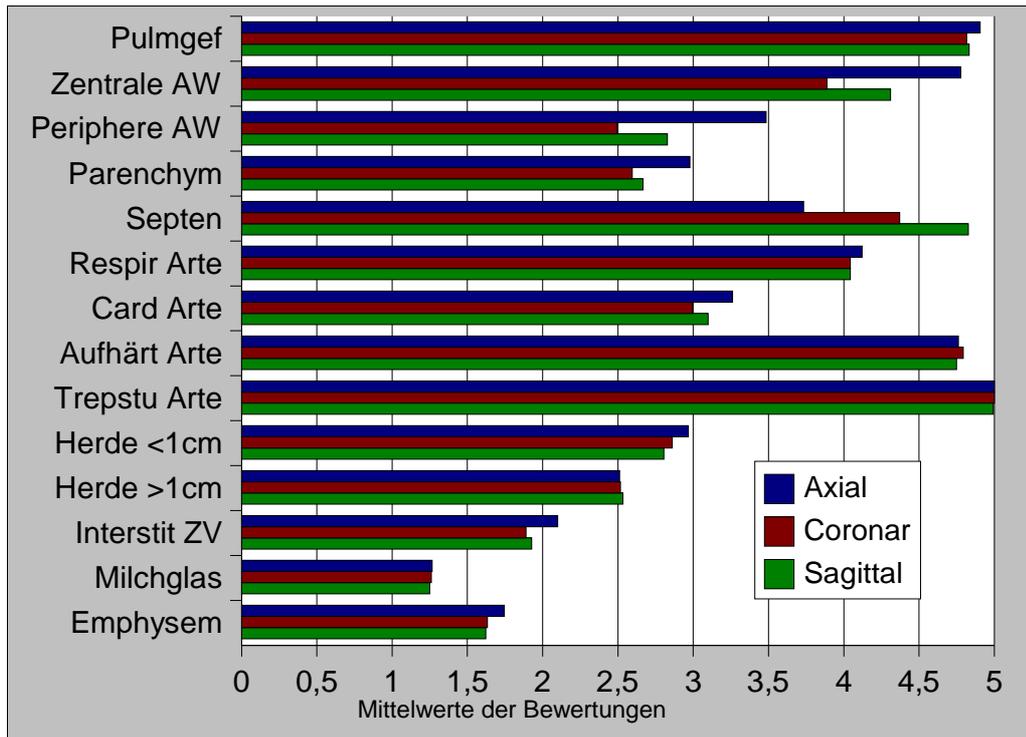


**Diagramm 10: Mittelwerte der Bewertungen bei den MPR nach Schichtdicken.**

(Abkürzungen siehe Diagramm 5)

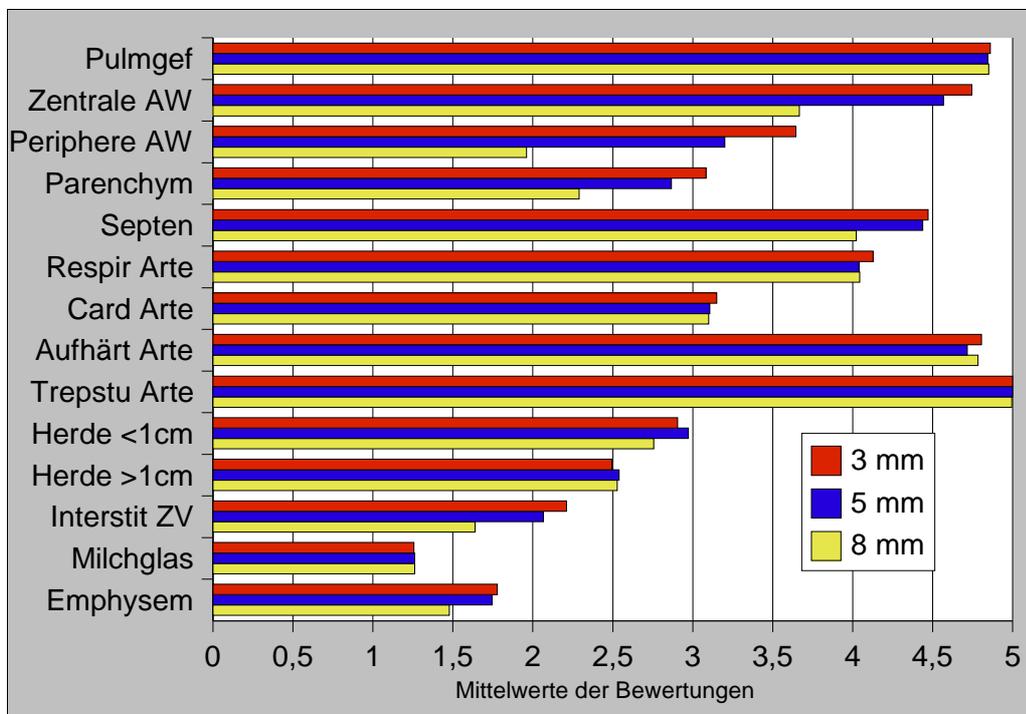
Bei der Betrachtung der Schichtdicken erwiesen sich bei Testung im Vergleich von 3 mm und 5 mm dünnen Bildern bezüglich der Kriterien zentrale ( $p < 0,05$ ) und periphere ( $p < 0,01$ ) Atemwege, sowie Lungenparenchym ( $p < 0,01$ ) die 3 mm Schichten als signifikant überlegen. Ansonsten zeigten sich diese beiden Schichtdicken als gleichwertig.

Die 8 mm dicken Schichten bekamen signifikant schlechtere Bewertungen im Vergleich zu den beiden dünneren Schichten bei den Kriterien zentrale und periphere Atemwege, Lungenparenchym, Septen und interstitielle Zeichnungsvermehrung. Bis auf die Konstellation 5 mm gegen 8 mm bei der Darstellung der interstitiellen Zeichnungsvermehrung ( $p < 0,05$ ) betrug die Fehlerwahrscheinlichkeit sogar  $p < 0,01$ . Die Mittelwerte der Bewertungen für die STS-MIPs gelistet nach Rekonstruktionsebene und Schichtdicken zeigen die Diagramme 11 und 12.



**Diagramm 11: Mittelwerte der Bewertungen in der STS-MIP nach Rekonstruktionsebenen.**

(Abkürzungen siehe Diagramm 5)



**Diagramm 12: Mittelwerte der Bewertungen der STS-MIP nach Schichtdicken.**

(Abkürzungen siehe Diagramm 5)

Zusammenfassend kann man, unabhängig von den Rekonstruktionsmethoden, zu den Rekonstruktionsebenen und den Schichtdicken sagen, daß die Pulmonalgefäße auf keiner Ebene oder Schichtdicke signifikant besser oder schlechter bewertet wurden. Zentrale und periphere Atemwege erhielten die besten Werte auf axialen Schichtdicken, auf coronaren die schlechtesten. Ebenso erhielten dieselben Kriterien auf 3 mm dünnen STS-MIP-Schichten die besten Bewertungen, jedoch nicht in der MPR Gruppe. In diesem Fall gab es keine wesentlichen Unterschiede zu den 5 mm Schichten. Immer jedoch schnitten die 8 mm dicken Bilder am schlechtesten ab. Ähnlich verhielt es sich mit der Darstellung des Lungenparenchyms. Es wurde, außer auf den MPRs, in axialen Schnittebenen besser bewertet als auf Bildern der anderen Ebenen. Ebenfalls zeigten die 8 mm-Rekonstruktionen die schlechteste Bildqualität, während sich die 5 mm von den 3 mm-Bildern insgesamt kaum unterschieden. Die Lappenspalten wiederum wurden durchgehend auf sagittalen Bildern eindeutig am besten dargestellt. Sogar die coronaren Bilder waren den axialen in diesem Punkt stets überlegen. Auch stellten sich die Septen auf den 3 mm-Bildern am besten und auf den 8 mm-Schichten am schlechtesten dar. Ebenso machte hier die Untergruppe der MPR die Ausnahme, wo die 5 mm- den 3 mm-Schichten nicht wesentlich nachstanden.

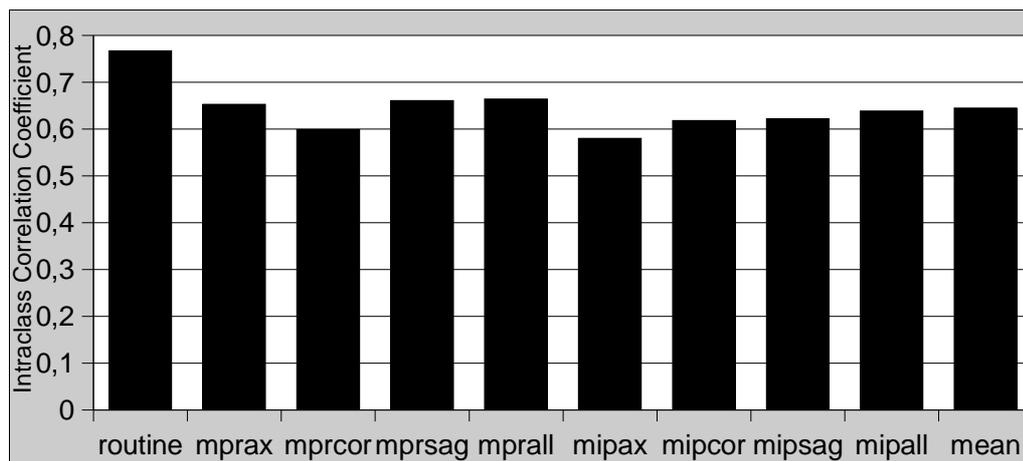
Bei den Artefakten ließ sich insgesamt feststellen, daß cardiale Artefakte häufig zu beobachten waren und auch die Bildqualität beeinflussten. Dabei schnitten die axialen Rekonstruktionsebenen noch am besten ab. Treppenstufenartefakte aufgrund eines Partialvolumeneffektes konnten praktisch nicht beobachtet werden und wurden stets als nicht vorhanden bewertet. Aufhärungsartefakte konnten manchmal auf 8 mm-Schichten signifikant geringer beobachtet werden als auf den Bildern anderer Schichtdicke.

Bei den pathologischen Veränderungen zeigten sich lediglich bedeutsame Unterschiede in der Darstellung einer interstitiellen Zeichnungsvermehrung. Sie wurde meist auf 8 mm dicken Bildserien am schlechtesten bewertet. Es gab jedoch keine bevorzugte Reformationsebene. Auch Herdschatten mit einem Durchmesser kleiner 1 cm wurde auf 8 mm Schichten schlechter dargestellt als auf den anderen beiden Schichtdicken.

### **4.3 Studien zu diversen Krankheitsbildern**

#### **4.3.1 Studie zu nodulären pulmonalen Läsionen**

Die Interrater-Correlation lag im Mittel über alle Variablen bei 0,64 mit einem Signifikanzniveau von  $p < 0,01$ . Im Hinblick auf die axialen Routinebilder lag die



**Diagramm 13: Interrater Correlation der Rundherd-Studie.**

Im Mittel lag die Korrelation bei 0,64, bei den Routinebildern mit 0,76 deutlich höher, bei der Beurteilung der coronaren MPRs und der axialen MIPs fielen sie knapp unter 0,60.

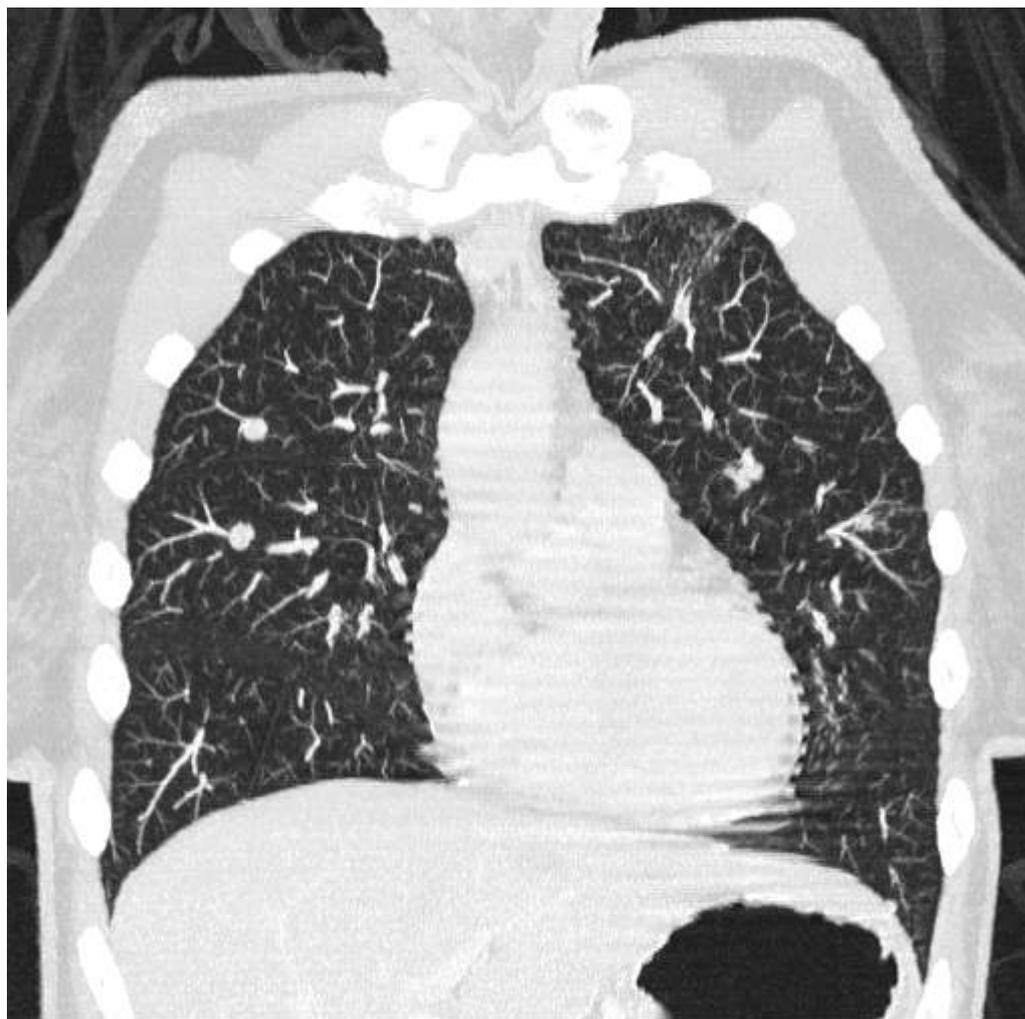
(Abkürzungen: Kombinationen aus Rekonstruktionsmethode (mpr / mip = MPR / STS-MIP) und -richtung (ax / cor / sag = axial / coronar / sagittal, bzw. all = alle drei Ebenen zusammen); routine = Routinebilder; mean = Mittelwert)

Untersucherkorrelation bei 0,76, für die coronaren MPRs und die axialen STS-MIPs unter 0,60 (Diagramm 13). Zwei Beispiele für coronare Rekonstruktionen zeigen die Abbildungen 21 und 22.



***Abbildung 21: Coronare MPR einer Patientin mit multiplen Rundherden***

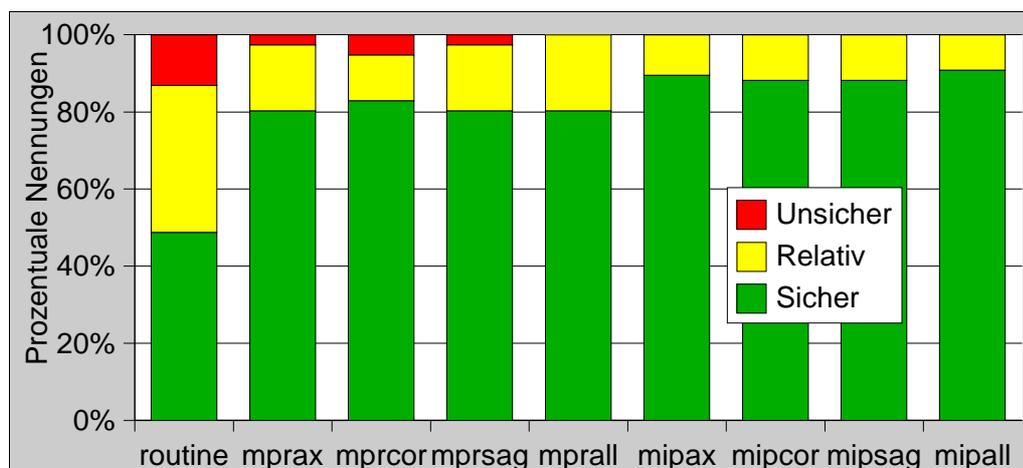
***Die flauen Metastasen sind beidseits deutlich zu erkennen und von den Gefäßen zu diskriminieren.***



*Abbildung 22: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin*

*Die Rundherde stellen sich deutlich heller und dichter mit dieser Rekonstruktionsmethode dar.*

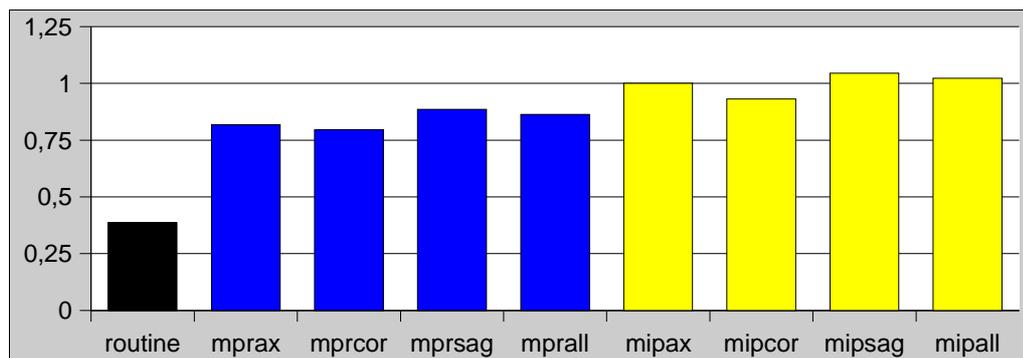
Die Auswertung der einzelnen Gruppen ergab folgende Ergebnisse: Bei der Gruppe 1 („Keine Rundherde auf Routinebildern nachweisbar“, n = 39) konnte der Befund der Routinebilder in allen Rekonstruktionen fast immer bestätigt werden. Lediglich ein Untersucher stellte in drei Fällen je einen, und bei einem weiteren Patienten drei Rundherde zusätzlich fest. Die subjektive Sicherheit über die richtige Diagnose war deutlich besser in den Rekonstruktionen gegenüber den Routinebildern. Dabei gaben die STS-MIPs den Beurteilern die meiste Sicherheit. Die Nennungen von „sicheren“ Diagnosen stieg von 48% bei den Routinebildern auf über 80% bei den MPRs auf 90% bei der Befundung der STS-MIPs. (Diagramm 14).



**Diagramm 14: Diagnosesicherheit in Gruppe 1**

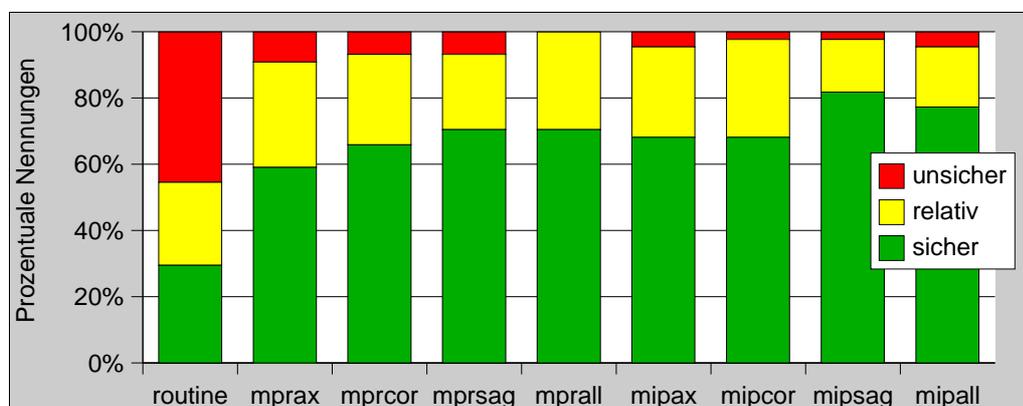
(Abkürzungen siehe Diagramm 13) Die subjektive Sicherheit der Beurteiler bei der Diagnose war mit beiden Rekonstruktionen deutlich besser gegenüber den Routinebildern.

In der Gruppe 2 („Rundherde auf Routinebildern nicht sicher auszuschließen“, n = 21) ergab sich folgendes Bild: Sowohl mit den MPRs als auch mit den STS-MIPs konnten signifikant mehr Rundherde identifiziert werden als mit den Routinebildern. Mit den MPRs konnten im Mittel doppelt so viele Läsionen entdeckt werden. Die STS-MIPs erhöhten abermals die Anzahl der im Mittel detektierten Herde gegenüber den MPRs um nahezu weitere 50%. Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant (Diagramm 15). Die subjektive Sicherheit des Rundherdnachweises zeigte ein ähnliches Bild: Sie war deutlich geringer bei der Beurteilung der Routinebilder, zwischen MPRs und STS-MIPs jedoch fast gleich: „Sichere“ Diagnosen in 30% bei Befundung der Routinebilder und in 70% bei MPRs bzw. in 77% bei STS-MIPs. (Diagramm 16).



**Diagramm 15: Detektierte Rundherde in Gruppe 2.**

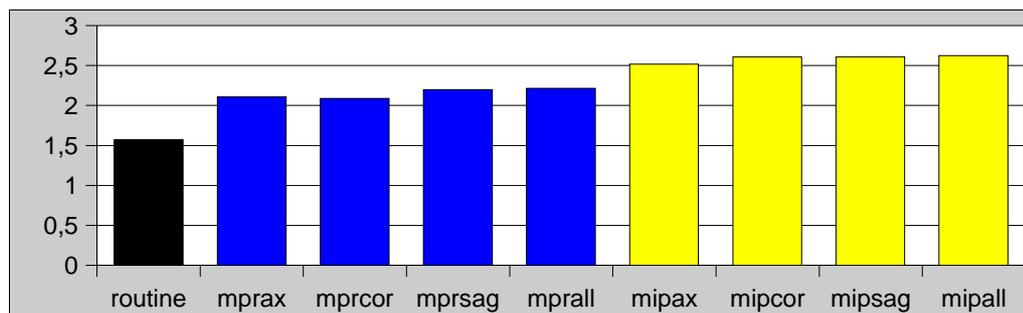
(Abkürzungen siehe Diagramm 13) Die detektierten Rundherde verdoppeln sich im Mittel mit den MPRs gegenüber den Routinebildern, die MIPs ermöglichen eine weitere Steigerung der detektierten Läsionen um die Hälfte.



**Diagramm 16: Selbsteinschätzung der Diagnosesicherheit in Gruppe 2.**

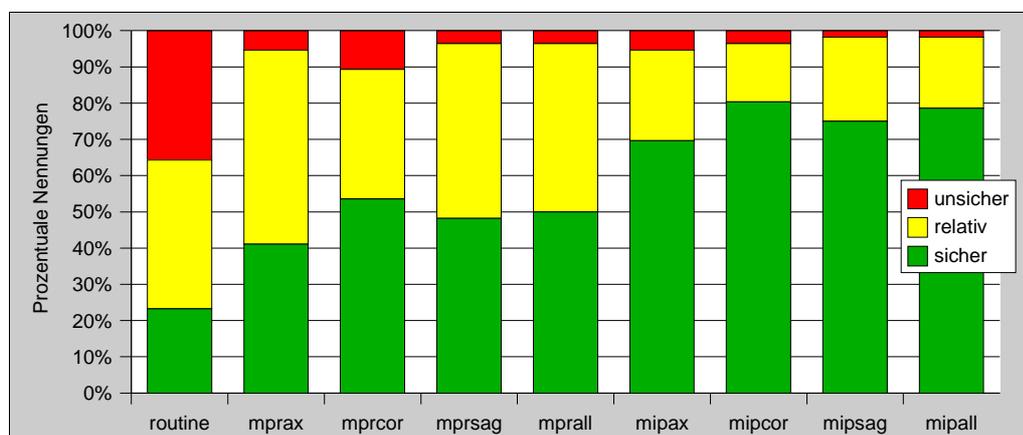
(Abkürzungen siehe Diagramm 13) Die Sicherheit der Befunder ob ihrer Diagnose war bei den Rekonstruktionsverfahren etwa gleich und deutlich höher als bei den Routinebildern.

Die dritte Gruppe („Rundherde auf Routinebildern sicher nachweisbar“, n= 28) stellt sich wie folgt dar: Wie in der zweiten Gruppe wurden auf den MPR mehr Läsionen als auf den Routinebildern gefunden. Die MPRs ermöglichten eine Steigerung der Anzahl der detektierten Rundherde im Mittel um ca. 25%. Auf den STS-MIPs konnte dies nochmals um etwa 25% gesteigert werden (Diagramm 17). In dieser Gruppe waren diese Unterschiede jedoch alle signifikant. Auch die subjektive Diagnosesicherheit stellte sich analog dar mit sich steigernden Werte: 23% bei den Routinebildern, 50% bei den MPRs und 79% bei den STS-MIPs. (Diagramm 18).



**Diagramm 17: Mittelwerte der detektierten Rundherde in Gruppe 3.**

(Abkürzungen siehe Diagramm 13) Die Anzahl der diagnostizierten Rundherde konnte mit den MPRs gegenüber den Routinebildern im Mittel um etwa ein Viertel gesteigert werden. Die Auswertung der MIPs ermöglichte eine abermalige Steigerung um ungefähr denselben Betrag.



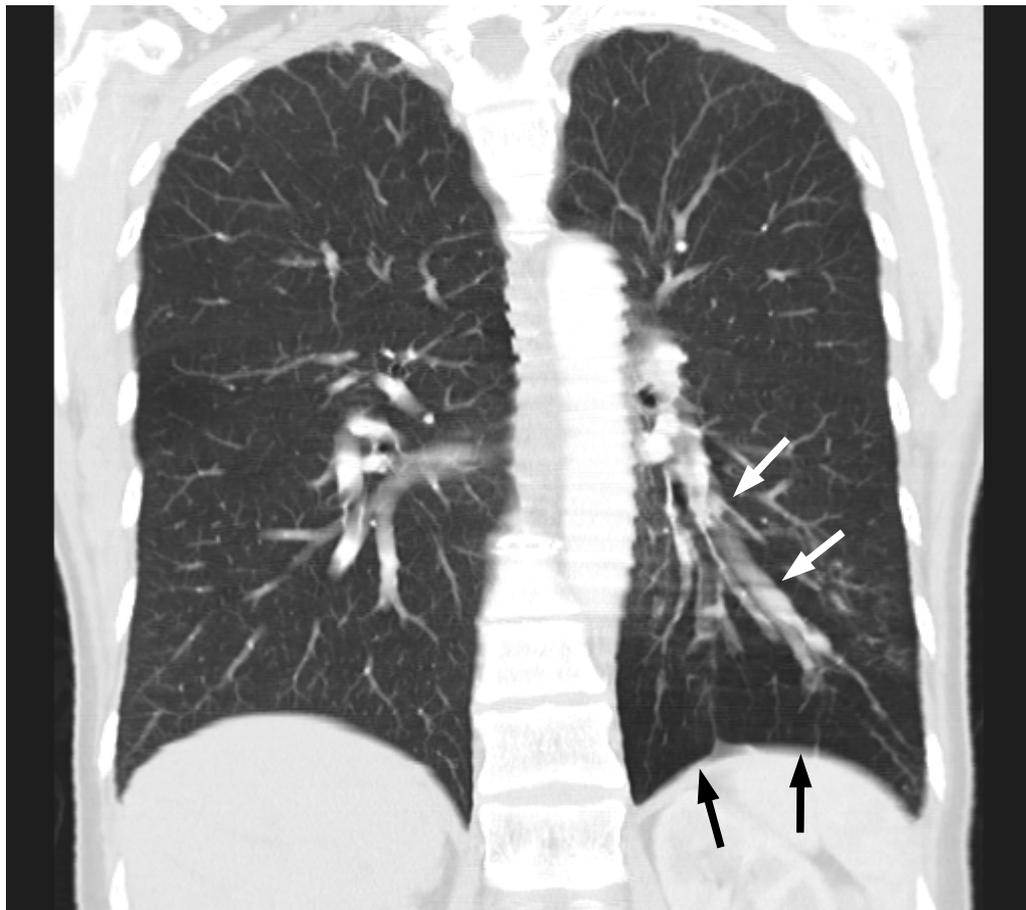
**Diagramm 18: Selbsteinschätzung der Diagnosesicherheit in Gruppe 3.**

(Abkürzungen siehe Diagramm 13) Die Untersucher gaben die Sicherheit in ihre Diagnose mit den Routinebildern am geringsten, mit den MIPs am größten an.

## 4.3.2 Studien zu Erkrankungen des Lungenparenchyms

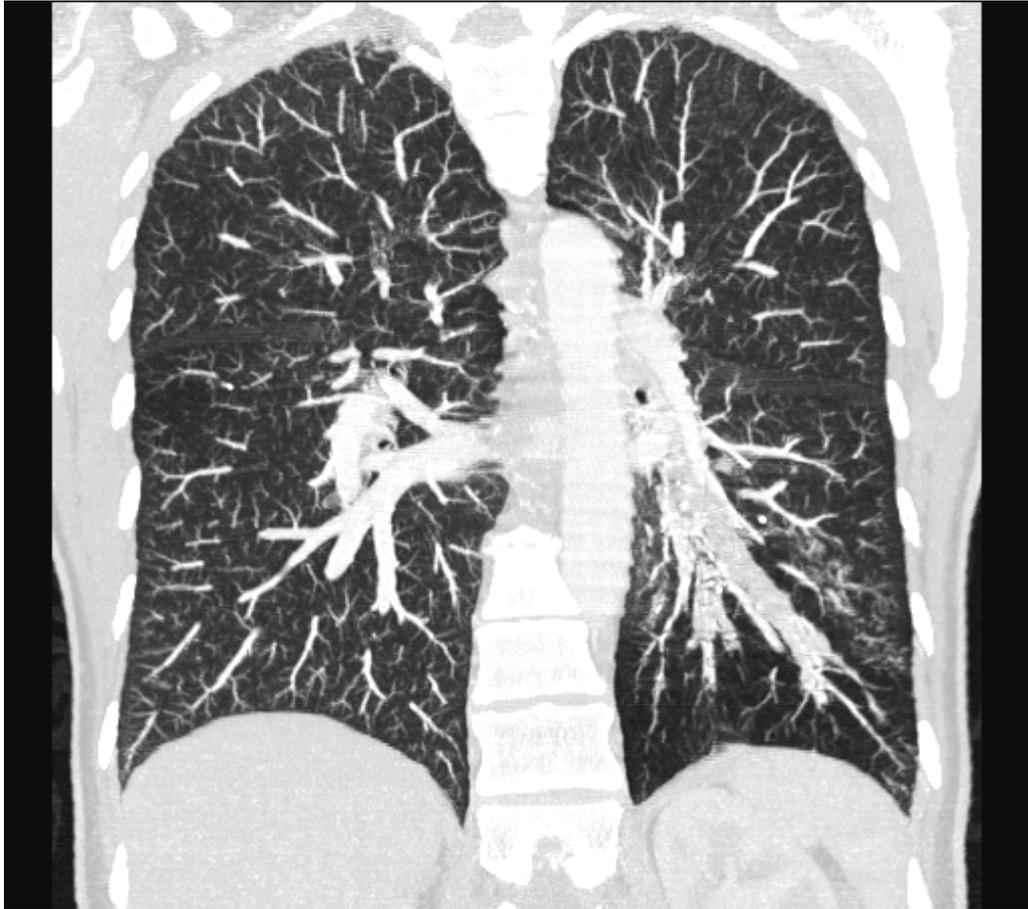
### 4.3.2.1 Emphysematöse Lungenerkrankungen

Bei der 45jährigen Patientin mit bekannten Bronchiektasen stellten sich im linken Unterlappen und der Lingula mukusimpaktierte zylindrische Bronchiektasen mit postenzündlichen Veränderungen und peribronchiektatischen Weichteilverdichtungen dar. Poststenotisch zeigte sich ein emphysematöser Parenchymverlust. Der übrige computertomographische Befund war regelrecht (siehe Abbildungen 23, 24)



**Abbildung 23: Coronare MPR einer 45jährigen Patientin mit Bronchiektasen und poststenotischem emphysematösem Parenchymverlust**

*Im linken Unterlappen zeigen sich mukusimpaktierte Bronchiektasen (weiße Pfeile). Distal davon emphysematischer Umbau (schwarze Pfeile).*

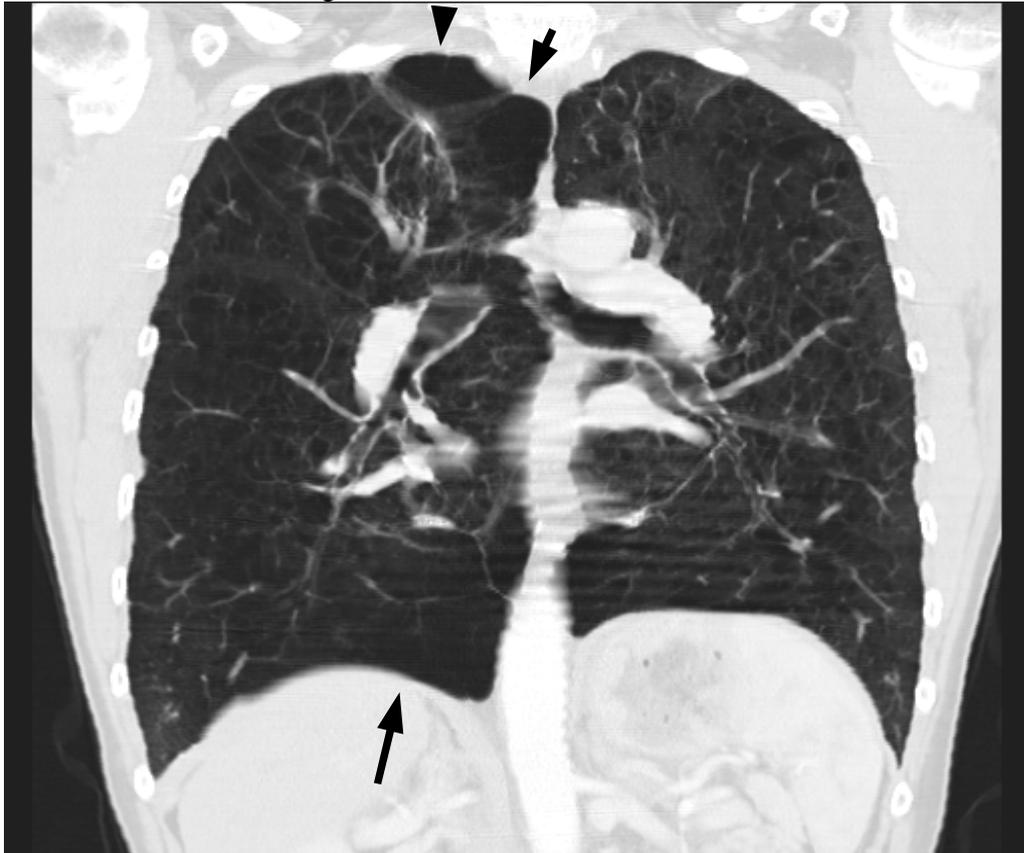


***Abbildung 24: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin***

***Im Vergleich zur MPR stellen sich die Bronchiektasen und das Emphysem schlechter dar. Die Gefäßrarefizierung ist jedoch besser zu sehen.***

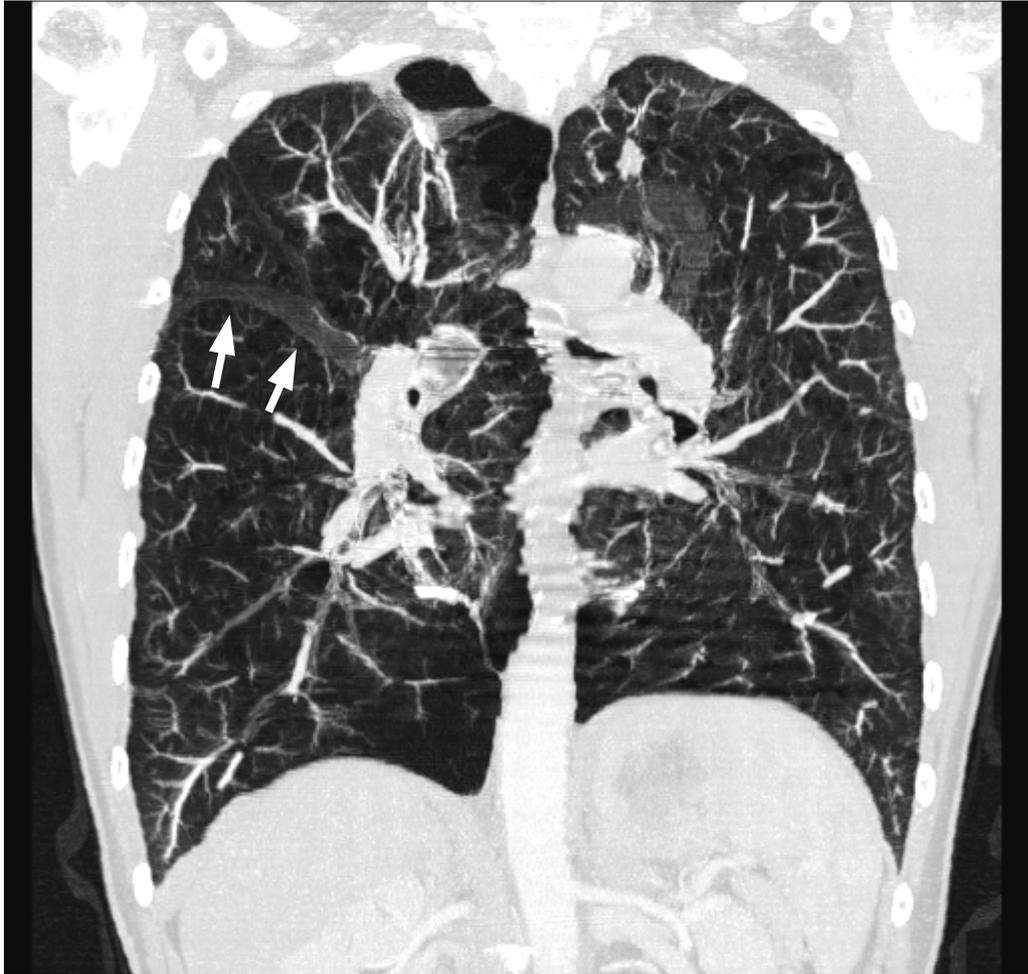
Im Vergleich zu den Routineaufnahmen brachten MPR und STS-MIP keine neuen Erkenntnisse, stellten jedoch die Ausbreitung der Veränderungen vor allem in z-Richtung besser dar. Ebenso wurde das Ausmaß des Emphysems auf den Routinebildern vergleichsweise unterschätzt.

Die 57jährige Patientin mit bekannter COPD wies schwere emphysematische Lungengerüstveränderungen der gesamten Lunge mit Bullae rechts apical und basal auf. Zusätzlich stellten sich Pleurakuppen- und Interlobärschwelen beiderseits dar. Die emphysebedingte Gefäßrarefizierung wurde mit der STS-MIP, die Strahlentransparenz auf der MPR besser wiedergegeben. Auf den coronaren Bildern sind Artefakte durch das Herz im Lungenparenchym bis zur Thoraxwand zu beobachten (siehe Abbildungen 25, 26).



**Abbildung 25: MPR einer 57jährigen Patientin mit COPD**

*Die gute Darstellung der Strahlentransparenz ermöglichte eine Beurteilung des Ausmaßes des schweren Emphysems.*



*Abbildung 26: STS-MIP derselben Patientin.*

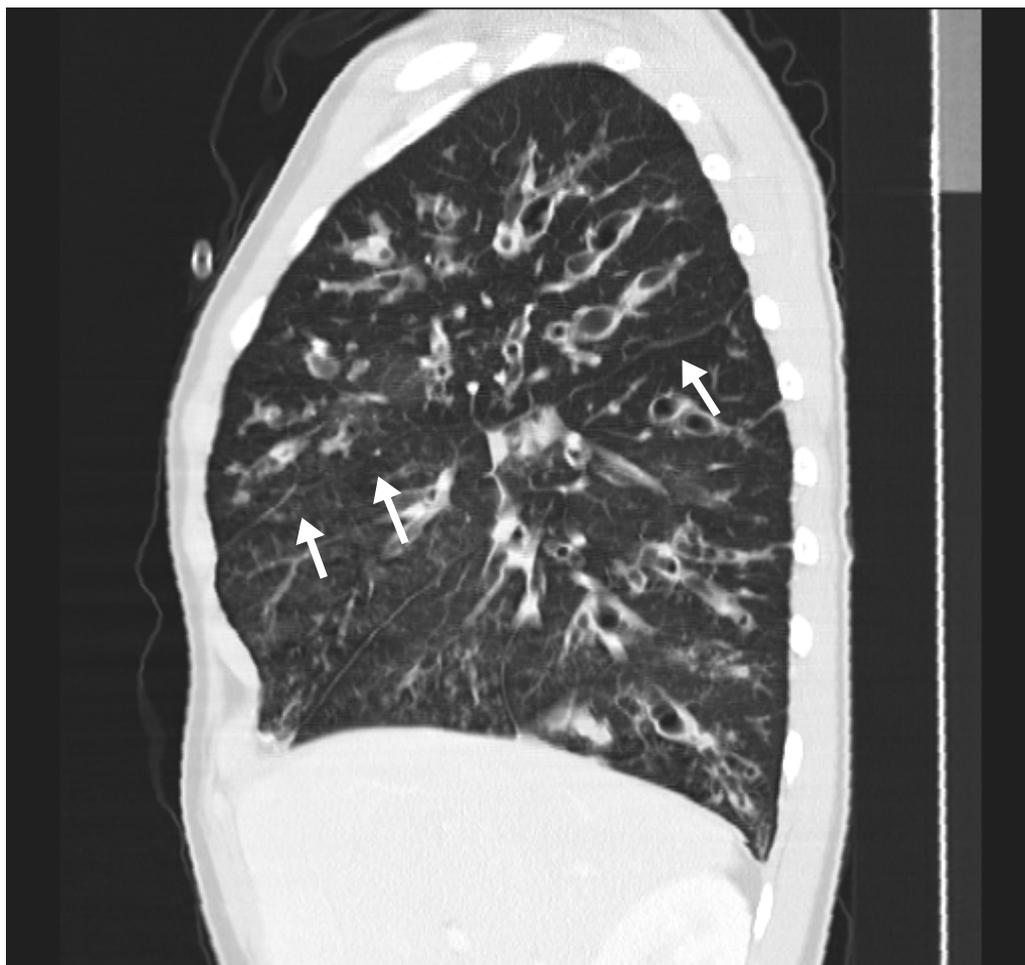
*Wiederum bessere Darstellung der Gefäße beziehungsweise deren Rarefizierung sowie der Septen (Pfeile) mit der MIP, jedoch schlechtere Sichtbarkeit der luftgefüllten Strukturen.*

Der 18jährige Patient stellte sich mit Cystischer Fibrose zur Kontrolluntersuchung vor. Es kamen in der gesamten Lunge Bronchiectasen, größtenteils mit Mukus gefüllt und distalem Emphysem bzw. Überblähung zur Darstellung. In den coronaren und sagittalen Schnitten konnten die verzogenen Lappensepten sehr gut verfolgt werden (siehe Abbildungen 27, 28).



**Abbildung 27: Coronare MPR eines 18-jährigen Patienten mit Cystischer Fibrose**

*Die Bronchiectasen kommen langstreckig zur Darstellung, distal zeigen sich vor allem in den Oberlappen die emphysematösen Veränderungen (schwarze Pfeile).*



***Abbildung 28: Sagittale MPR desselben Patienten***

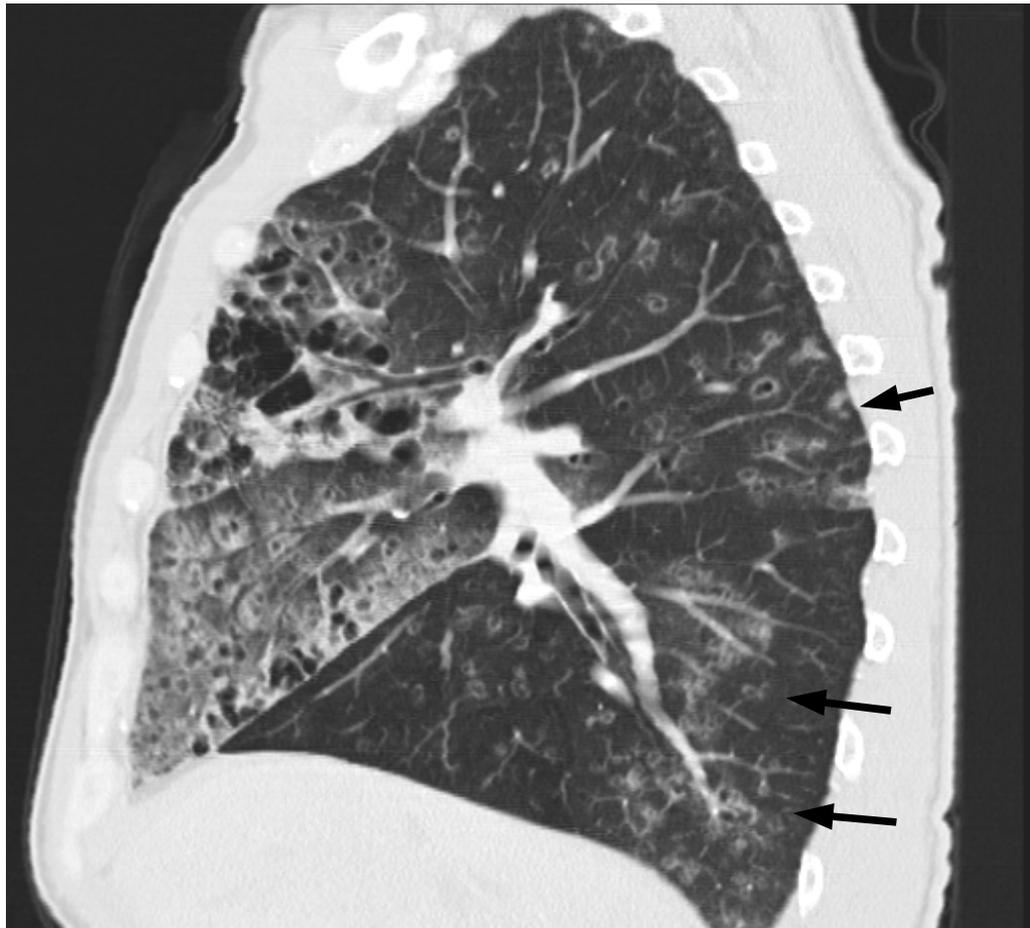
***In dieser Ebene zeigen sich die verzogenen Septen gut dar (weiße Pfeile).***



**Abbildung 29: Coronare MPR eines Patienten mit bronchoalveolärem Carcinom**

*Die Verteilung der Tumormassen und der noch belüfteten Lungensegmente kann leicht ersehen werden.*

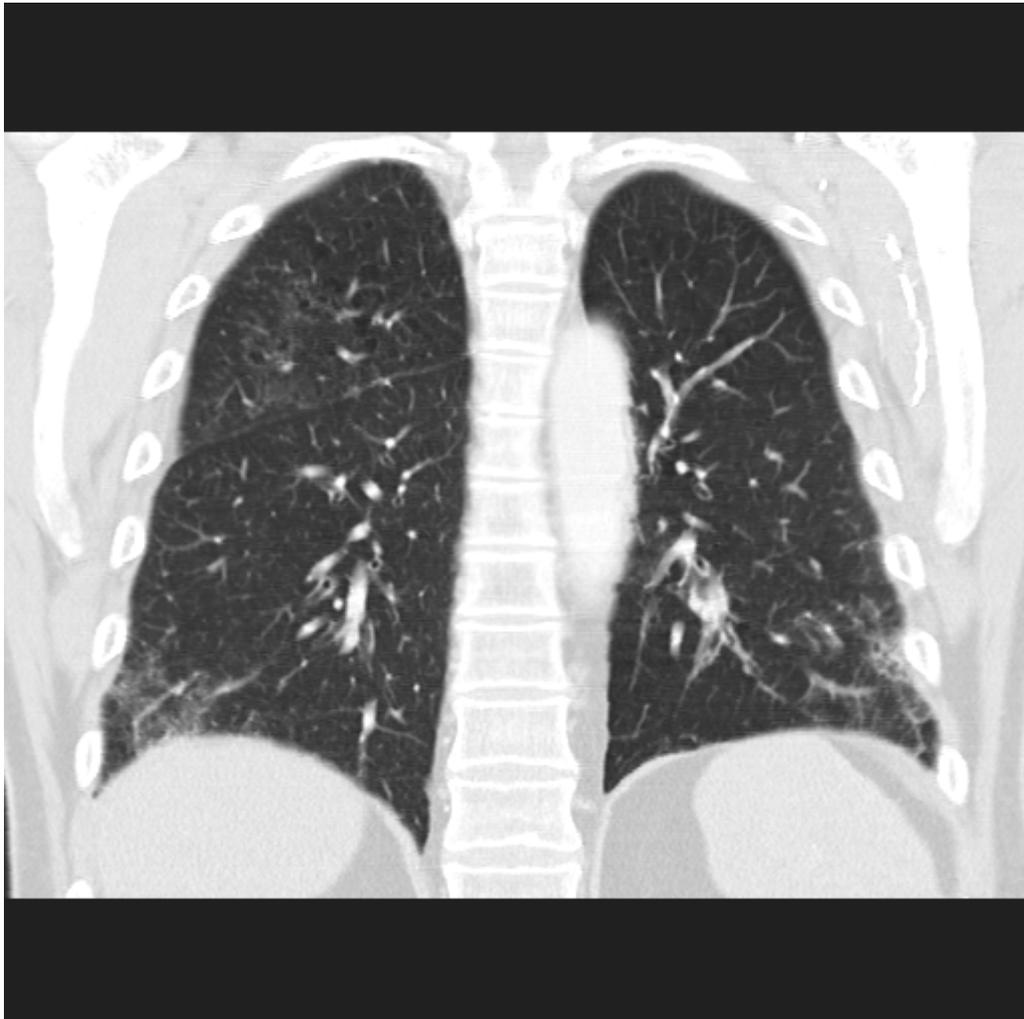
Der 59jährige Patient mit bekannter COPD und bronchoalveolärem Karzinom kam zur Verlaufskontrolle. Die gesamte Lunge stellte sich vom Tumorgewebe durchsetzt dar. Außer den noch teilweise belüfteten Segmenten 1 und 2 beidseits, sowie 6 und 7 rechts, sind alle Lungensegmente großblasig tumorös infiltriert und zerstört. Vor allem die Verteilung der Destruktionen war auf den Reformationen hervorragend dargestellt und leicht zu diagnostizieren. (siehe Abbildungen 29, 30)



*Abbildung 30: Sagittale MPR desselben Patienten*

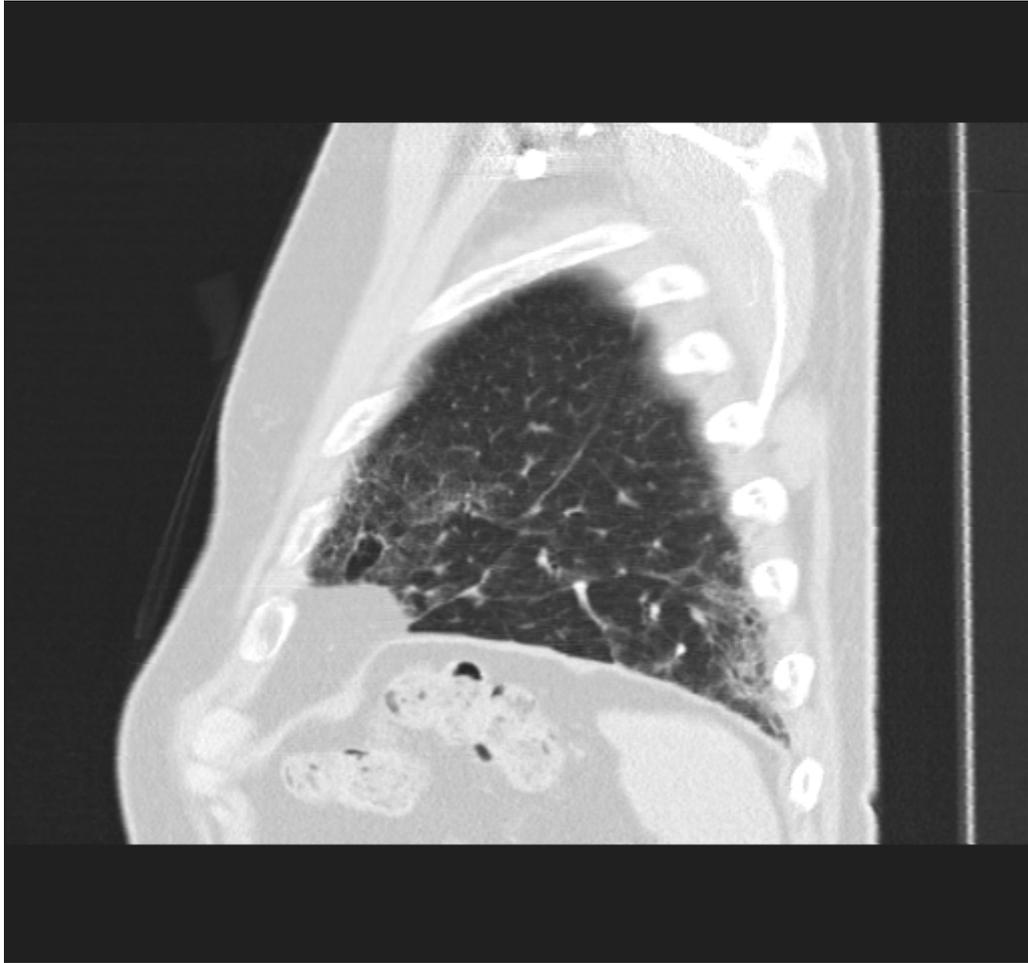
*Der Tumor respektiert die Fissura obliqua. Allerdings sind ebenso gut die Tumornester in den dorsalen Segmenten zu erkennen (Pfeile).*

Der 66jährige Patient mit Verdacht auf Bronchiektasen wies insbesondere subpleural basal eine retikuläre Zeichnungsvermehrung und einen beginnenden fibrotischen Umbau auf. Dies wurde als beginnende idiopathische Lungenfibrose bewertet, zumal sich anamnestisch und durch weiterführende Untersuchungen keine Noxe eruieren ließ. Der sonstige computertomographische Befund war unauffällig (siehe Abbildungen 31, 32).



***Abbildung 31: Coronare MPR eines Patienten mit idiopathischer Lungenfibrose***

***Die subpleurale, vor allem basal gelegene retikuläre Zeichnungsvermehrung ist gut zu lokalisieren.***



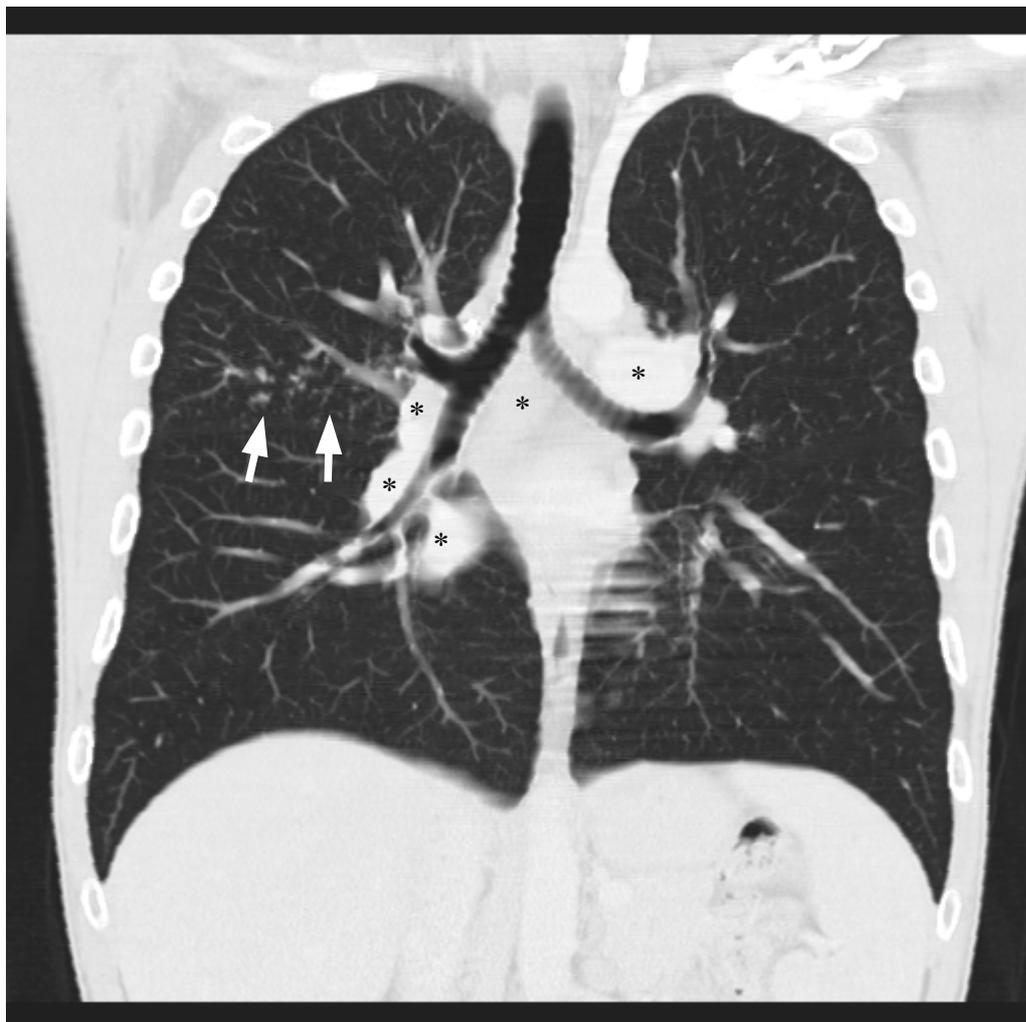
***Abbildung 32: Sagittale MPR desselben Patienten***

***Auch auf der sagittalen Rekonstruktion sind die Umbauprozesse gut zu beurteilen.***

Insgesamt brachten die Rekonstruktionen keine zusätzlichen Diagnosen, stellten jedoch die Befunde vor allem in ihrer Schwere und Ausbreitung eindeutiger dar als die axialen Routinebilder.

#### 4.3.2.2 Granulomatöse Lungenerkrankungen

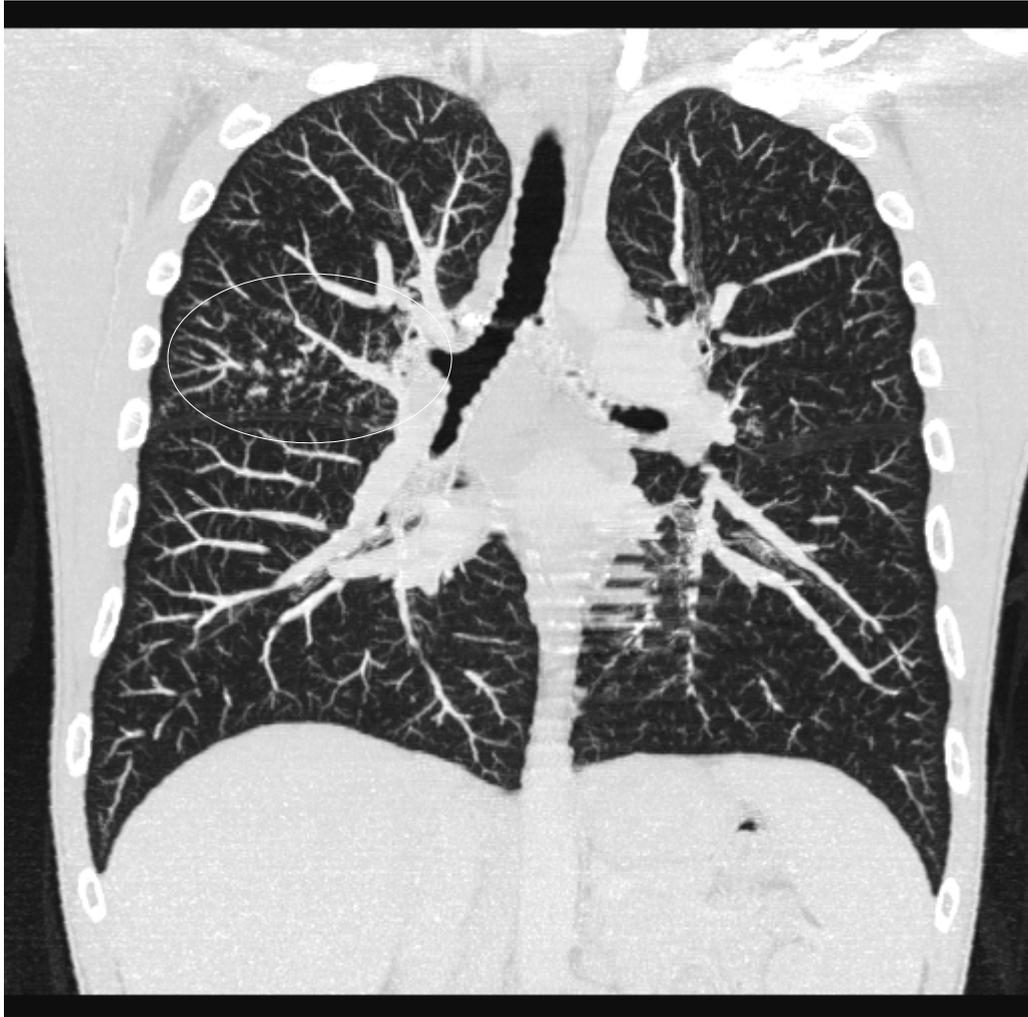
Bei den beiden Patientinnen mit dem klinischen Verdacht auf das Vorliegen einer Sarkoidose konnte kein Anhalt für granulomatöse Veränderungen oder intrapulmonalen Rundherde, sowie keine hilären oder mediastinalen Lymphknotenvergrößerungen gefunden werden.



**Abbildung 33: Coronare MPR eines 37-jährigen Patienten**

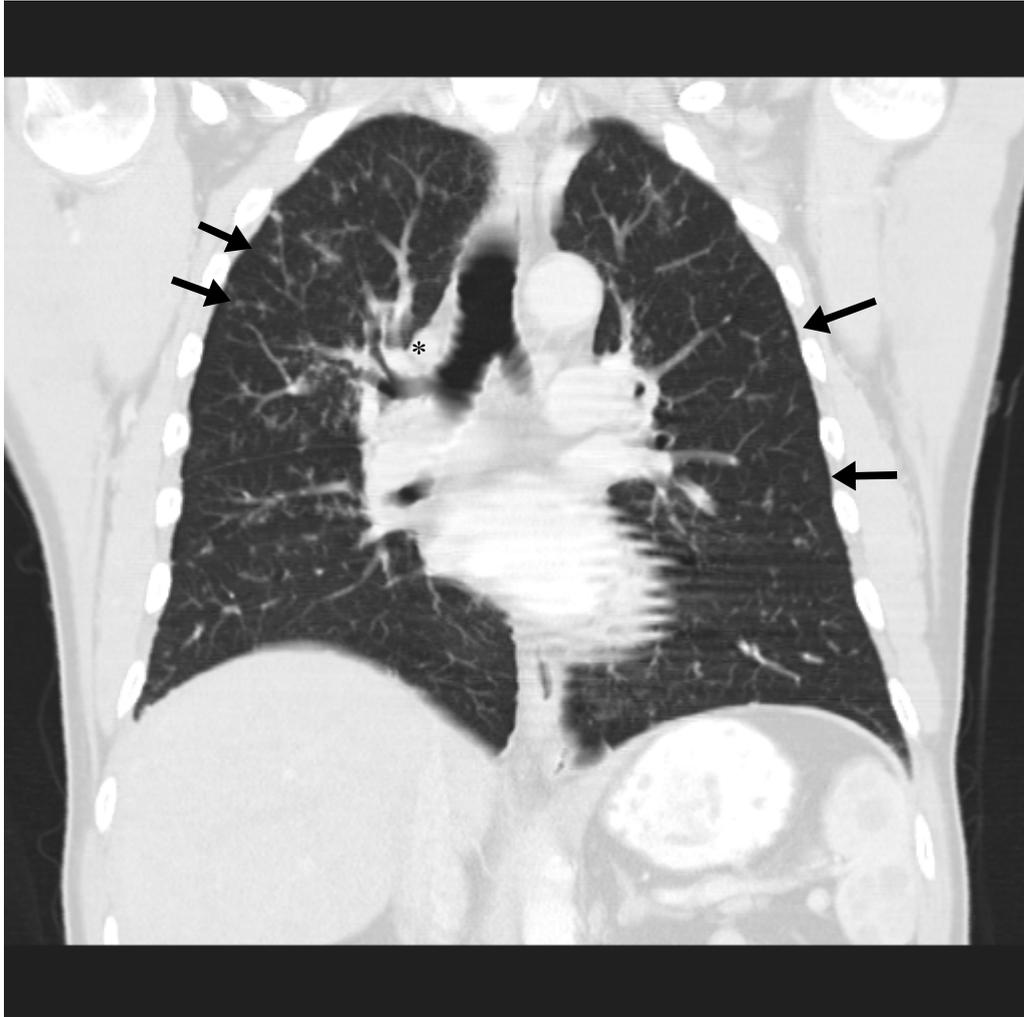
*Die Verdachtsdiagnose einer Sarkoidose konnte durch die eindeutige Darstellung der multiplen mediastinalen Lymphknotenpakete gestärkt werden (Sterne). Zusätzlich sind flauere, noduläre Fleckschatten im rechten Oberlappen erkennbar (Pfeile).*

Bei den 37 und 63jährigen Patienten hingegen konnten jeweils hilär wie auch mediastinal multiple vergrößerte Lymphknoten nachgewiesen werden. Zusätzlich zeigten sich auf den Bildern des Jüngeren vor allem im rechten Oberlappen noduläre Fleckschatten (siehe Abbildungen 33, 34). In den Ausspielungen des Älteren kamen ebensolche multiplen Fleckschatten in beiden Lungen zur Abbildung (siehe Abbildungen 35, 36). In beiden Fällen konnte radiologisch die Verdachtsdiagnose erhärtet werden.



**Abbildung 34. Korrespondierende STS-MIP desselben Patienten**

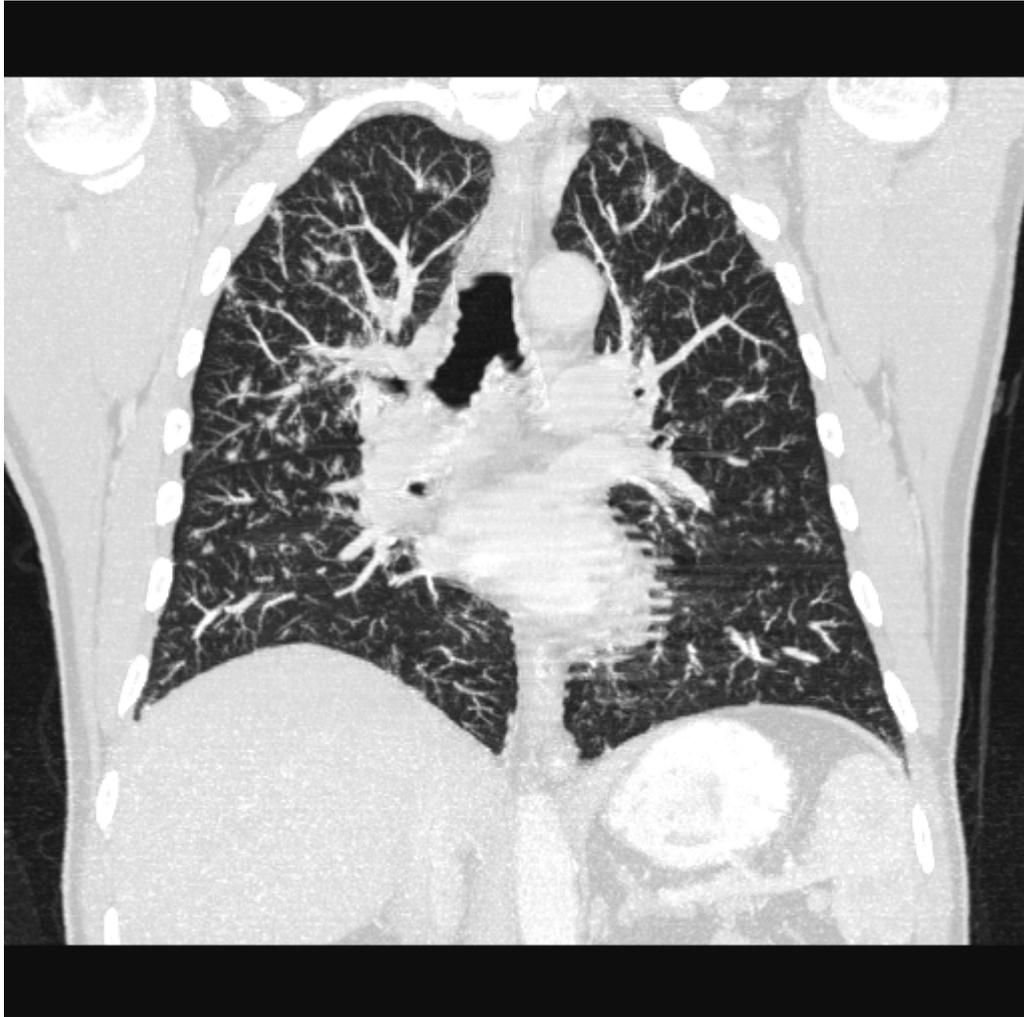
*Im Vergleich zur MPR stellen sich die nodulären, intraparenchymalen Fleckschatten im rechten Oberlappen viel deutlicher dar. Damit konnte der Verdacht einer Sarkoidose mit Beteiligung des Lungenparenchym weiter erhärtet werden.*



**Abbildung 35: Coronare MPR eines 63-jährigen Patienten mit V.a. Sarcoidose**

***Auch in diesem Falle konnten die gut sichtbaren multiplen mediastinalen Lymphknoten (\*) sowie die bilateralen Fleckschatten (Pfeile) die Diagnose stützen.***

Es konnten keine wesentlichen neuen diagnostischen Erkenntnisse aus den Reformationen abgeleitet werden. Jedoch zeigten die coronaren und sagittalen Bildebenen sehr gut die Angiotropie der Fleckschatten. Insbesondere auf den STS-MIPs fiel die Detektion und Identifizierung der nodulären Läsionen sehr leicht.



**Abbildung 36: Korrespondierende STS-MIP desselben Patienten**

*In diesem Fall zeigt sich die mit der STS-MIP bessere Darstellung im Vergleich zur MPR der nodulären Fleckschatten, die jetzt in allen angeschnittenen Lungensegmenten nachweisbar sind.*

Der 65jährige Patient kam zur Verlaufskontrolle bei bioptisch gesichertem M. Wegener. Dabei zeigten seine Aufnahmen eine Plattenatelektase links ventral, passend zu seinem Z.n. atypischer Resektion, sowie eine Weichteilformation rechts ventral, passend zu einer Granulomatose.

Es zeigten sich keine diagnostisch neuen Erkenntnisse mit den Rekonstruktionen.

#### **4.3.2.3 Infektiöse Lungenerkrankungen**

Die 33jährige Patientin kam zur Verlaufskontrolle eines Aspergilloms im rechten apikalen Unterlappensegment. Es stellte sich rechts im Lungensegment S6 eine ca. 1,5 cm große dünnwandige Kaverne mit zirkulärer Weichteilvermehrung und Ausziehungen zur Pleura dar. Dieser Befund entsprach am ehesten dem Zustand nach Aspergillom.

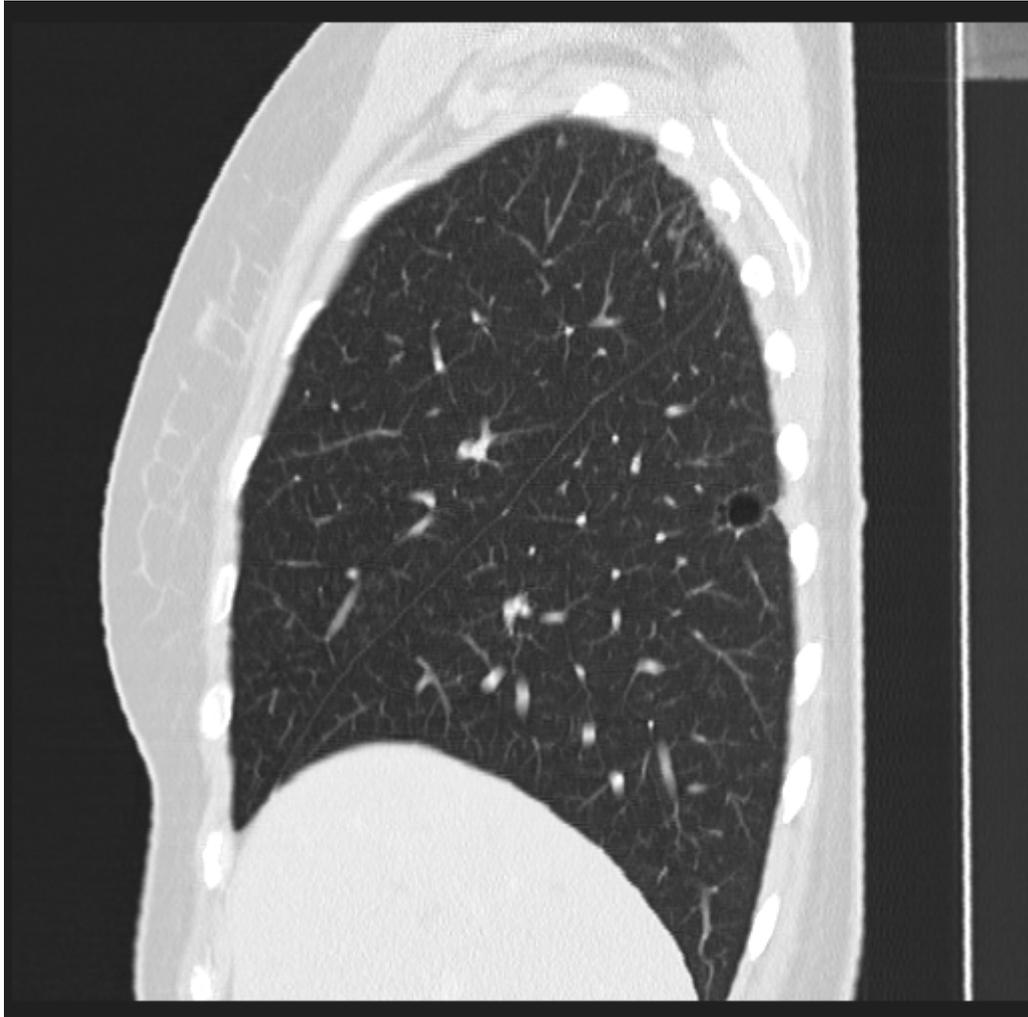


**Abbildung 37: Axiale MPR einer 35-jährigen Patientin mit Kaverne und Z.n. Aspergillom**

**Es stellt sich deutlich eine dünnwandige Kaverne im rechten apikalen Unterlappen dar.**

Zusätzlich zeigte sich ein im Verlauf neu aufgetretener ca. 8 mm großer Rundherd im rechten posterioren Oberlappen. Während die Routinebilder auf einen neuen Aspergillomherd schließen ließen, mußte auf den Rekonstruktionen auch die Differentialdiagnose eines einschmelzenden Bronchialkarzinoms genannt und diesbezüglich eine weitere Abklärung empfohlen werden. Der übrige Befund war regelrecht.

Bei der 60jährigen Patientin wurde wegen Fieber, Dyspnoe und charakteristischem Auskultationsbefund der Verdacht auf eine Pneumonie geäußert. Es kam auf allen Bildserien ein pleuraständiges Infiltrat im rechten Oberlappen zur Darstellung. Weitere pathologische Befunde konnten nicht festgestellt werden.



**Abbildung 38: Coronare MPR derselben Patientin**

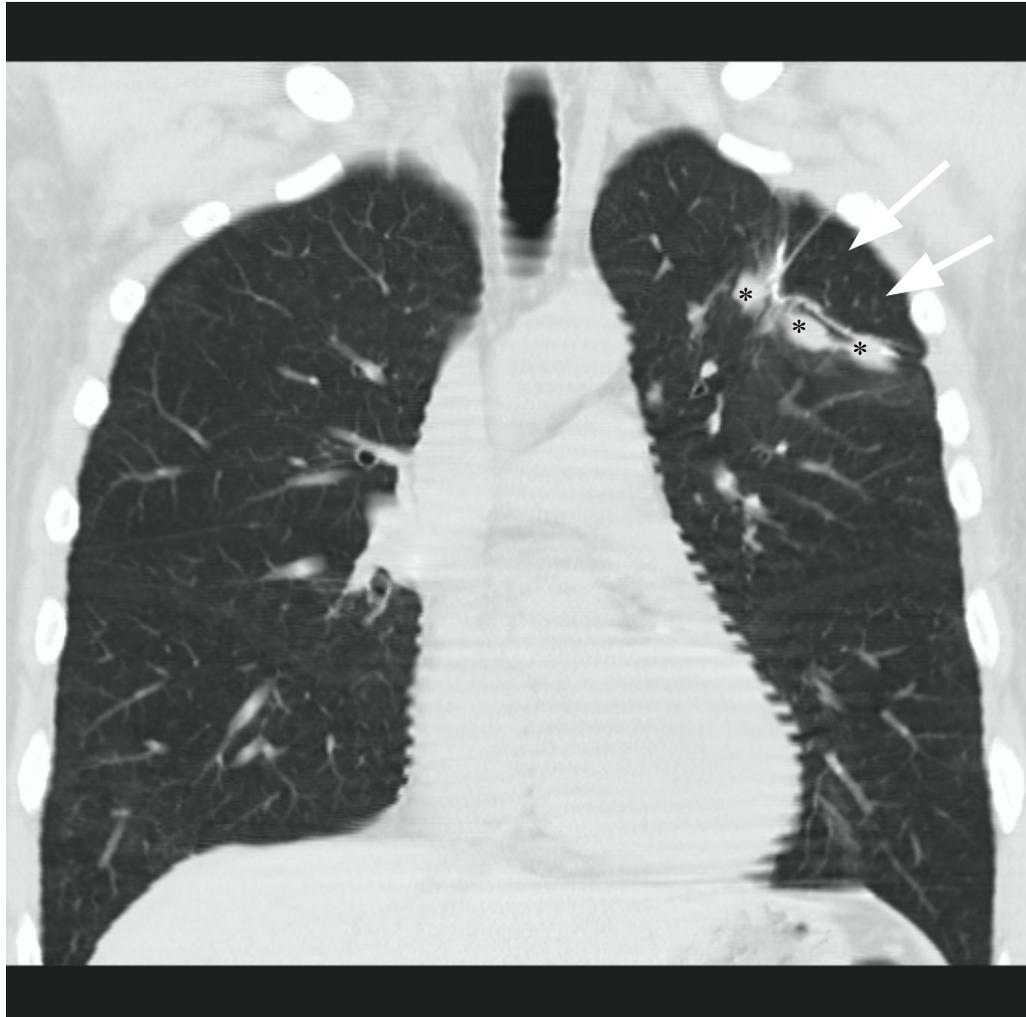
*Durch die klare Darstellung der Fissura obliqua fällt die Angabe des von der Kaverne betroffenen Lungensegments leicht.*

Bei einem 35jährigen Mann sollte die Verdachtsdiagnose Pneumonie bestätigt oder ausgeschlossen werden. Es zeigte sich in allen Ausspielungen kein Anhalt für ein frisches Infiltrat, lediglich eine kleine Belüftungsstörung links lateral und postentzündliche Narbenbildung beiderseits. Der Verdacht auf eine Pneumonie konnte damit nicht bestätigt werden.

Ein anderer 35jähriger kam zur Verlaufskontrolle einer Pneumonie. Es kamen massive Pleuraergüsse beiderseits mit Kompressionsatelektasen zur Darstellung. Im Bereich der Lingula zeigten sich Verdichtungsbezirke, wobei auf den Routinebildern nicht sicher zwischen Dystelektasen oder karnifizierender Pneumonie unterschieden werden konnte. Die Rekonstruktionen ermöglichten jedoch die letztere Diagnose. Zusätzlich konnten insbesondere in beiden Oberlappen fleckige Veränderungen am besten mit coronaren und sagittalen MPRs nachgewiesen werden.

Ebenfalls zur Verlaufskontrolle wurde ein 47jähriger Patient bei Zustand nach karnifizierender Pneumonie untersucht. In allen Ausspielungen waren entsprechend

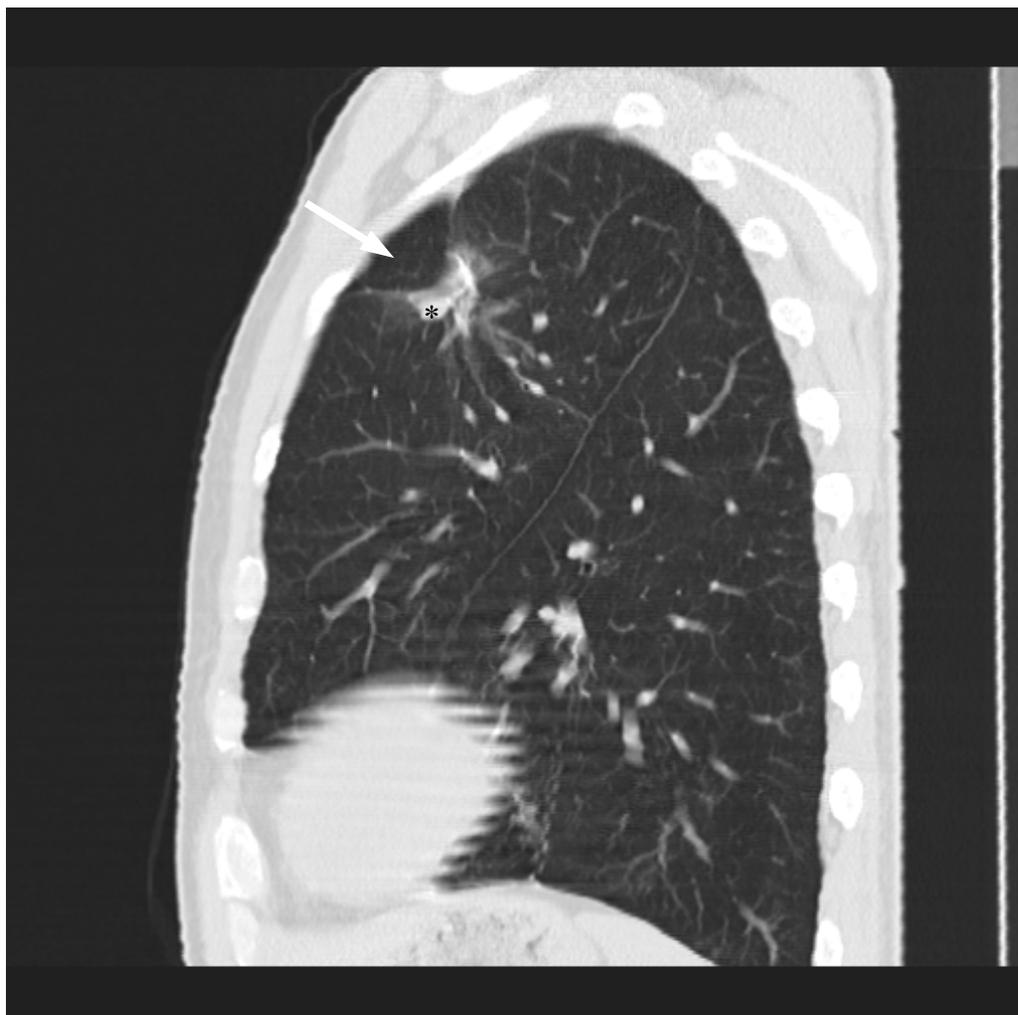
den klinischen Angaben narbige Strangbildungen und ein Traktionsemphysem in den linken Oberlappensegmenten ventrolateral zu sehen. In den angrenzenden Verdichtungen konnte eine Restaktivität nicht ausgeschlossen werden. Weitere pathologische Befunde konnten nicht erhoben werden (siehe Abbildungen 39 und 40).



**Abbildung 39: Coronare MPR eines 47-jährigen Patienten bei Z.n. karnifizierender Pneumonie**

*In den linken Oberlappensegmenten zeigen sich deutlich die postentzündlichen Verdichtungen (\*) sowie die Strangbildungen und das dadurch entstandene Traktionsemphysem (Pfeile).*

Der 52jährige Patient kam mit Verdacht auf Pneumonie und zeigte ein flaes und fleckiges Infiltrat im posterioren Oberlappensegment rechts. Dieser Befund schien auf Routinebildern noch fraglich, konnte mit den Rekonstruktionen eindeutig nachgewiesen werden. Weitere pathologische Befunde konnten auch auf den Rekonstruktionen nicht nachgewiesen werden.



**Abbildung 40: Korrespondierender Sagittalschnitt desselben Patienten.**

***Auch in dieser Ebene stellen sich die Verdichtungen (\*) und das Traktionsemphysem (Pfeil) deutlich dar.***

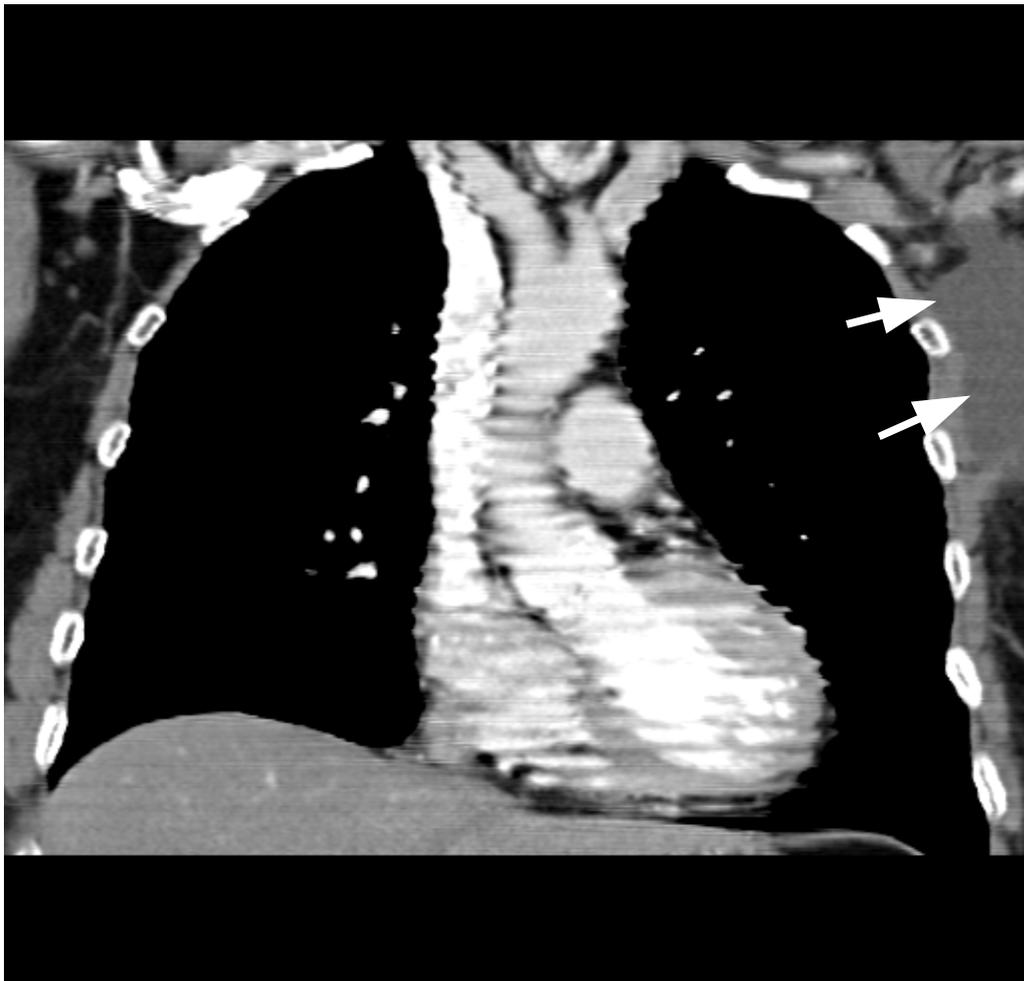
Der 66jährige Mann wurde wegen Dyspnoe und dem klinischem Verdacht auf eine Tuberkulose untersucht. Es zeigten sich in allen Ausspielungen beiderseits im Bereich der Unterlappen multiple pleurale Verkalkungen im Sinne einer Pleurosis calcarea. In beiden Oberlappen kamen kleinere Traktionsemphysemebezirke zur Darstellung. Zudem waren rechts im Lungensegment S3 ein 2,2 cm großer Herd und links im Lungensegment S10 ein 1 x 2 cm großer Herd zu erkennen. Beide Läsionen waren teilweise unscharf. Ein Anschluß an das Bronchialsystem oder Spiegelbildungen konnten nicht nachgewiesen werden. Der Befund wurde als Reaktivierung einer alten TBC interpretiert.

Bei dem 70jährigen Patienten wurde eine Verlaufsuntersuchung einer Pneumonie durchgeführt. Es zeigte sich eine erhebliche Parenchymverdichtung im Bereich des posterioren Oberlappensegmentes links und der Lingula. Zudem bestand ein Pleuraerguß linksseitig. Die Rekonstruktionen erbrachten keine zusätzlichen Befunde.

Der 84jährige Patient kam ebenfalls zur Kontrolluntersuchung bei bekannter COPD und Pneumonie. Es kamen auf allen Ausspielungen beiderseits peribronchiale Gewebeerhöhungen und ein distales, apicalbetontes Emphysem zur Darstellung. Ebenfalls zeigten sich in allen Lappen Schwielen unterschiedlicher Größe, a.e. chronisch-entzündlichen Ursprungs. Im linken Unter-, sowie im rechten Unter- und Mittellappen stellten sich frisch entzündliche broncho-alveoläre Infiltrate dar. Ebenfalls bestand beiderseits ein Pleuraerguß. Insgesamt wurde die Diagnose einer beginnenden Bronchopneumonie bei infektexacerbierter COPD gestellt. Die coronaren und sagittalen Reformationen erleichterten die Diagnose.

#### 4.4 Studie zur Darstellung des Mediastinums im Weichteilkernel und -fenster

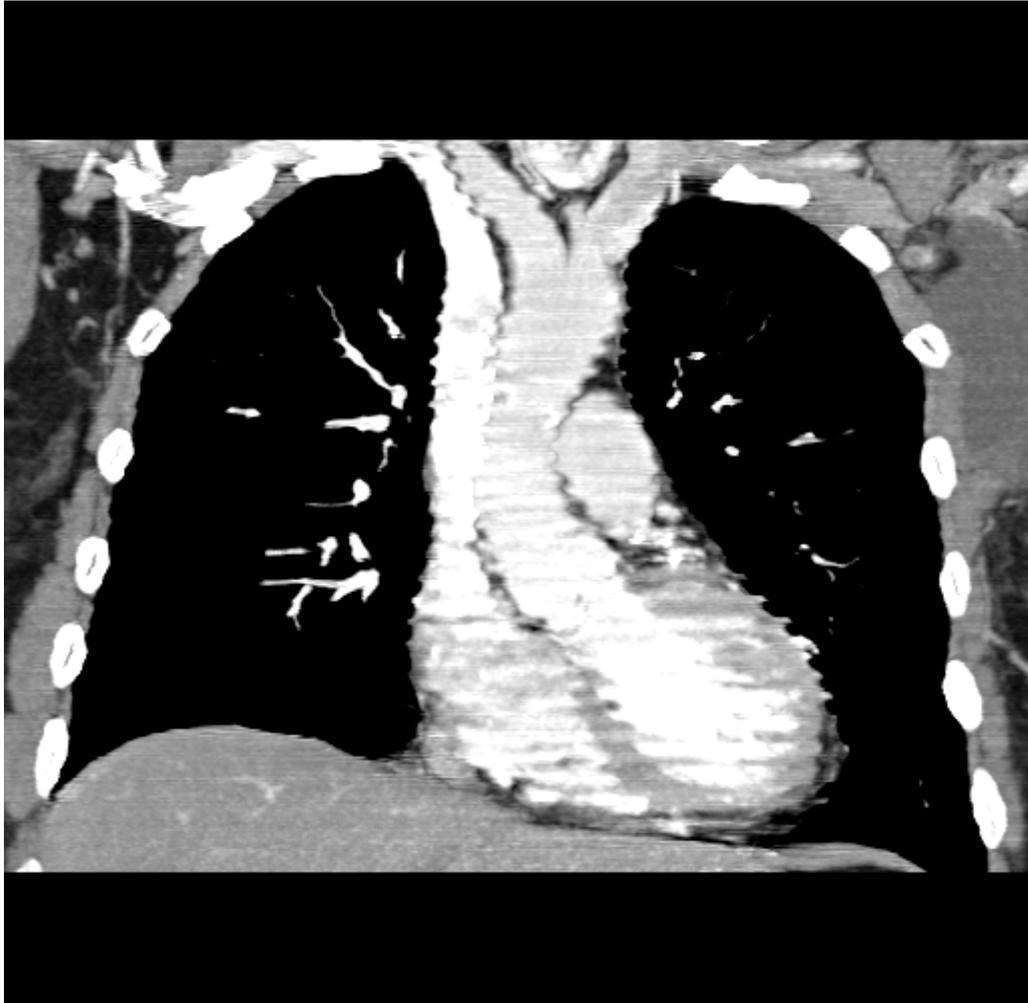
Bei den zehn Rekonstruktionen im Weichteilkernel ergab die Auswertung folgende Befunde: Bei sechs der zehn Patienten und Patientinnen ließen sich keine pathologischen Befunde im Bereich des dargestellten Mediastinums und der Weichteile des Thoraxraumes nachweisen. Die Darstellung eines Normalbefundes zeigen exemplarisch für diese Fälle die Abbildungen 41 bis 44.



**Abbildung 41: Coronare MPR einer 72-jährigen Patientin mit Mamma-Carcinom**

*Trotz der cardialen Artefakte (keine Treppenstufenartefakte! Beachte die Thoraxwand) stellen sich die mediastinalen Organe eindeutig dar. Mediastinal und pulmonal ließen sich keine Metastasen nachweisen, jedoch muß die Masse (Pfeile) in der linken Axilla als eine solche oder als lokoregionales Rezidiv des Tumors interpretiert werden.*

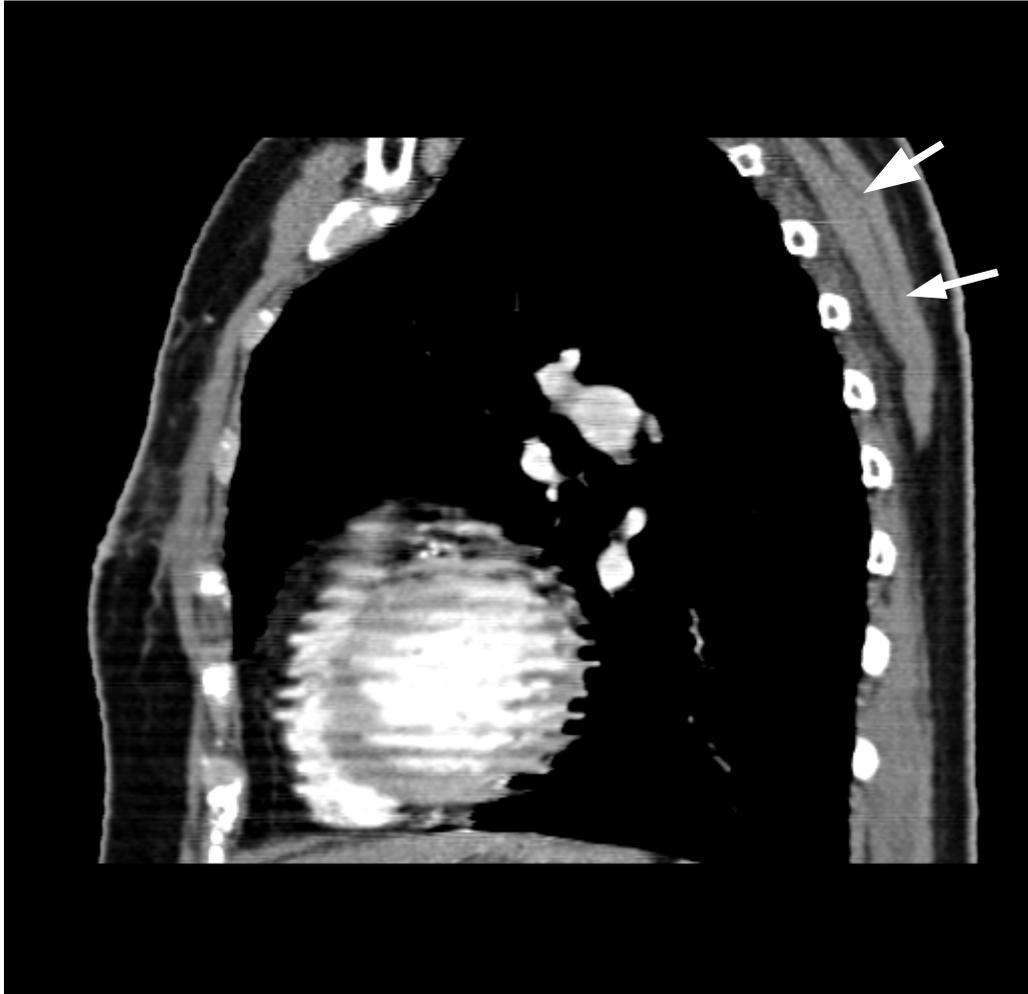
Auf allen Reformationen war die Anatomie sehr gut zu beurteilen. Wiederum zeigten sich die Charakteristika der beiden Rekonstruktionsmethoden: Die thorakalen Blutgefäße und andere weichteildichte Organe wie Oesophagus waren auf den



***Abbildung 42: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin***

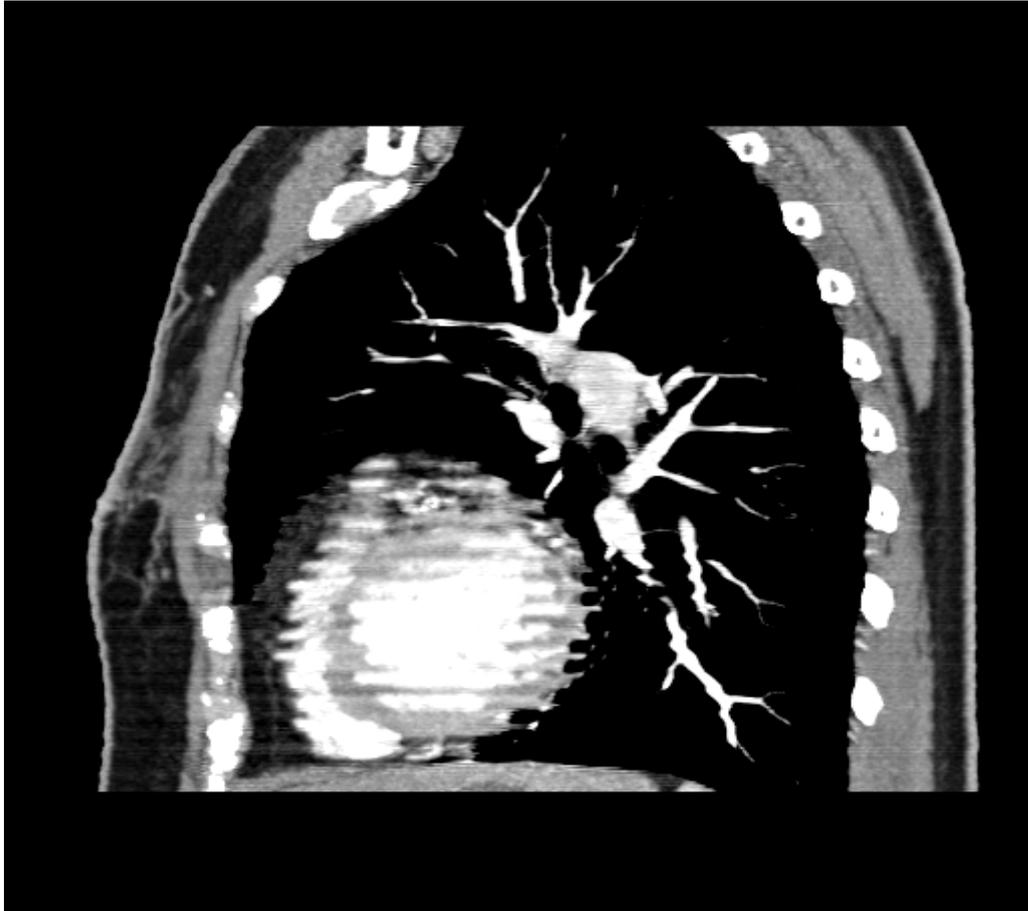
***Im Vergleich zur MPR stellen sich die Blutgefäße deutlicher und langstreckiger dar, was man leicht an den intrapulmonalen Gefäßen sieht.***

STS-MIPs besser und langstreckiger zu verfolgen. Bronchien und andere luftgefüllte Strukturen waren auf den MPRs besser beurteilbar. Obwohl keine Treppenstufenartefakte aufgrund des Partialvolumeneffektes zu finden waren, störten horizontale Artefakte vor allem auf Höhe des Herzens. Diese cardialen Pulsationsartefakte erreichten zum Teil die Thoraxwand. Dennoch war es möglich, auf coronaren und sagittalen Ebenen mindestens ebensogut wie auf axialen Routinebildern das Mediastinum zu beurteilen.



*Abbildung 43: Sagittale MPR derselben Patientin*

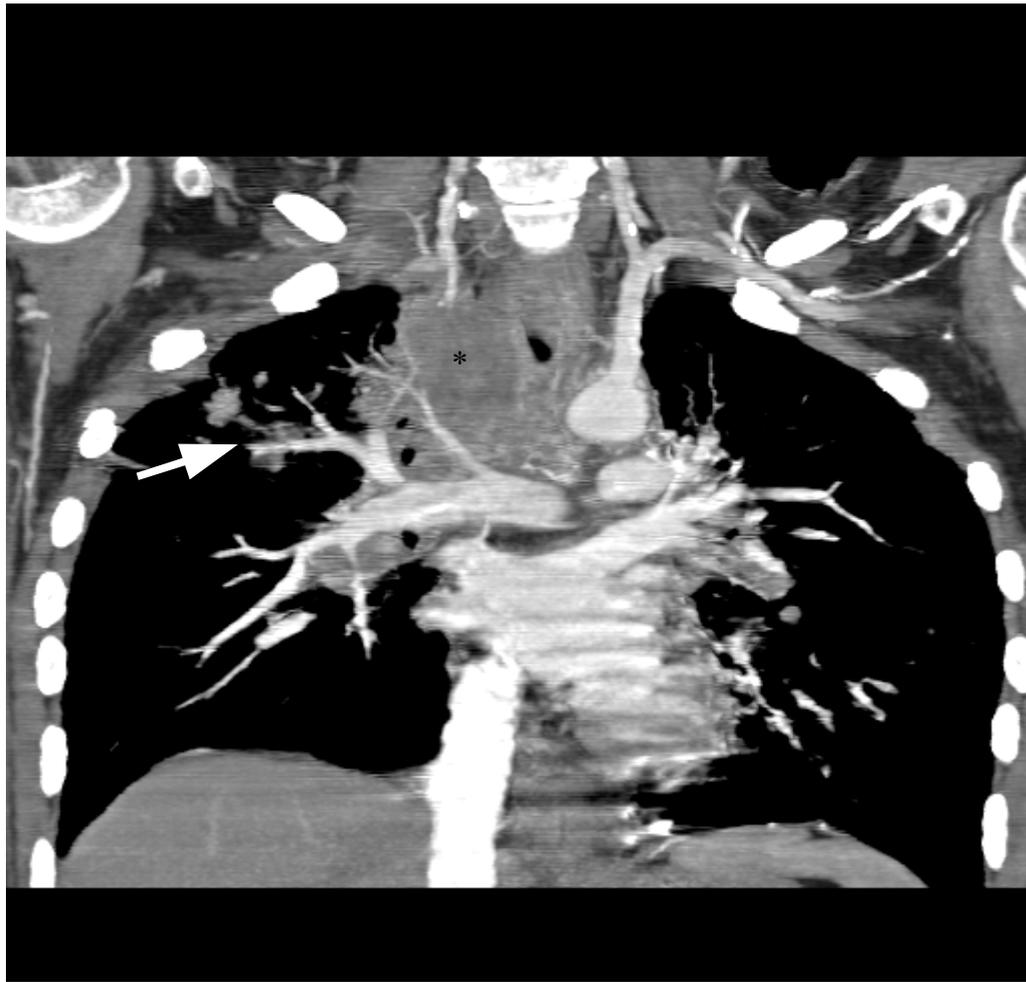
*Die in etwa medioclaviculäre Schnittebene zeigt uns beide Herzkammern, den linken Hilus und den Z.n Mastektomie links. Im Vergleich der schräg angeschnittenen Muskeln des Schulterapparates und dem Anschnitt des Herzens läßt sich zeigen, daß es sich bei den Artefakten um Bewegungsartefakte des Herzens und nicht um Treppenstufenartefakte handelt.*



**Abbildung 44: Korrespondierende STS-MIP derselben Patientin**

*Auch in der Sagittalebene stellen sich die GefäÙe deutlicher und langstreckiger dar.*

Die 17jähriqe Patientin wurde zur Verlaufskontrolle bei M. Hodgkin untersucht. Es zeigten sich noduläre Raumforderungen bis zu 2 cm Größe im rechten Oberlappen, teilweise auch diffus das Lungenparenchym infiltrierend. In der gesamten Lunge verteilt konnten diffuse Rundherde nachgewiesen werden. Ferner kamen erhebliche mediastinale Lymphknotenmassen mit konsekutiver Trachealeinengung zur Darstellung, die hilären Lymphknotenpakete hatten ihr Ausbreitungsmaximum linksseitig. Diesen ausgedehnten Befall zeigen die Abbildungen 45 und 46.

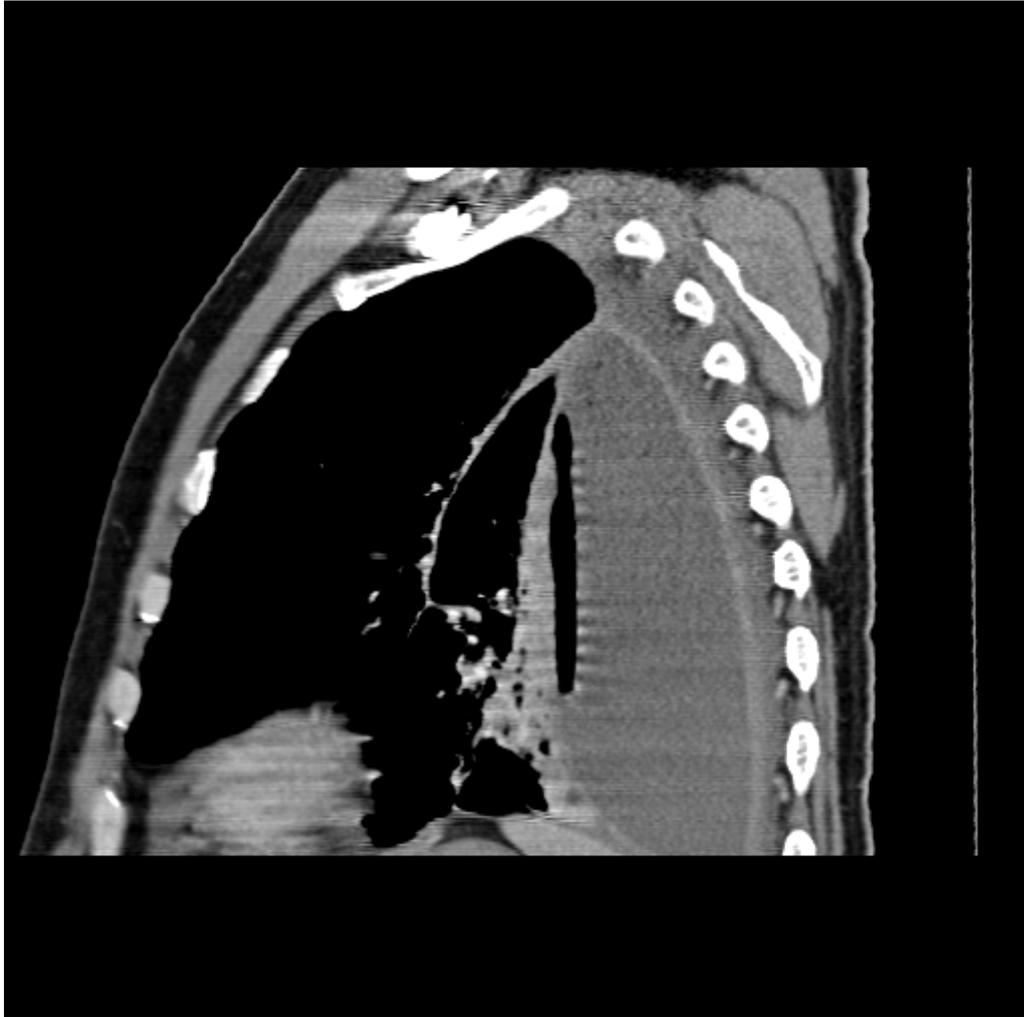


**Abbildung 46: Coronare MPR derselben Patientin in einer anderen Ebene**

**In dieser Schnittebene läßt sich die Ausbreitung der mediastinalen Tumormasse (\*) leicht erkennen.**

**Im rechten Oberlappen zeigt sich die intrapulmonale Beteiligung des Lymphoms.**

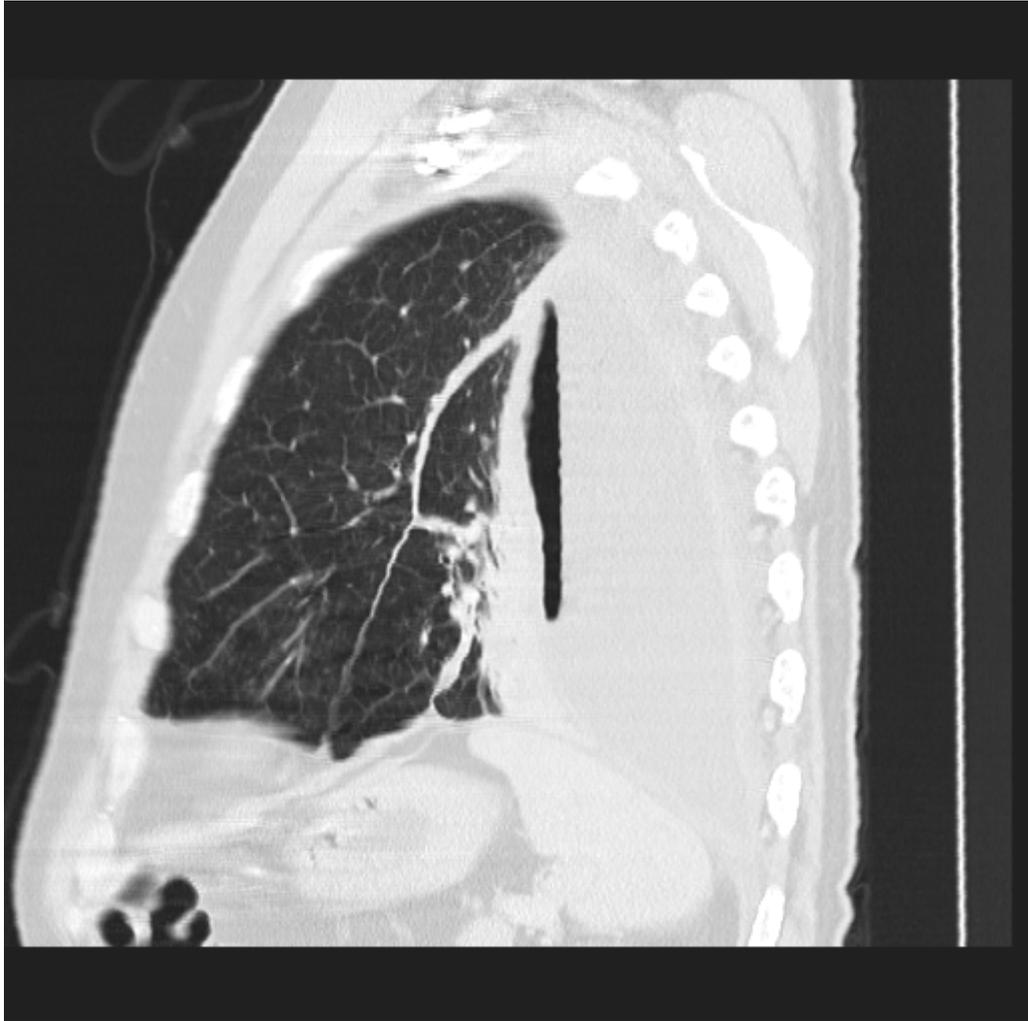
Der 43jährige Patient kam bei bekanntem Pleuraempyem zur Abklärung der Ausdehnung. Die Ausspielungen zeigten ein deutlich von der Apex bis in den Recessus ausgedehntes Pleuraprodukt links dorsal mit Kontrastmittel aufnehmender Pseudokapsel und Spiegelbildung. Kompressionsatelektasen fanden sich ventral des Pleuraempyems. Letztlich konnte auch auf den coronaren und sagittalen Rekonstruktionen der Befund radiologisch nicht sicher von einem intrapulmonalen Abszeß abgegrenzt werden (siehe Abbildungen 47 und 48).



**Abbildung 47: Sagittale MPR eines 43-jährigen Patienten mit Pleuraempyem**

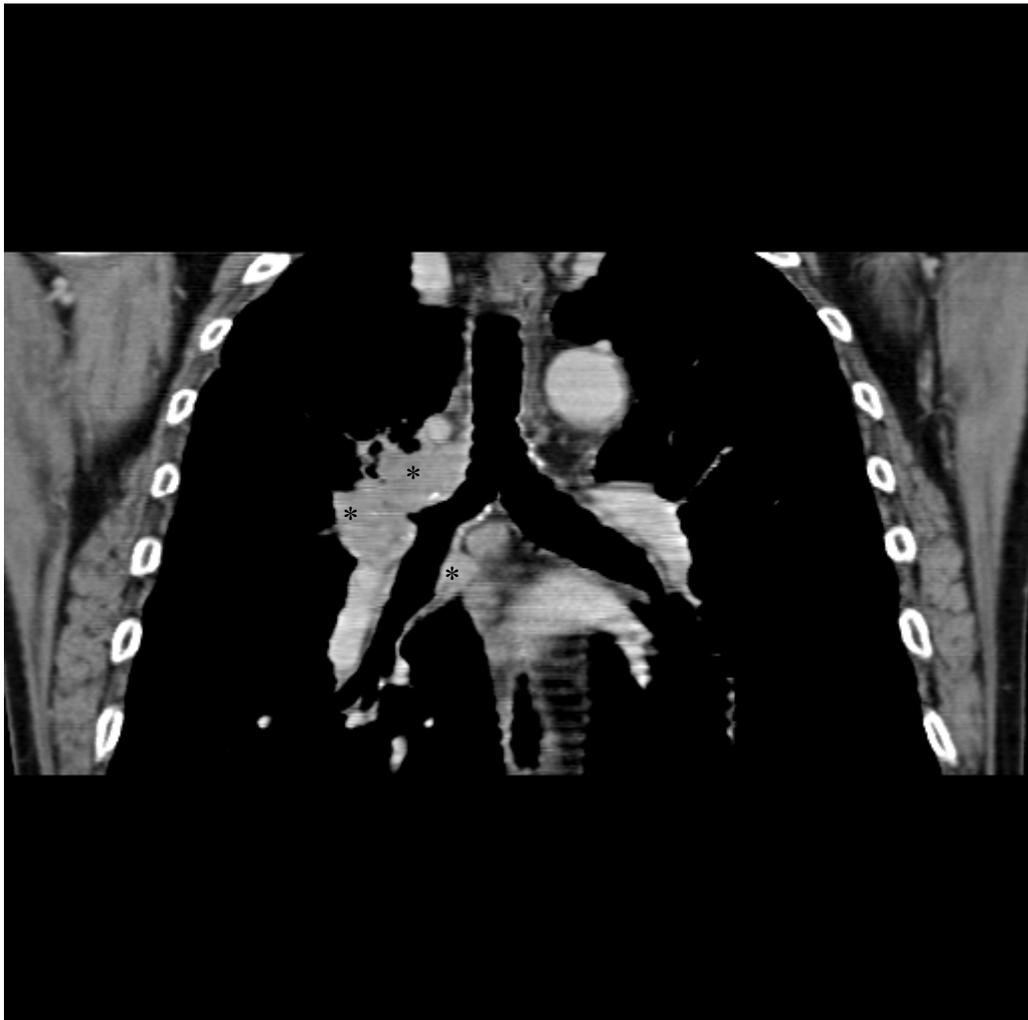
*In diesem Schnittbild läßt sich die Ausdehnung des Empyems in cranio-caudaler Richtung leicht erkennen. Das Randenhancement deutet auf die floride Entzündung hin.*

Der 64jährige Patient kam zur Verlaufskontrolle bei bekanntem Bronchialcarcinom. Es stellte sich auf allen Ausspielungen ein ausgedehntes Malignom im Bereich des rechten Hilus, ca. 5,5 x 3,5 cm messend, dar. Die Infiltration der Trachea, sowie die komplette Ummauerung des rechten Hauptbronchus und der Carina war besonders gut auf den coronaren und sagittalen MPRs beurteilbar (siehe Abbildungen 49, 50). Der Einbruch in die rechte Pulmonalarterie und in die V. cava superior stellte sich hingegen sehr anschaulich auf den MIPs dar (siehe Abbildungen 51, 52). Zudem waren Lymphknoten bis 2 cm Größe subcarinal zu erkennen.



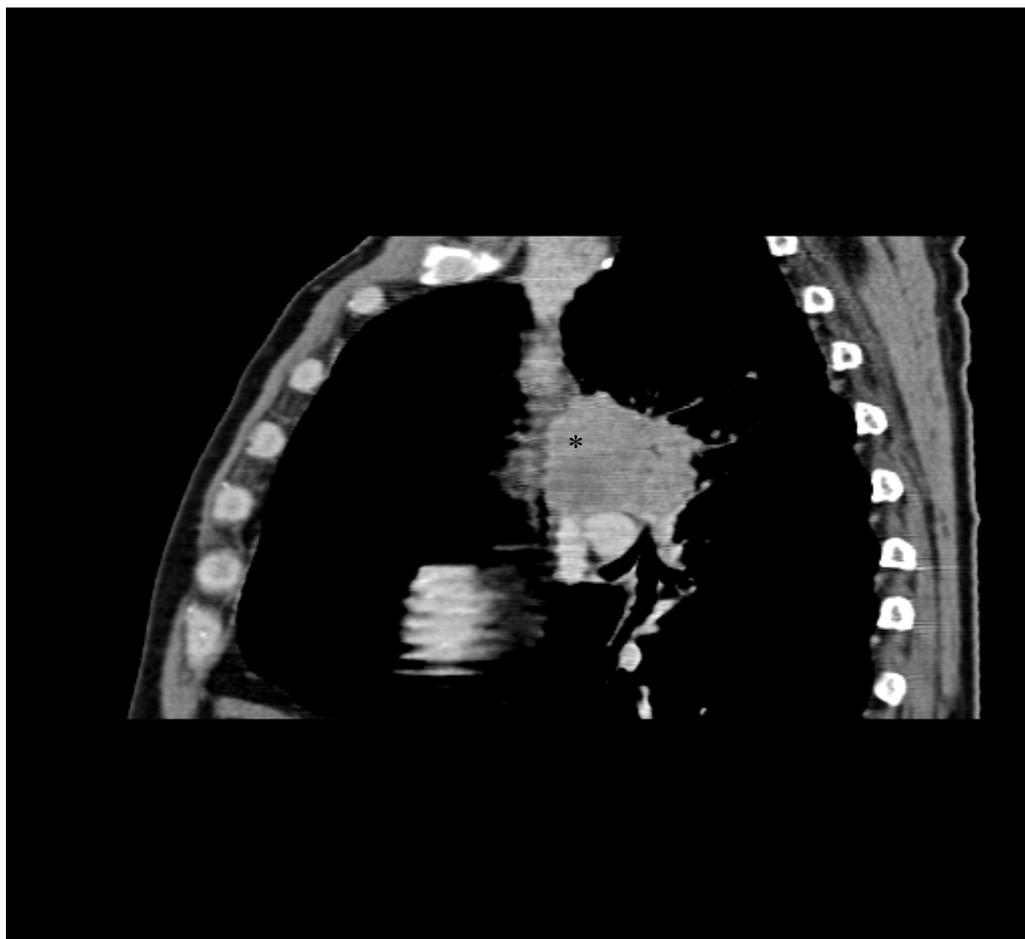
*Abbildung 48: Ausspielung einer korrespondierenden MPR desselben Patienten in Lungenkernel und -fenster*

*Es stellen sich die verdrängten Lungenanteile zum größten Teil atelektatisch dar.*

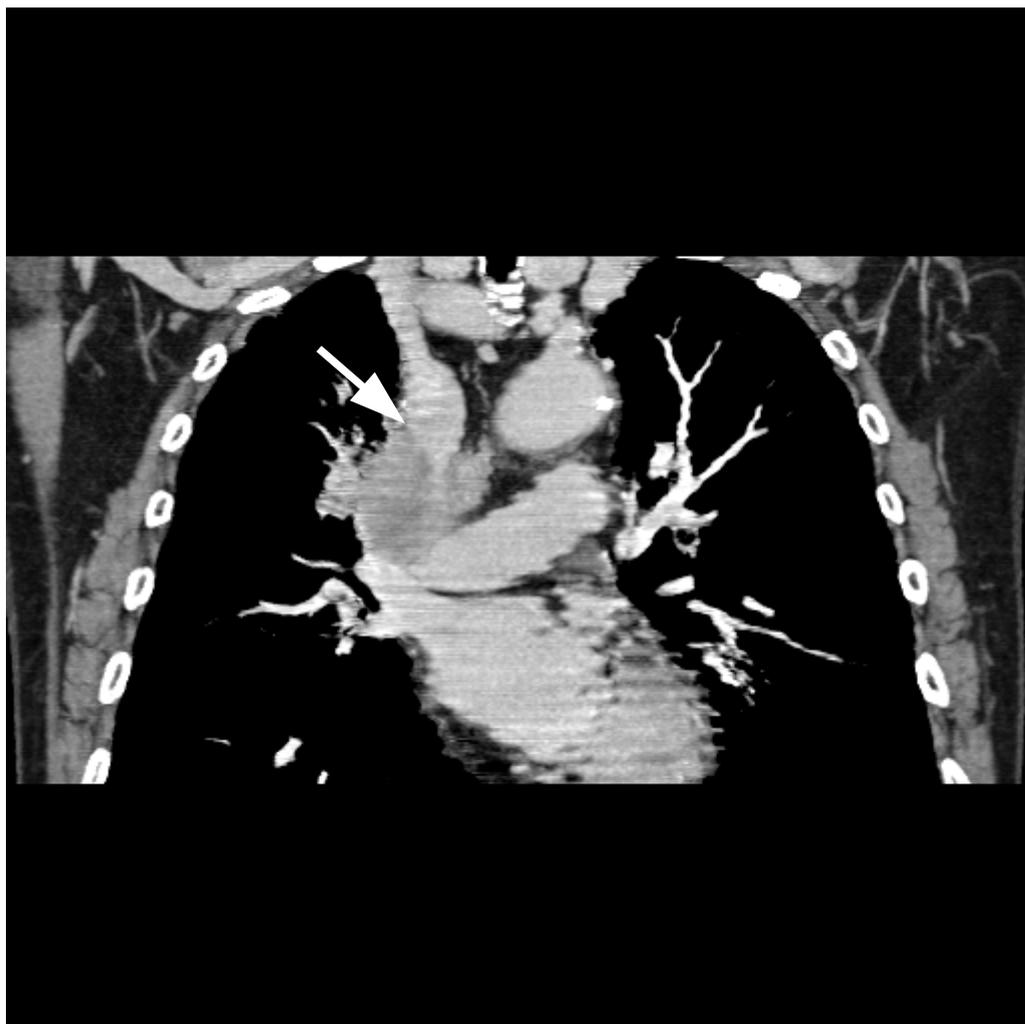


*Abbildung 49: Coronare MPR eines 64-jährigen mit Bronchialcarcinom*

*Deutlich sind die Tumormassen (\*) abzugrenzen, die den rechten Hauptbronchus und den rechten Oberlappenbronchus ummauern.*



*Abbildung 50: Korrespondierende sagittale MPR des Patienten  
Auch hier stellt sich der ummauernde Prozeß (\*) eindeutig dar.*



*Abbildung 51: Coronare MPR desselben Patienten*

*In dieser Schnittebene kann der Einbruch des Tumors (Pfeil) in V. cava superior und A. pulmonalis rechts gezeigt werden.*



*Abbildung 52: Korrespondierende sagittale MPR*

*Auch in dieser Ebene stellt sich der Tumoreinbruch (\*) deutlich dar.*

## 5 DISKUSSION

Seit Entdeckung der Röntgenstrahlen und ihrer Nutzung in der Medizin kennen wir in der Thoraxdiagnostik die frontale und sagittale Bildebene. Mit Einführung der Computertomographie (CT) trat die dritte Ebene, das horizontale Schnittbild, in den Vordergrund. Der diagnostische Vorteil des überlagerungsfreien Schnittbildes überwog deutlich die Vertrautheit des klassischen Projektionsbildes. Mit Entwicklung der Multi-Slice CT (MSCT) lassen sich nun problemlos höchstqualitative Schnittbilder erstellen. Allerdings macht die große Anzahl der Bilder die herkömmliche Art und Weise der Befundung sehr aufwendig, ja fast unmöglich. Dafür ist es jetzt möglich, zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen zu erstellen, deren Qualität nicht mehr durch Artefakte aufgrund eingeschränkter Qualität oder Menge der verarbeiteten Ausgangsdatensätzen beeinflusst wird. Hiermit kann nun wieder in die klassische frontale und sagittale Bildebene in der Thoraxdiagnostik gewechselt werden:

So erlaubt die MSCT jetzt die lückenlose Erfassung des gesamten Brustraums mit engster Kollimation während einer Atemanhaltephase. Daraus lassen sich erstmals Bilddatensätze der gesamten Lunge in hochauflösenden Schichten (HRCT) berechnen. Das Ideal in der Lungendiagnostik, maximale Auflösung in z-Richtung, d.h. das isotrope Voxel, ist damit erreichbar. Jedoch sind diese Datensätze mit 400- 600 Bildern pro Thorax sehr umfangreich. In der Routinediagnostik ergibt sich daraus das Problem, welche Betrachtungsmethode für die Befundung am geeignetsten ist.

Wir wollten in dieser Studie evaluieren, ob die Multiplanare Reformation (MPR) und die Sliding-Thin-Slab Maximum Intensity Projection (STS-MIP) in der Routinediagnostik eingesetzt werden können und ob für beide Methoden Vorteile gegenüber den axialen Routinebildern bestehen. Durch einen Vergleich der beiden Methoden und der verschiedenen Betrachtungsebenen untereinander prüften wir, welche Methoden und Ebenen für die Diagnostik die meisten Vorteile bietet.

Dafür unternahmen wir zunächst Messungen an einem Phantom, die zeigen sollten, ob die z-Auflösung ausreichend gut ist, artefaktfreie Rekonstruktionen zu erstellen und welche Darstellungseigenschaften die beiden Methoden besitzen. Anschließend untersuchten wir ein kleines Patientenklientel, um die Erkenntnisse aus den Phantommessungen am Menschen zu bestätigen und um zu evaluieren, mit welchen Schichtdicken die besten Bilder rekonstruiert werden können. Schließlich führten wir an einem größeren Patientengut Untersuchungen durch, welche an den klinischen Fragestellungen orientiert waren.

Wir plazierten ein kegelförmiges Phantom mit triangulärem Lufteinschluß und einer kleinen Ausziehung an der Basis in x-, y- und z-Ausrichtung in die Gantry und scannten mit 120 mAs Röntgenstrom und 140 V -spannung sowie einer Rotationszeit von 0,75 Sekunden und 4 x 1,0 mm Kollimation sowie einem Pitch von 1,5. Die Dichte des Phantoms lag bei etwa 90 HU. Aus den Rohdaten wurde ein Bilddatensatz mit einer Schichtdicke von 1,0 mm und einem Inkrement von 0,6 mm in einem mittelscharfen Kernel (B50) berechnet. Aus diesem Datensatz berechneten wir Multiplanare Rekonstruktionen (MPR) und Sliding Thin-Slab Maximum Intensity Projections (STS-MIP) in axialer, coronarer und sagittaler Ebene. Die MPRs und STS-MIPs wurden mit einer Schichtdicke von 5 mm und einem Inkrement bzw. Abstand von 4 mm berechnet.

Drei Untersucher bewerteten geblendet hinsichtlich Scan- und Rekonstruktionsrichtung die Bilder nach den Kriterien: Formerhaltung, Stufenartefakte durch Partialvolumen, Homogenität, Darstellung des Lufteinschlusses und der Ausziehung. Im Vergleich der beiden Rekonstruktionstechniken erwies sich die MPR in der Darstellung des Lufteinschlusses der STS-MIP als deutlich überlegen. Umgekehrt fiel derselbe Vergleich in der Darstellung der Ausziehung aus Abbildungen 19 und 20, Diagramm 2. Die Bilder unterschieden sich im Vergleich der Orientierung des Phantoms sowie im Vergleich der Rekonstruktionsebenen nicht voneinander. Ausnahmen bildeten eine statistisch signifikant bessere Darstellung der Form bei Positionierung des Phantoms in z-Richtung im Vergleich zur Y-Ausrichtung und in den axialen gegenüber den coronaren Rekonstruktionen (Diagramme 3 und 4).

Mit diesem Phantomversuch konnten wir zeigen, daß mit den oben genannten Scan- und Rekonstruktionsparametern weitgehend qualitativ gleichwertige Bilder rekonstruiert werden können. Des weiteren fiel auf, daß die MPRs den Lufteinschluß und die STS-MIPs die Ausziehung jeweils besser darstellten als das andere Rekonstruktionsverfahren.

Folglich untersuchten wir 30 Patienten, die mit einer gesicherten oder fraglichen Lungenerkrankung in unsere Klinik kamen, mit den oben genannten Scanparametern. Aus diesem Rohdatensatz wurde der Standardbilddatensatz mit 5 mm Schichtdicke und 5 mm Inkrement sowie ein Datensatz mit einer Schichtdicke von 1 mm und einem Inkrement von 0,6 mm erstellt. Aus diesem Satz rekonstruierten wir an einer Satellitenkonsole MPRs und STS-MIPs in jeweils axialer, sagittaler und coronarer Ebene mit folgenden Kombinationen der Schichtdicke und des Rekonstruktionsinkrement: 3,0 mm / 2,0 mm; 5,0 mm / 4,0 mm; 8,0 mm/6,0 mm. Die Untersucher werteten die Rekonstruktionen nach folgenden Parametern aus:

Darstellung der pulmonalen Gefäße, der zentralen Atemwege (Trachea und Hauptbronchien), der peripheren Atemwege (Segment- und Subsegmentbronchien), des Lungenparenchyms sowie der Haupt- und Nebenlappenspalten; Auftreten von respiratorischen, cardialen, Aufhärtungs- oder Treppenstufenartefakten (hervorgerufen durch einen Partialvolumeneffekt); Darstellung von Herdschatten (<1 cm und >1 cm getrennt), von Milchglastrübungen oder retikulärer Zeichnungsvermehrung sowie Emphysembezirken.

Wir konnten zeigen, daß die 3 mm-dünnen und die 5 mm-dünnen Schichtbilder kaum signifikant unterschiedliche Bewertungen erhielten. Ausnahme bildete nur die Darstellung der Atemwege: Dort zeigten sich die 3 mm-Schichten den 5 mm-Schichten und diese beiden jeweils den 8 mm-Schichten als signifikant überlegen ( $p < 0,01$ ). Zu den oben genannten Atemwegen, waren die 8 mm-dicken Bilder in der Darstellung von Parenchym, Lungensepten, interstitieller Zeichnungsvermehrung und Rundherden < 1 cm signifikant schlechter als die dünneren Schnitte ( $p < 0,01$ ).

Ferner konnten wir zeigen, daß die axiale Bildebene signifikant besser die Atemwege und das Lungenparenchym darstellt als die beiden anderen Ebenen ( $p < 0,01$ ). Auch war diese Ebene deutlich weniger anfällig für cardiale Artefakte im Vergleich zu den beiden anderen Ebenen ( $p < 0,01$ ). Die sagittalen Schnitte waren signifikant besser in der Darstellung der Septen ( $p < 0,01$ ). In diesem Punkt unterlagen weiterhin die axialen den coronaren Bildern ( $p < 0,01$ ).

Wie auch schon in den Versuchen mit dem Phantom gesehen, stellte im Vergleich der beiden Rekonstruktionstechniken die MPR signifikant besser zentrale und periphere Atemwege und Lungenparenchym, also lufthaltige Strukturen dar ( $p < 0,01$ ). Dies gilt auch für deren Pathologie, die interstitielle Zeichnungsvermehrung ( $p < 0,05$ ). Dafür zeigte sich die STS-MIP signifikant überlegen in der Wiedergabe der pulmonalen Gefäße ( $p < 0,01$ ).

In der Analyse der beiden Subgruppen MPR und STS-MIP zeigten sich im wesentlichen dieselben signifikanten Unterschiede: In beiden Gruppen ist die Darstellung der Atemwege und Septen auf axialen Bildern besser als auf coronaren und sagittalen, auf coronaren Bildern besser als auf sagittalen ( $p < 0,01$ ). Cardiale Artefakte finden sich bedeutend häufiger auf coronaren als auf den beiden anderen Bildebenen ( $p < 0,01$ ). In der Teilanalyse der MIPs zeigen sich eine signifikant bessere Darstellung des Lungenparenchyms und seltener cardiale Artefakte auf axialen Bildern im Vergleich zu den beiden anderen Ebenen ( $p < 0,01$ ). Die 3 mm-dünnen Bilder sind in dieser Subgruppe überlegen in der Darstellung der Atemwege (zentrale  $p < 0,05$ ;

periphere  $p < 0,01$ ) und des Lungenparenchyms ( $p < 0,01$ ) gegenüber den beiden dickeren Schichten. Ansonsten gibt es keine weiteren signifikanten Unterschiede der beiden dünneren Schichtdicken. Die 8 mm dicken Bilder schneiden zudem noch signifikant schlechter ab in der Darstellung von Septen und Interstitium ( $p < 0,01$ ).

In der Analyse der MPR-Untergruppe zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen 3 mm und 5 mm Schichten. Ausnahme sind cardiale Artefakte: Diese sind signifikant seltener in 3 mm Schichten als in den beiden dickeren Schichten ( $p < 0,01$ ) und auf 5 mm Bilder seltener als auf 8 mm ( $p < 0,05$ ). Ebenfalls sind die cardialen Artefakte signifikant seltener auf axialen als auf coronaren Ebenen ( $p < 0,01$ ). In der Darstellung der Atemwege, des Parenchyms, der Septen und von Herden  $< 1$  cm schnitten die 8 mm Bilder signifikant schlechter ab ( $p < 0,01$ ).

In der Betrachtung der Ergebnisse der Gesamtgruppe sowie der Untergruppen läßt sich zusammenfassend sagen:

- 1.) 3 mm- und 5 mm-dünne Schichten sind fast gleichwertig; die wenigen signifikant getesteten Unterschiede sind in der täglichen Diagnostik wohl zu vernachlässigen.
- 2.) Axiale Bilder stellen zentrale und periphere Atemwege sowie das Lungenparenchym besser dar als coronare und sagittale Rekonstruktionen. Dies liegt an den Pulsationsartefakten des Herzens, welche konsequenterweise auf sagittalen und coronaren Schnitten deutlicher sichtbar sind als auf cardialen. Die Interlobärsepten wiederum sind auf den „senkrecht schneidenden“ Rekonstruktionsebenen deutlich besser als auf axialen Schnitten dargestellt.
- 3.) Es ist festzustellen, daß, wie schon im Phantomversuch, luftführende Strukturen, d.h. die Atemwege und das Lungenparenchym sowie „ihr“ Pathologikum, die interstitielle Zeichnungsvermehrung, durch Multiplanare Rekonstruktionen durchweg besser dargestellt werden als mit STS-MIPs. Dafür stellen diese die pulmonalen Gefäße immer klarer dar, wie auch schon im Phantom die Ausziehung.

Schon 1995 stellte W.A. Kalender die Frage, ob ein isotropisches Voxel erreichbar ist und damit zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen in jeder beliebigen Ebene mit ausreichender Qualität errechenbar sind. Den Weg hierzu zeigte er auf: Es müssen genügend überlappende Bilder im Ausgangsdatensatz erzeugt werden. Als Optimum gab er eine Überlappung von 80%, als praktisch ausreichend 30% an.

Schaefer-Prokop et al. (1994) analysierten die diagnostische Wertigkeit von Maximum Intensity (MIP) und Minimum Intensity Projektions (mIP) in der Thoraxdiagnostik: Hierfür scannten sie mit 2–5 mm Schichtdicke und 2-9 mm Tischvorschub, d.h. einem Pitch von 1–1,8. Für die Darstellung der gesamten Lunge während eines Atemanhalteintervalles mussten sie mit 5 mm Schichtdicken, 8-9 mm Tischvorschub und 4 mm Rekonstruktionsintervall arbeiten! Da dies für MIPs und mIPs in willkürlichen Rekonstruktionsebenen qualitativ nicht ausreichend war, scannten sie bekannte umschriebene Pathologika regional mit 1-2 mm Schichtdicken, 2-3 mm Tischvorschub und 1-2 mm Rekonstruktionsinkrement, um die z-Auflösung zu heben. Aus diesen Bilddatensätzen rekonstruierten sie dann mit einem Rekonstruktionsintervall von 25 – 30% der Scheibendichte. Damit konnten sie zeigen, daß für die Detektion von Rundherden eine überlappende Rekonstruktion obligatorisch ist.

Hopper et al. (1996) untersuchten die Qualität von 3D-Rekonstruktionen aus konventionellen und Spiral-CT -Datensätzen. Hierzu scannten sie verschiedene Phantome mit 2,4 und 8 mm Schichtdicke, Pitch 1 und 1,5 sowie mit 0, 25, 50 und 75 % Überlappung. Sie konnten damit u.a. zeigen, daß die Qualität der 3D-Rekonstruktionen mit der zunehmenden Dünne der Schichtdicke korreliert und daß Überlappung die Dreidimensionalität verbessert, aber 25 % Überlappung ausreichen. Ein auf 1 reduzierter Pitch ist nur bei 4 und 8 mm dicken Scheiben erforderlich.

Wir errechneten für unseren Datensatz 1 mm dünne Schichtbilder mit 0,6 mm Inkrement, d.h. mit einem Overlap von 40%. Bei unseren Rekonstruktionen haben wir nochmals eine Überlappung von 20 – 30% zugelassen. Eine Isotropie sollte somit bei allen drei Schichtdicken/Inkrement-Kombinationen erreicht werden.

Remy-Jardin et al. (1996) verglichen STS-MIPs mit konventionellem CT. Hierfür scannten sie Patienten mit mikronodulären Lungenerkrankungen zusätzlich auf einer 12 mm langen Strecke mit je 1 mm Schichtdicke und Tischvorschub. Aus diesem Datensatz rekonstruierten sie STS-MIPs in 3 mm, 5 mm und 8 mm Scheibendicke. Im Vergleich mit dem konventionellen CT zeigte sich durchgehend eine bessere Visualisierung der erkrankten Lunge und der Verteilung der Mikronoduli auf den Rekonstruktionen. Die Sensitivität gegenüber den herkömmlichen CT-Bildern in der Detektion der Mikronoduli konnte signifikant gesteigert werden: Mit 3 mm-STSMIPs um 94%, mit 5 mm-STSMIPs um 100% und mit den 8 mm STS-MIPs um 92%. Leider wurden keine anatomischen Strukturen verwendet wie in unserer Studie. Trotzdem stützt diese Untersuchung unsere Ergebnisse: Die 5 mm starken STS-MIPs

setzten sich auch bei Remy-Jardin et al. (1996) in der Praxis durch. Ach wir halten diese Schichtdicke bei unseren Rekonstruktionen für überlegen.

Um unseren Ansatz in einer größeren klinischen Studie zu untersuchen, scannten wir 103 Patienten, die wegen einer gesicherten oder vermuteten thorakalen Tumorerkrankung mit einer Thorax CT untersucht werden sollten, unter Verwendung unserer oben genannten Scanparameter. Aus dem Rohdatensatz wurde der Standardbilddatensatz mit 5 mm Schichtdicke und 5 mm Inkrement sowie ein Datensatz mit einer Schichtdicke von 1 mm und einem Inkrement von 0,6 mm erstellt. Aus diesem Satz rekonstruierten wir an einer Satellitenkonsole MPRs und STS-MIPs in jeweils axialer, sagittaler und coronarer Ebene mit 5,0 mm Schichtdicke und 4,0 mm Rekonstruktionsinkrement und in den oben aufgeführten Fenstern. Die Auswertung erfolgte durch zwei Untersucher die unabhängig voneinander die Routinebilder und Rekonstruktionen in allen Ebenen am Monitor befundeten: Sie sollten für die Routinebilder und für alle Richtungen der MPRs und STS-MIPs einzeln und zusammen die Anzahl der identifizierbaren Rundherde bestimmen. Zusätzlich sollten sie ihre subjektive Sicherheit auf einer Drei-Punkte-Skala („Sicher“ - „Relativ“ - „Unsicher“) einschätzen. Anhand der Routinebildern unterteilten wir die Patienten in vier Gruppen: Gruppe 1: keine Rundherde nachweisbar  $n = 39$  (37,8%), Gruppe 2: Rundherde nicht sicher auszuschließen  $n = 21$  (20,4%), Gruppe 3: Rundherde sicher nachweisbar  $n = 28$  (27,2%), Gruppe 4: Mehr als 7 Rundherde  $n = 15$  (14,6%). Die letzte Gruppe wurde nicht in die Auswertung einbezogen.

In Gruppe 1 konnte der Befund der Routinebilder in allen Rekonstruktionen fast immer bestätigt werden. Lediglich ein Untersucher stellte in drei Fällen je einen, und bei einem weiteren Patienten drei Rundherde zusätzlich fest. Die subjektive Sicherheit über die richtige Diagnose war deutlich besser in den Rekonstruktionen gegenüber den Routinebildern. Dabei gaben die STS-MIPs den Beurteilern die höchste Sicherheit. Die Nennungen von „sicheren“ Diagnosen stieg von 48% bei den Routinebildern über 80% bei den MPRs auf 90% bei der Befundung der STS-MIPs.

In Gruppe 2 konnten sowohl mit den MPRs als auch mit den STS-MIPs signifikant mehr Rundherde identifiziert werden als mit den Routinebildern: Im Mittel waren es doppelt so viele Läsionen. Die STS-MIPs erhöhten abermals die Anzahl der im Mittel detektierten Herde gegenüber den MPRs um weitere 50%. Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant (Diagramm 15). Die subjektive Sicherheit zeigte ein ähnliches Bild: „Sichere“ Diagnosen in 30% bei Befundung der Routinebilder und 70% bei MPRs bzw. 77% bei STS-MIPs. (Diagramm 16).

In Gruppe 3 konnten, wie in der zweiten Gruppe, auf den MPR mehr Läsionen als auf den Routinebildern gefunden. Die MPRs ermöglichten eine Steigerung der Anzahl der detektierten Rundherde im Mittel um ca. 25%. Auf den STS-MIPs konnte dies nochmals um etwa 25% gesteigert werden (Diagramm 17). In dieser Gruppe ließen sich diese Unterschiede alle statistisch sichern. Auch die subjektive Diagnosesicherheit stellte sich analog dar mit sich steigernden Werten: 23% bei den Routinebildern, 50% bei den MPRs und 79% bei den STS-MIPs (Diagramm 18).

Wir konnten somit zeigen, daß mit unseren Scanparametern und Datensätzen erstellte MPRs und STS-MIPs die Anzahl der detektierten Rundherde signifikant ansteigen läßt und sich die Befunder ihrer Diagnose deutlich sicherer sind.

In der oben zitierten Studie bildeten Remy-Jardin et al. (1996) ebenfalls drei Gruppen anhand der 8 mm Schichten: Gruppe 1 „Normalbefund“, Gruppe 2 „Unklarer Befund“ und Gruppe 3 „Rundherde detektiert“. In Gruppe 2 wurden auf den Routinebildern 13 Scans als „Rundherd negativ“ und 4 als „Unklar“ gewertet. Mit den STS-MIPs wurden bei denselben 17 Patienten in 13 Scans Rundherde detektiert. In allen Gruppen zusammen konnten auch schon Remy-Jardin et al. (1996) zeigen, daß mit 5 mm dicken STS-MIPs fast doppelt so viele Rundherde wie auf 8 mm dicken konventionellen CTs detektiert werden können.

Coackley et al. (1998) untersuchten die Rolle der MIP beim Aufspüren von simulierten pulmonalen Rundherden. Der Vorteil dieses Experimentes bei Hunden mit Glaskugeln, die verkalkte Rundherde simulieren sollen, liegt auf der Hand: die sonst unsicheren Variablen (Anzahl, Größe und Lokalisation der Rundherde) sind bekannt. Sie verglichen 5 mm dicke Bilder (5 mm Rekonstruktionsintervall) mit 15 mm-dicken MIPs (2 mm Inkrement), die sie aus einem mit 3 mm Schichtdicke (Pitch 2, 2 mm Inkrement) errechneten Datensatz rekonstruierten. Hierbei konnten sie mit den MIPs um den Faktor 2,18 mehr Rundherde detektieren.

Fischbach et al. (2003) untersuchten 100 Patienten mit der Frage, ob mit 1,25 mm dünnen Schichten mehr Rundherde detektiert werden können als mit 5 mm Standardschichten. Auch sie benutzten einen Vierzeilen-Scanner und 1 mm Kollimationsdicke. Während Rundherde von mehr als 10 mm Größe in beiden Datensätzen gleich diagnostiziert wurden, konnten auf 1,25 mm dünnen Schichten signifikant mehr Rundherde von einer Größe < 5 mm detektiert werden. Allerdings wurden in dieser Studie keine Reformationen angefertigt oder beurteilt.

Chooi et al. (2005) hingegen untersuchten axiale, coronare und sagittale MPRs bei 41 Patienten mit bekanntem Lungentumor. Die Reformationen wurden aus einem Datensatz errechnet, der aus einer Spirale mit 4 x 2,5mm-dünner Kollimation

entstand. Das Ziel der Studie war die Untersuchung der diagnostischen Sicherheit. In der Analyse der Unterpunkte konnten die Untersucher zeigen, daß die diagnostische Sicherheit vor allem bei der Beurteilung der Invasion der Lungenfissuren zunimmt, da diese in den coronaren und sagittalen Ebenen deutlicher dargestellt sind.

Alle diese vier Studien, Remy-Jardin et al. (1996), Coackley et al. (1998), Fischbach et al. (2003) und Chooi et al. (2005), stützen unsere Ergebnisse: Mit dünnerer Kollimation können mehr Rundherde mit höherer Sicherheit diagnostiziert werden.

Als Nebenuntersuchungen der Studie zu nodulären pulmonalen Läsionen führten wir auch Untersuchungen zu anderen Lungenerkrankungen durch. Dabei bildeten wir drei Gruppen aufgrund der Angaben bzw. Verdachtsdiagnosen des behandelnden Arztes. Hierzu zählten Emphysem, granulomatöse Lungenerkrankungen und Infektionen der Lunge. Auch bei diesen Studien wurde wie in den Hauptstudien, zusätzlich zu den Routinebildern, je ein Satz MPR und STS-MIP in drei zueinander senkrecht stehenden Ebenen angefertigt und mit den oben genannten Fenstereinstellungen ausgespielt. Die Auswertung erfolgte durch zwei Befunder im Konsensus. Es wurden die Routinebilder und alle Rekonstruktionen befundet und verglichen. Statistische Auswertungen wurden wegen der geringen Anzahl Patienten in den einzelnen Subgruppen nicht angefertigt, so daß die Ergebnisse nur deskriptiv dargestellt und diskutiert werden.

Bei den Patienten mit emphysematösen Veränderungen des Lungenparenchyms konnten wir mit unseren Rekonstruktionen sehr genau die betroffenen Bezirke darstellen. Insgesamt zeigten sich in den Rekonstruktionen die Emphysembezirke im Vergleich mit den Routineaufnahmen besser abgrenzbar: Deren Vorteil lag in der besseren Beurteilbarkeit der Ausdehnung des Emphysemes, das auf den Routinebildern stets deutlich geringer eingeschätzt wurde. Die Gefäßrarefizierung im Bereich der betroffenen Gefäße stellte sich vor allem auf STS-MIPs besonders gut dar. Ebenfalls schätzten die Befunder sie leicht besser als die MPR ein in der Darstellung der Septen. Diese kamen auch bei schwereren Verziehungen z.B. durch fibrotische Veränderungen jederzeit und vor allem auf coronaren und sagittalen Rekonstruktionen klar zur Darstellung.

Bei Patienten mit fibrotischen und infektiösen Krankheitsbildern konnten die betroffenen Lungenanteile ebenso genau wie bei Emphysembezirken dargestellt werden. Einzig die Bildqualität und z.T. die Beurteilbarkeit zeigte sich erneut anfällig durch cardiale Artefakte: Diese waren auf coronaren und sagittalen Ebenen vor allem herznah, bei fibrotischen Lungen manchmal auch bis in die Thoraxwand sichtbar.

Insgesamt brachten die Rekonstruktionen keine zusätzlichen Diagnosen, stellten jedoch die Befunde vor allem in ihrer Schwere und Ausbreitung eindeutiger dar als die axialen Routinebilder.

Obwohl es das Hauptanliegen dieser Arbeit war, die Darstellung des Lungenparenchyms und seiner Pathologika zu untersuchen, wollten wir auch in einer kleinen Stichprobe überprüfen, ob die beiden Rekonstruktionsverfahren eine Diagnose der Weichteile, insbesondere des Mediastinums wie übliche Routinebilder ermöglichen. Daher untersuchten wir in einer weiteren Nebenstudie die Darstellung des Mediastinums. Dabei wurden zusätzlich zu den oben beschriebenen Routinebildern und MPR und STS-MIP Serien, aus dem Rohdatensatz in einem Weichteilkern ein überlappendes, dünneres Satz Bilder (1 mm Schichtdicke, 0,6 mm Inkrement) analog zu dem Satz für die Lungenrekonstruktionen generiert. Daraus wurden MPR und STS-MIP mit 5 mm Schichtdicke und 4 mm Inkrement erzeugt und in einem Weichteilfenster (Center 40, Window 400) ausgespielt. Die Auswertung erfolgte durch zwei Untersucher im Konsensus. Es wurden die Routinebilder und alle Rekonstruktionen befundet und verglichen. Statistische Auswertungen wurden auch hier wegen der geringen Anzahl Patienten nicht angefertigt.

In der Studie zur Darstellbarkeit des Mediastinums im Weichteilfenster und -kernel konnten wir zeigen, daß auf allen Reformationen die Anatomie sehr gut zu beurteilen ist und keine pathologischen Befunde im Vergleich zu den Routinebildern verloren gehen. Erneut zeigten sich die Charakteristika der beiden Rekonstruktionsmethoden: Thorakale Gefäße und andere langstreckige Organe wie der Oesophagus waren auf den STS-MIPs besser und langstreckiger zu verfolgen. Luftführende Strukturen wie Trachea und Hauptbronchien waren auf den MPRs besser beurteilbar. Auch hier zeigten sich keine Treppenstufenartefakte aufgrund des Partialvolumeneffektes, wohl jedoch cardiale Pulsationsartefakte, welche auch bei dieser Rekonstruktionsserie z.T. die Thoraxwand erreichten. Dennoch war es möglich, auf coronaren und sagittalen Ebenen mindestens ebensogut wie auf axialen Routinebildern das Mediastinum zu beurteilen. So stellten sich die Ummauerung von großen vaskulären Strukturen oder die Gefäßinvasion durch Tumoren in allen Ebenen eindeutig dar. Insgesamt erscheint es ohne weiteres möglich, auch das Mediastinum mit MPR und STS-MIP Reformationen zu befunden, allerdings sind hier noch eine Reihe von weiterführenden Studien mit entsprechender Fragestellung notwendig.

In der Zusammenschau von Phantomversuch, der Studie zur Evaluation der optimalen Schichtdicke, den Studien an Patienten mit Rundherden, emphysematösen, granulomatösen und infektiösen Krankheitsbildern sowie der Pilotstudie zur

Darstellung des Mediastinums konnten wir zeigen, daß MPR und STS-MIP den Routinebildern in vielen Punkten signifikant überlegen sind und beide Methoden in der Routinediagnostik eingesetzt werden können. Die MPR überzeugete in der Darstellung von Lungenparenchym, Septen und Bronchialsystem: Emphysembezirke, interstitielle Zeichnungsvermehrung, Honeycombs und Bronchiektasen werden zweifelsfrei und eindeutig in allen Rekonstruktionsebenen dargestellt. Die STS-MIP hat ihre Vorteile in der Darstellung der Gefäße und Rundherde: Pulmonale Gefäße lassen sich mit ihr deutlich langstreckiger erfassen und es konnten signifikant mehr Rundherde detektiert werden als mit Routinebildern und MPRs. Die topographische Orientierung ist in beiden Methoden deutlich verbessert. Dies führt u.a. zu einer deutlich verbesserten Sicherheit der Beurteiler über Ihre Diagnose, auch wenn sich objektiv nicht immer ein diagnostischer Zugewinn nachweisen ließ.

Allerdings konnten wir nicht nachweisen, daß eine Technik der anderen überlegen ist. Beide zusammen können jedoch mit einem geringen Mehraufwand die bisher üblichen Routinebilder ersetzen und das Problem der Masse an Bildern ohne Informationsverlust lösen (ca. 500 axiale Bilder, ca. 150 Rekonstruktionsbilder). Negativ fielen bei beiden Methoden die Pulsationsartefakte auf, die vor allem auf sagittalen und coronaren Bildern auftraten. Diese Pulsationsartefakte des Herzens sind auf axialen Bildern deutlich geringer, so daß diese zur Beurteilung von Trachea und großen Bronchien zu bevorzugen sind. Die diagnostische Beurteilung des Mediastinums sowie in Herznähe liegender intrapulmonaler Strukturen war in unseren Studien nicht signifikant eingeschränkt. Allerdings können wir dies nicht endgültig ausschließen. Mit der Weiterentwicklung der Technik der Computertomographen (8-, 16-, 32-, 64-,... Zeilendetektoren) und der Computerleistung jedoch wird das Problem der Pulsationsartefakte mit ebenfalls weiterentwickelten Formen der schon angewendeten EKG-Triggerung oder des EKG-Gating in der nahen Zukunft überwindbar sein.

Weitere Nachteile liegen in einem geringen Mehraufwand an Zeit und Computerleistung sowie am großen Speicherplatzbedarf. Der Mehraufwand liegt je nach Rechnerleistung deutlich unter 10 Minuten. Die Rekonstruktionen können problemlos durch eine technische Assistentin durchgeführt werden. Aber auch diese Probleme werden mit dem Fortschritt der Computertechnik bald minimiert sein.

Ob sich die Techniken im Alltag durchsetzen werden, hängt wohl von der Akzeptanz bei Radiologen und Nicht-Radiologen ab: Während Radiologen schon jahrzehntelang mit axialen Bildern arbeiten und die Bildsätze wohl am besten gedanklich zu einem dreidimensionalen Bild zusammensetzen und sich mit den Vor-

und Nachteilen der Nachverarbeitungstechniken auseinandersetzen und daher je nach Fragestellung gezielt auswählen, ist dies bei Nicht-Radiologen anders: Der Umstieg von der coronaren und sagittalen Ebenen wie sie in der Nativröntgendiagnostik stets angewandt wird („Röntgen-Thorax in zwei Ebenen“) auf die axialen Bilder der Computertomographie fällt schwerer. Wie die Akzeptanz von Schichtaufnahmen in den „gewohnten“ Ebenen sein wird, muß die Zukunft zeigen.

## **6 ZUSAMMENFASSUNG**

Die Einführung der MSCT bietet mit dem nahezu isotropen Voxel ideale Auflösungsmöglichkeiten und damit eine nicht gekannte riesige Anzahl hochauflösender Schichtbilder. Wir wollten mit dieser Studie evaluieren, ob und mit welchen Parametern Multiplanare Reformationen (MPR) und STS-Maximum Intensity Projektions (STS-MIP) in der Routinediagnostik eingesetzt werden können und wo deren Vor- und Nachteile liegen.

Wir konnten anhand von Messungen am Phantom und anschließend an Patienten zeigen, daß in allen Rekonstruktionsebenen gleichwertige Bilder erzeugt werden können, daß eine Schichtdicke von 5 mm bei einem Inkrement von 4 mm der beste Kompromiß zwischen bester Bildqualität und einer Bilderflut ist, daß die MPR in der Darstellung der luftgefüllten Strukturen Atemwege und Lungenparenchym der STS-MIP überlegen ist und diese wiederum den MPRs bei den Gefäßen, daß die axialen Bilder weniger anfällig für cardiale Artefakte und besser in der Darstellung der Atemwege sind und daß sagittale und coronare Bildebenen hervorragend Lungensepten darstellen. Letztgenannter Punkt ist bedeutsam für die eindeutige topographische Zuordnung einer Läsion zu einem Lungenlappen.

In einem Kollektiv von 103 Patienten konnten wir zeigen, daß im Vergleich zu 5 mm starken Routinebildern mit 5 mm dicken MPR im Mittel doppelt so viele Rundherde detektiert werden können und dies mit 5 mm-dünnen STS-MIP nochmals um ein Viertel gesteigert werden kann. In weiteren kleineren Patientenkollektiven konnte die klinische Wertigkeit auch für anderer Krankheitsbilder gezeigt werden.

Als Nachteile mußten wir den Zeitaufwand für Nachverarbeitung und erhöhten Speicherplatz sehen. Diese werden sich mit der schnellen Weiterentwicklung der Rechner jedoch minimalisieren.

Zusammenfassend ermöglichen MPRs und STS-MIPs eine uneingeschränkte diagnostische Beurteilung des Thorax. Die wiedereingeführten coronaren und sagittalen Rekonstruktionen verbessern die topographische Orientierung. STS-MIP-Reformationen sind in der Diagnostik von Lungenrundherden MPRs und die beiden Reformationstechniken wiederum den axialen Routinebildern überlegen. Die aus einer MSCT-Spirale berechneten Rekonstruktionen stellen eine deutliche Verbesserung zu den bisherigen Routinebildern dar und haben eine klinisch-diagnostische Relevanz.

## **LITERATUR**

- Ambrose J, Hounsfield GN (1973) **Computerized transverse axial tomography.** Br J Radiol 46:148-149
- Berland LL, Smith JK (1998) **Multidetector-Array CT: Once Again, Technology creates New Opportunities.** Radiology 209:327-329
- Bhalla M, Naidich DP, McGuinness G, Gruden JFm Leitman BS, McCauley DI (1996) **Diffuse Lung Disease: Assessment with helical CT - Preliminary Observations of the Role of Maximum and Minimum Intensity Projection Images.** Radiology 200:341-347
- Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, Sagel SS, DiCroce J, Vannier MW (1992) **Spiral CT: Decreased Spatial Resolution in Vivo Due to Broadening of Section-Sensitivity-Profile.** Radiology 185:469-474
- Brink JA (1995) **Technical Aspects of Helical (Spiral) CT.** Radiol Clin North Am 33(5):825-841
- Chang AE, Schaner EG, Conkle DM, Flye MW, Doppman JL, Rosenberg SA (1979) **Evaluation of computed tomography in the detection of pulmonary metastases: a prospective study.** Cancer 43:913-916
- Chooi WK, Matthews S, Bull MJ, Morcos Sk (2005) **Multislice Computed Tomography in Staging Lung Cancer.** J Comput Assist Tomogr 29:357-60
- Coakley FV, Cohen MD, Johnson MS, Gonin R, Hanna MP (1998) **Maximum intensity projection images in the detection of simulated pulmonary nodules by spiral CT.** Brit J Rad 71:135-140
- Davis SD (1991) **CT Evaluation for Pulmonary Metastases in Patients with Extrathoracic Malignancy.** Radiology 180:1-12
- Eibel R, Brüning R, Schöpf UJ, Leimeister P, Stadie A, Reiser M (1999) **Bildanalyse bei der Mehrschicht-Spiral-CT der Lunge mit MPR-and MIP-Rekonstruktionen.** Radiologe 39:952-957
- Fischbach F, Knollmann F, Griesshaber V, Freund T, Akkol E, Felix R (2003) **Detection of pilmonary nodules by multislice computed tomography: improved detection rate with reduced slice thickness.** Eur Radiol 13: 2378-83
- Groedel FM (Hrsg.) **Atlas und Grundriss der Röntgendiagnostik in der inneren Medizin.** Lehmanns, München 1909 <sup>1</sup>

- Gross BH, Glazer GM, Bookstein FL (1985) **Multiple pulmonary nodules detected by computed tomography: diagnostic implications.** J Comput Assist Tomogr 9:880-885
- Hansell DM (1997) **Thoracic Imaging - Then and now.** Br J Radiol 70 Spec No:S153-161
- Heiken JP, Brink JA, Vannier MW (1993) **Spiral (Helical) CT.** Radiology 189:647-656
- Heitzman ER (2000) **Thoracic Radiology: the past 50 years.** Radiology 214:309-313
- Hillman BJ (2000) **The Past 25 Years in Medical Imaging Research: A Memoir.** Radiology 214:11-14
- Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P (1990) **Spiral Volumetric CT with Single-Breath-Hold Technique, Continuous Transport and Continuous Scanner Rotation.** Radiology 176:181-183
- Kalender WA (1995) **Thin-Section Three-Dimensional Spiral CT: Is Isotropic Imaging Possible?.** Radiology 197:578-580
- Kalender WA (1999) **Grundlagen und Technik der Spiral-CT.** Radiologe 39:809-819
- Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U (1999) **Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications.** Eur J Rad 31:110-124
- Krause P (1909) **Die Röntgendiagnose der Lungentuberkulose.** In: Groedel FM (Hrsg.) **Atlas und Grundriss der Röntgendiagnostik in der Inneren Medizin.** Lehmanns, München 1909
- Lund G, Heilo A (1982) **Computed tomography of pulmonary metastases.** Acta Radiol Diagn (Stockh) 23:617-620
- Mayo JR, Jackson SA, Müller NL (1993) **High-Resolution CT of the Chest. Radiation Dose.** AJR 160:479-481
- Mayo Jr, Webb WR, Gould R, Stein MG, Bass I, Gamsu G, Goldberg HI (1987) **High-Resolution CT of the Lungs: An Optimal Approach.** Radiology 163:507-510
- Mayo JR (1991) **High resolution computed tomography. Technical aspects.** Radiol Clin North Am 29:1043-1049
- Morgan RH (1942) **A New Photoelectric Timing Mechanism for the Automatic Control of Radiographic Exposures.** AJR 48:220-228

- Muhm JR, Brown LR, Crowe JK, Sheedy PF 2nd, Hattery RR, Stephens DH (1978) **Comparison of whole lung tomography and computerd tomography for detecting pulmonary nodules.** AJR 131:981-984
- Naidich DP (1989) **Pulmonary parenchymal high-resolution CT: To Be or Not to Be.** Radiology 171:22-24
- Naidich DP (1994) **Helical Computed Tomography of the Thorax Clinical Applications.** Radio Clin North Am 32(4):759-774
- Napel S, Rubin GD, Jeffrey RB (1993) **STS-MIP: A New Reconstruction Technique for CT of the Chest.** J Comp Ass Tom 17(5):832-838
- Nolan DJ (1995) **100 years of x rays.** BMJ 310:11-12
- Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Brüning R, Reiser MF (1999) **Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT.** Radiologe 39:923-931
- Pass HI, Dwyer A, Makuch R, Roth JA (1985) **Detection of pulmonary metastases in patients with osteogenic and soft-tissue sarcomas: the superiority of CT scans compared with conventional linear tomograms using dynamic analysis.** J Clin Oncol 3:1261-1265
- Peuchot M, Libshitz HI (1987) **Pulmonary metastatic disease: radiologic-surgical correlation.** Radiology 164:719-22
- Prokop M, Schaefer-Prokop C, Galanski M (1996) **Spiral-CT der Lunge. Technik, Befunde, Stellenwert.** Radiologe 36:457-469
- Remy J, Remy-Jardin M, Artaud D, Fribourg M (1998) **Multiplanar and three-dimensional reconstruction techniques in CT: impact on chest diseases.** Eur Radiol 8:335-351
- Remy J, Remy-Jardin M, Artaud D, Fribourg M (1998) **Multiplanar and three-dimensional reconstruction techniques in CT: impact on chest diseases.** Eur Radiol 8:335-351
- Remy-Jardin M, Remy J, Artaud D, Deschildre F, Duhamel A (1996) **Diffuse Infiltrative Lung Disease: Clinical Value of Sliding-Thin-Slab maximum Intensity Projection Scans in the Detectinon of Mild Micronodular Patterns.** Radiology 200:333-339
- Schaefer-Prokop C, Prokop M, Galanski M (1994) In: Pokieser H, Lechner G (eds): **Advances in CT III.** Springer, Berlin 1994:269-275
- Schaner EG, Chang AE, Conkle DM, Flye MW, Doppman JL, Rosenberg SA (1978) **Comparision of computed and conventional whole lung tomography in**

- detecting pulmonary nodules: a prospective radiologic-pathologic study.** AJR 131:51-54
- Schöpf UJ, Brüning R, Becker C, Eibel R, Hong C, Rückmann C von, Stadie A, Reiser MF (1999) **Bildgebung des Thorax mit der Mehrschicht-Spiral-CT.** Radiologe 39:943-951
  - Schöpf UJ, Brüning R, Becker C, Konschitzky H, Mühling O, Stäbler A, Knez A, Helmberger T (1998) **Diagnostik der Lungenembolie mit der Spiral- und Elektronenstrahl-CT.** Radiologe 38:1036-1044
  - Schöpf UJ et al. (1999) **Computertomographie des Abdomens mit der Mehrzeilen-Detektor Spiral-CT.** Radiologe 39:652-661
  - Schorn C, Obenauer S, Funke M, Hermann KP, Kopka L, Grabbe E (1999) **Schichtempfindlichkeitsprofile und Bildpunktrauschen einer Mehrschicht Spiral-CT im Vergleich zu einer Einzelschicht Spiral-CT.** Fortschr Röntgenstr 171:219-225
  - Seldinger SL (1953) **Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography. A new technique.** Acta Radiol 39:368-376
  - Swensen SJ, Aughenbaugh GL, Brown LR (1989) **High-Resolution Computed Tomography of the Lung.** Mayo Clin Proc 64:1284-1294
  - Thurn P, Bücheler E **Einführung in die radiologische Diagnostik.** Thieme, Stuttgart; New York 1992<sup>9</sup>
  - Touliopoulos P, Costello P (1995) **Helical CT of the Thorax.** Radiol Clin North Am 33(5):843-861
  - Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA (1990) **Lung: Spiral Volumetric CT with Single-Breath-Hold Technique.** Radiology 176:864-867
  - Wegener OH **Ganzkörpercomputertomographie.** Blackwell, Berlin 1992<sup>2</sup>
  - Weg N, Scheer M, Gabor MP (1998) **Liver Lesions: Improved Detection with Dual-Detector-Array CT and Routine 2,5 mm-Thin Collimation.** Radiology 209:417-426
  - Wolf KJ (1995) **100 Jahre Röntgenstrahlen.** Fortschr Röntgenstr 162:1-2
  - Worthy S (1995) **High resolution computed tomography of the lungs.** BMJ 310:615-616
  - Zwirewich CV, Mayo JR, Müller NL (1991) **Low-Dose High-Resolution CT of Lung Parenchyma.** Radiology 180:413-417

- Zwirewich CV, Terriff B, Müller NL (1989) **High-Spatial-Frequency (Bone) Algorithym Improves Quality of Standard CT of the Thorax.** AJR 153:1169-1173

## ***EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNGEN***

Ich habe die Dissertation selbständig angefertigt und außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient. Alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht und nach Ihrer Herkunft unter der Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen.

Ich erkläre, daß die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

## **DANKSAGUNG**

*An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben:*

*Prof. Dr. med Dr. h.c. M. Reiser für die Überlassung des Themas, für die Benutzung der Geräte und die fachliche Unterstützung mit seiner gesamten Abteilung.*

*Ebenso Dr. med R. Eibel, für die engagierte Förderung dieser Arbeit, für die wertvollen Anregungen und Diskussionen und für die moralische Stütze.*

*Allen radiologisch technischen Assistentinnen gedankt, die mich bei der Erstellung der Bilder unterstützt haben.*

*Besonders herzlich möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die mir zuerst das Studium ermöglicht hat und mich auch bei der Erstellung dieser Arbeit jederzeit unterstützt hat.*

# ***LEBENS LAUF***

## **Tobias Robert TÜRK**

Geburtsdatum und -ort      26 Juli 1975, München  
Staatsangehörigkeit      deutsch

### *Ausbildung*

seit 01/2005      Assistenzarzt in der Klinik für Nieren- und Hochdruckkrankheiten (Direktor: Prof. Dr. med Dr. h.c. Th. Philipp), Universitätsklinikum Essen, Universität Duisburg-Essen

5/2003 – 10/2004      Interne (AiP) in Innerer Medizin, Nephrologie (Chefarzt Prof. Ph. Jaeger), Universitätsklinikum Nizza, Université de Nice Sophia Antipolis

18/11/2002      Staatsexamen und Studienende

10/2001 - 9/2002      Praktisches Jahr:  
6/02 - 9/02      Innere Medizin, Mayo General Hospital, Castlebar  
National University of Ireland, Galway  
2/02 - 5/02      Neurologie, Hôpital Pasteur, Universitätsklinikum Nizza,  
Université de Nice Sophia Antipolis  
10/01 - 01/02      Chirurgie, Hôtel Dieu, Paris, Université Pierre et Marie Curie  
Paris VI

10/1996      Beginn des Medizinstudiums an der Justus-Liebig-Universität zu Giessen

30/6/1996      Allgemeine Hochschulreife, Gymnasium Erding

### *Famulaturen und Zusatzqualifikationen*

19/2 - 18/3/2001      Famulatur Innere Medizin, Dres. Roller und Diedrichson, Fachärzte für Innere Medizin, Giessen

21/2 - 14/4/2000      Famulatur Diagnostische Radiologie, Universitätsklinikum Großhadern, München

15/2 - 31/3/1999      Famulatur Gynäkologie und Geburtshilfe, Kreiskrankenhaus Erding

Vier Semester

Studentische Hilfskraft in der Mikroskopischen und  
Makroskopischen Anatomie

*Sonstiges*

Sprachkenntnisse

Deutsch, Englisch, Französisch