

Aus dem Institut für Klinische Radiologie der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

**Low-Dose-Multidetektor-Computertomographie des Thorax:
Qualität der Aufnahmen in Abhängigkeit von der Körpermasse**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Claudia Tina de Lorenzo

aus München

2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. U. Müller-Lisse

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Thomas Pfluger
Prof. Dr. Karl Schneider

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. E. Coppenrath

Dekan: **Prof. Dr. med. Dr. h c. M. Reiser, FACR, FRCR**

Tag der mündlichen Prüfung: 03. 03. 2011

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser danke ich für die Ermöglichung und die Unterstützung dieser Arbeit ganz herzlich.

Herrn PD Dr. med. U. Müller-Lisse danke ich für die Überlassung des Themas, für die tatkräftige Unterstützung und die hilfreichen Ideen bei der Auswertung, sowie für seine geduldige Anleitung und für seine sehr engagierte Betreuung dieser Arbeit.

Frau Dr. med. E. Coppenrath danke ich für ihre ebenfalls sehr geduldigen Bemühungen und den Rat und die Unterstützung, die sie mir jederzeit gewährte und die über die bloße Mitwirkung an der Bildbewertung weit hinausgingen.

Mein besonderer Dank für ihre Mitwirkung durch die Bewertung der Bilder, die diese Arbeit überhaupt möglich gemacht hat, gilt Herrn Dr. med. Christof Weber, Herrn Dr. med. Harro Bitterling und Frau Dr. med. Sandra Banac.

Danken möchte ich auch Frau Monika Seiller für ihre Unterstützung bei der Fertigstellung dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	3
Inhaltsverzeichnis	4
Abbildungsverzeichnis.....	7
Tabellenverzeichnis.....	8
1. Einleitung	9
2. Material und Methoden	13
2.1. Technik der Computertomographie.....	13
2.1.1. Mehrschicht-Spiral-CT	14
2.1.2. Begriffe im Zusammenhang mit Mehrschicht-Spiral-CT-Untersuchungen.....	15
2.1.2.1. Kollimation	15
2.1.2.2. Pitch.....	15
2.1.2.3. Isotropes Voxel	16
2.1.2.4. Strom-Zeit-Produktion (mAs-Produkt)	16
2.1.2.5. Bildrauschen.....	16
2.1.2.6. Zusammenhang zwischen Dosis und Bildqualität.....	17
2.2. Niedrigdosis-CT.....	17
2.2.1. Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen	17
2.2.2. Dosisparameter bei CT-Untersuchungen	18
2.2.2.1. Lokale Dosisgröße.....	18
2.2.2.2. Integrale Dosisgröße	19
2.2.2.3. Effektive Dosis.....	20

2.2.3. Niedrigdosisuntersuchung des Thorax/Möglichkeit zur Dosisreduktion	20
2.3. Eigene Untersuchungen	21
2.3.1. Technische Daten	21
2.3.2. Effektive Dosis	22
2.3.3. Patienten	22
2.4. Auswertung	24
2.4.1. Bewertungsmaßstab.....	24
2.4.2. Definitionen des Bewertungsmaßstabs.....	25
2.4.2.1. Abzugrenzende Strukturen.....	25
2.4.2.2. Abgrenzbarkeit verschiedener Strukturen.....	25
2.4.2.3. Lokalisation	25
2.4.3. Untersucher.....	25
2.4.4. Auswertung und statistische Untersuchungen	26
3. Ergebnisse	28
3.1. Deskriptive Statistik: Beurteilung der Bildgüte durch Untersucher	28
3.1.1. Untergewichtige Patienten (BMI < 18,5 kg/m ²).....	30
3.1.1.1. Gesamtwertung	30
3.1.1.2. Lungenperipherie	30
3.1.2. Normalgewichtige Patienten (BMI ≥18,5 und ≤ 24,9 kg/m ²)	31
3.1.2.1. Gesamtwertung	31
3.1.2.2. Lungenperipherie	31
3.1.3. Übergewichtige Patienten (BMI ≥25 kg/m ²).....	32
3.1.3.1. Gesamtwertung	32
3.1.3.2. Lungenperipherie	32
3.1.4. Patienten gesamt.....	33

3.1.4.1. Gesamtwertung.....	33
3.1.4.2. Lungenperipherie	33
3.2. Graphische Darstellung: Bewertungsmaßstab in Abhängigkeit von BMI .	34
3.3. Analytische Statistik: Bewertungsmaßstab in Abhängigkeit von BMI.....	37
3.3.1. Untergewicht ($BMI < 18,5$) und Normalgewicht ($BMI \geq 18,5$ und $\leq 24,5$) gegen Gesamtpunktzahl des Bewertungsmaßstabs < 18 und ≥ 18	37
3.3.2. Normalgewicht ($BMI \geq 18,5$) und Übergewicht ($BMI > 25$) gegen Gesamtpunktzahl des Bewertungsmaßstabs < 18 und ≥ 18	38
3.3.3. Untergewicht ($BMI < 18,5$) und Übergewicht ($BMI > 25$) gegen Gesamtpunktzahl des Bewertungsmaßstabs < 18 und ≥ 18	39
3.3.4. Zusammenfassung der Ergebnisse für alle drei untersuchten Gewichtsklassen	39
4. Diskussion.....	41
5. Zusammenfassung	58
Literaturverzeichnis	59
Erklärung	62

Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1:	27jährige Patientin, Grunderkrankung CF, BMI = 18,1 (kg/m ²)	30
Abb. 3.2:	22jähriger Patient, Grunderkrankung Spontanpneumothorax, BMI = 22 (kg/m ²).....	31
Abb. 3.3.:	61jährige Patientin, Grunderkrankung COPD, BMI = 30,9 (kg/m ²)	32
Abb. 3.4.:	Bewertung durch Untersucher 1	34
Abb. 3.5.:	Bewertung durch Untersucher 2	35
Abb. 3.6.:	Bewertung durch Untersucher 3	35
Abb. 3.7.:	Bewertung durch Untersucher 4	36
Abb. 3.8.:	Bewertung durch Untersucher 5	36

Tabellenverzeichnis

Tab. 2.1:	Einteilung BMI in Gewichtsklassen (Definition nach WHO).....	23
Tab. 3.1.:	Beurteilung mittels Bewertungsmaßstab (gesamte Lunge)	29
Tab. 3.2.:	Beurteilung mittels Bewertungsmaßstab (Lungenperipherie)	29
Tab. 3.3.:	Bewertungen Unter- und Normalgewicht gegen Gesamtpunktzahl nach Fisher's exact test, 2-seitig, Signifikanzniveau $p < 0,05$	37
Tab. 3.4.:	Bewertungen Normal- und Übergewicht gegen Gesamtpunktzahl nach Fisher's exact test, 2-seitig, Signifikanzniveau $p < 0,05$	38
Tab. 3.5.:	Bewertungen Unter- und Übergewicht gegen Gesamtpunktzahl nach Fisher's exact test, 2-seitig, Signifikanzniveau $p < 0,05$	39

1. Einleitung

In der radiologischen Diagnostik gewinnt die Computertomographie (CT) neben der konventionellen Projektionsradiographie (Röntgenuntersuchung) zunehmend an Bedeutung. Dem Vorteil des deutlich höheren Informationsgehalts der CT, z.B. der Möglichkeit der Rekonstruktion in 3D sowie der Darstellung kleinster pathologischer Veränderungen durch Schichtaufnahmeverfahren, steht allerdings der Nachteil der im Vergleich zur konventionellen Röntgenuntersuchung deutlich erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten gegenüber. Nagel et al. (Nagel, 2002, S. 1-4) postulierten, dass die Summe der angefertigten einzelnen Schnitte aller CT-Untersuchungen, die sich anhand der Anzahl der installierten Geräte sowie der Anzahl der Untersuchungen und der Scanzahl abschätzen lässt, in Deutschland bei einigen hundert Millionen pro Jahr liegt und damit in der selben Größenordnung wie die Summe aller projektionsradiographischen Aufnahmen. Bezogen auf die CT-Untersuchung an sich (also nicht der einzelnen Schnitte) nimmt die CT mit einem Anteil von rund 4% am Untersuchungsaufkommen verschiedener Röntgenuntersuchungen einen eher bescheidenen Platz ein. Betrachtet man die kollektive effektive Strahlendosis derselben Untersuchungen, zeigt sich hingegen ein deutlicher Unterschied, denn als Hochdosis-Untersuchungsverfahren liegt der Anteil der CT an der kollektiven effektiven Strahlendosis bei nahezu 40% (Bundesamt für Strahlenschutz, 2003).

Ein Vergleich verdeutlicht den Unterschied: Eine Abschätzung der effektiven Dosis für eine Thorax-CT im Standarddosisverfahren ergibt einen Wert von etwa 8,4 mSv, während sich für die konventionelle Röntgen-Thorax-Untersuchung in zwei Ebenen etwa 0,1 mSv errechnen lassen (Nagel, 2002, S. 23-24). Einer Information des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit zufolge (Bundesministerium, 2008) kam es im Zeitraum von 1996 bis 2002 zu einer Zunahme der rein rechnerischen effektiven pro-Kopf-Dosis in der deutschen Bevölkerung von ca. 1,6 mSv auf ca. 1,8 mSv. Ursächlich für diese Steigerung um ca. 11 % sei im Wesentlichen die Zunahme der CT-Untersuchungshäufigkeit. Die Tendenz, häufiger und schneller CT-Untersuchungen durchführen zu lassen, ist nach wie vor steigend, unabhängig von der dabei verabreichten Strahlendosis (Heyer, 2007).

Wie aber lässt sich der große diagnostische und therapeutische Nutzen der Computertomographie für den Patienten möglichst effektiv bei gleichzeitiger Senkung des damit verbundenen Strahlenrisikos anwenden? Auch niedrige Strahlendosen, wie sie in der radiologischen Diagnostik gebräuchlich sind, bergen das Risiko der so genannten stochastischen Strahlenschä-

den, d.h. die Eintrittswahrscheinlichkeit eines Schadens nimmt mit der Höhe der Dosis der ionisierenden Strahlung zu. Neoplastische und genetische Veränderungen können die Folgen von Mutationen diesbezüglich geschädigter betroffener Zellen sein (Jung, 1995). Die Verhinderung von Strahlenschäden kann konsequenterweise nur darin bestehen, indem man die dem Patienten verabreichte Dosis reduziert. Eine Dosisreduktion lässt sich prinzipiell durch die Regulierung geräteseitiger Parameter, wie unter anderem der verwendeten Röhrenstromstärke, erzielen. Idealerweise sollte diese individuell dem untersuchten Patienten sowie dem jeweiligen Untersuchungsgebiet angepasst werden. Diesen Vorgang für alle Geräte zu automatisieren, so dass durch Eingabe der entsprechenden Parameter vor Beginn der Untersuchung dem jeweiligen Patienten angepasst die niedrigste Dosis verwendet wird, war und ist intensiver Gegenstand der technischen Forschung und Entwicklung (McCollough, 2006). Da diese Entwicklung aber nur die neueste Generation von CT-Geräten betrifft, muss aktuell der größte Teil der Untersuchungen in Klinik und Praxis nach wie vor ohne diese Möglichkeit zur Dosisreduktion auskommen, d.h. eine individuelle Dosisanpassung durch Verwendung entsprechender technischer Parameter liegt nach wie vor im Ermessen des Untersuchers. Ebenfalls in dessen Ermessen liegt die Verwendung möglicher strahlenarmer Alternativverfahren anstelle der CT, wie z.B. der Sonographie oder der Kernspintomographie. Die dritte und – nach Brenner und Hall – effizienteste Möglichkeit zur Senkung der effektiven Strahlendosis wäre es, die Anzahl der verordneten CT-Untersuchungen zu reduzieren (Brenner, 2007).

Dies war jedoch nicht der Gegenstand unserer Untersuchungen: Eine kritische Indikationsstellung, die unter anderem das untersuchte und damit strahlenexponierte Gebiet so klein wie möglich hält und Doppeluntersuchungen vermeidet, vorausgesetzt, konzentrierten wir uns auf eine andere Möglichkeit der Dosisreduktion: Der Anwendung des so genannten Niedrigdosisverfahren.

Einen Versuch der Nutzung des hohen Informationsgehaltes der CT bei möglichst geringer Strahlenbelastung stellt die CT-Untersuchung im Niedrigdosisverfahren, die so genannte low-dose-CT dar. Hierbei handelt es sich um CT-Untersuchungen, die aufgrund besonders gewählter Untersuchungsparameter zu einer deutlichen Reduktion der Patientendosis gegenüber CT-Untersuchungen im Standarddosisverfahren führen. Die Bildqualität, die in engem Zusammenhang mit der verwendeten Strahlendosis steht, darf dabei nicht über das Maß der diagnostischen Sicherheit entsprechend der klinischen Fragestellung hinaus beeinträchtigt werden (Nagel, 2002, S. 30-32).

Die Lunge eignet sich als Hochkontrastorgan besonders gut für eine Untersuchung mit reduzierter Strahlendosis. Der Begriff Hochkontrast bezieht sich dabei auf hohe Absorptionsunterschiede der zu untersuchenden Gewebe. Da die Lunge lufthaltig ist, lässt sie sich gegenüber den umliegenden Strukturen gut abgrenzen. Dies wiederum bedeutet, dass sich eine gute Bildqualität hier unabhängig von der verabreichten Dosis erzielen lässt (umgekehrt bedeutet dies, dass in Bereichen mit niedrigem Kontrast, z.B. dem Abdomen, höhere Strahlendosen erforderlich sind, um die schlecht voneinander abgrenzbaren Organstrukturen in ausreichender Bildqualität darstellen zu können). Dass Lungenrundherde bis zu einem Durchmesser von 5 mm auch mit einer um bis zu 20% reduzierten Strahlendosis nachweisbar waren, zeigten bereits Diederich et al. (Diederich, 1996). Weitere Studien folgten, insbesondere auch, weil eine durch Dosisreduktion mögliche Annäherung der Strahlenexposition an konventionelle Röntgenübersichtsaufnahmen die Niedrigdosis-CT zu einem interessanten Untersuchungsverfahren im Rahmen der Früherkennung machen. Als Screeningverfahren für die frühzeitige Entdeckung von Bronchialkarzinomen bei Risikopatienten ist das low-dose-Verfahren Gegenstand aktueller Entwicklungen (Diederich, 2000).

Das Problem computertomographischer Untersuchungen im Vergleich zur konventionellen Röntgenuntersuchung besteht darin, dass limitierende Faktoren wie die direkten Zusammenhänge zwischen Dosis und Filmschwärzung sowie zwischen Belichtung und Filmverbrauch nicht gegeben sind. Eine „Überdosierung“ im Sinne einer unnötig hohen Strahlendosis und übermäßig langer Scanstrecke bringen dem Untersucher keine Nachteile, sondern vielmehr ausschließlich den Vorteil der besseren Bildqualität und damit der höheren diagnostischen Sicherheit. Schlechte Bildqualität und damit das Risiko des Übersehens pathologischer Veränderungen werden so umgangen.

Die Änderung bzw. Anpassung der Scanparameter bei gewünschter Dosisreduktion erfolgt beim Großteil der aktuell verwendeten CT-Geräte nach wie vor „in Handarbeit“ durch den untersuchenden Radiologen; Möglichkeiten zur geräteseitigen automatischen Dosisreduktion gibt es zwar mittlerweile, sie stehen aber nur den Anwendern von Scannern der neueren Generationen zur Verfügung (McCollough, 2006). Ganz abgesehen davon, dass derzeit kein Konsens über die Höhe der erforderlichen Dosis bei Standard-CT-Untersuchungen für die Anwenderschaft existiert. Dosisreduktion im Sinne der Verminderung der Strahlenbelastung des Patienten liegt also nach wie vor zum größten Teil im Ermessen des Untersuchers. Dem Ziel einer individuellen *automatischen* Dosisreduktion würde man sich möglicherweise durch eine Spezialisierung des Scanners in Bezug auf die erforderliche Bildqualität statt auf die Stromstärke der Röntgenröhre nähern (Starck, 2002). Solange eine Anpassung der Patienten-

dosis nach wie vor nur über eine Änderung der Scanparameter durch den Untersucher möglich ist, wäre es wünschenswert, die entsprechende Reduktion den individuellen (anatomischen) Gegebenheiten des Patienten anpassen zu können. Einfach durchzuführende Selektionsmöglichkeiten zur individuellen Adaptation der entsprechenden Scanparameter vorab wären hier von großem Nutzen. Starck nutzte z.B. als mögliches Kriterium die Körpergröße des zu untersuchenden Patienten und beschreibt, dass größenabhängig die bei Standard-Untersuchungen verabreichte Strahlendosis auf 1-45 % reduziert werden kann (Starck, 2002).

Daher stellt sich die Frage, ob eine Selektion der Patienten nach Körpermasse (anhand von Bestimmung der Körpergröße, des Gewichtes und dem daraus errechneten Body-Mass-Index) zur möglichen Vorabregulierung der pro Untersuchung verabreichten Strahlendosis sinnvoll wäre. Insbesondere für jüngere, chronisch kranke Patienten, die im Hinblick auf die verabreichte Strahlendosis das höchste Risiko tragen, da sie sich im Verlauf ihrer Erkrankung multiplen CT-Untersuchungen ausgesetzt sehen (Soyer, 2008), wäre eine Reduktion der verabreichten Strahlendosis nicht nur wünschenswert, sondern dringend zu empfehlen. Die Möglichkeit zur individuellen Anpassung der Dosis wäre für diese Patienten von großem Vorteil – insbesondere bezogen auf CT-Untersuchungen des Thorax speziell für junge weibliche Patienten, die durch die Exposition der strahlungsempfindlichen Brustdrüse, die oberflächennah direkt der Strahlung ausgesetzt ist, prinzipiell eine höheren Strahlendosis als Männer erhalten. Die internationale Strahlenschutzkommission verlangt aus diesen Gründen sogar speziell für die Patientengruppe junger Mädchen und Frauen eine besonders strenge Indikationsstellung für CT-Thorax-Untersuchungen (ICRP, 2000).

Die vorliegende Arbeit widmet sich daher der Beantwortung folgender Fragen:

- 1) Wie gut gelingt die Darstellung kleiner anatomischer Strukturen in CT-Thoraxaufnahmen mit low-dose-Technik in unterschiedlichen anatomischen Regionen der Lunge (Lungenkern, Lungenhilus, Lungenperipherie)?
- 2) Gibt es statistisch signifikante qualitative Unterschiede der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen über die gesamte Bandbreite gängiger Body-Mass-Indices (gemäß WHO-Definition)?
- 3) Lassen sich innerhalb der Bandbreite der gängigen Body-Mass-Indices Gruppen erkennen, bei denen die Darstellung kleiner anatomischer Details nicht ausreichend erscheint, um für die weitere klinische Anwendung empfohlen zu werden?

2. Material und Methoden

2.1. Technik der Computertomographie

Im Gegensatz zur Summationsaufnahme des konventionellen Röntgenbildes werden bei der Computertomographie parallele Bildschichten räumlich hintereinander gereiht dargestellt. Eine bzw. mit dem Verfahren der Multislice-CT entsprechend mehrere Körperschichten des Patienten werden aus verschiedenen Richtungen senkrecht zur Körperachse durchstrahlt. Ein Detektorensystem registriert die Schwächung der Röntgenstrahlen auf der gegenüberliegenden Seite. Heute werden überwiegend Rotationsscanner mit beweglichem Detektorsystem (Fächerstrahl und ein aus 200 bis 1.000 Einheiten bestehendes Detektorfeld bewegen sich zeitgleich um den betreffenden Körperabschnitt; Scanzeit 1-4 Sekunden; 3. CT-Geräte-Generation) oder Rotationssysteme mit stationären Detektoren (Fächerstrahlgerät mit feststehendem Detektor, der den Patienten ringförmig umschließt; Scanzeit 3-8 Sekunden; Geräte der 4. Generation) verwendet (Hofer, 1997).

Die in den einzelnen Projektionen registrierten Schwächungswerte werden als Zahlenwerte in den Computer eingegeben. Die daraus errechneten jeweiligen Dichtewerte werden mittels eines Digital-Analog-Converters als Grauwerte auf dem Monitor dargestellt. Kleinste Bildeinheit der CT ist der einzelne errechnete Bildpunkt, das so genannte Bildelement (picture element = Pixel). Dreidimensional dargestellt, unter Einbeziehung der verwendeten Schichtdicke als Höhe, repräsentiert ein Bildelement das jeweilige Volumen eines Gewebeelementes (Volumenelement = Voxel). Der Dichtewert (CT-Wert), der als Zahlenwert bei der Bildrekonstruktion das einzelne Voxel charakterisiert, ist ein Maß für die Strahlenabschwächung eines bestimmten Gewebetyps in diesem Voxel und wird in Hounsfield-Einheiten (HE) gemessen. Die nach oben offene Hounsfield-Skala reicht von den willkürlich festgesetzten Werten für Luft (-1.000 HE) und Wasser (0 HE) bis auf über + 1.000 HE (z.B. Knochen) (Wegener, 1992). Die bildliche Wiedergabe der entsprechenden Dichtewerte würde also ca. 2.000 unterschiedliche Grautöne produzieren. Da das Abstufungsvermögen des menschlichen Auges maximal 20 unterschiedliche Graustufen erfasst, wäre die Visualisierung gemessener Dichteunterschiede nicht in ausreichendem Maße möglich. Ein bestimmter, willkürlich festgelegter Bereich der CT-Werte wird für eine Bilddarstellung ausgewählt (Bildfenster). Über diesen Bereich wird das gesamte Spektrum an Grauwerten gespreizt (Fensterbreite), wobei Dichtewerte oberhalb der Obergrenze des Fensters weiß, unterhalb der Untergrenze schwarz dargestellt werden. Die Wahl der Fensterbreite bestimmt unter anderem den Kontrastreichtum der

Darstellung und ist abhängig von der jeweiligen diagnostischen Fragestellung (Schering, 1996).

2.1.1. Mehrschicht-Spiral-CT

Im Vergleich zur konventionellen CT-Technik, bei der die Aufnahme mehrerer Schichten zeitlich versetzt hintereinander erfolgt, wird bei der Spiral-CT ein einziger Volumendatensatz akquiriert, der eine lückenlose Berechnung auch dünner Schichten und kleiner Schichtabstände erlaubt und überlappende Schichtrekonstruktionen nachträglich ermöglicht. Datenakquisition und Bildrekonstruktion erfolgen nun also zeitlich getrennt, weshalb zwischen Kollimation (= Einblendung während der Aufnahme) und Schichtdicke (= Dicke der aufgenommenen Bilder) unterschieden wird. (Vogl, 2003). Echte Volumendatensätze, die die Grundlage für dreidimensionale Bildnachverarbeitungstechniken bilden, können mit der Spiral-CT aufgenommen werden (Ohnesorge, 1999). Die Aufnahmepausen, in denen in der konventionellen CT der Patient jeweils um einen bestimmten Abstand (Tischvorschub) auf dem Untersuchungstisch in axialer Richtung weiterbewegt wird, entfallen. Dies führt zu einer deutlichen Verkürzung der gesamten Scanzeit. Durch Atem- und Organbewegungen bedingte Artefakte und Informationslücken entfallen bei hinreichend kurzer Aufnahmezeit, die Treffsicherheit bei der Erfassung kleinster fokaler Herde ist bei der Spiral-CT deutlich höher (Hofer, 1997).

Bei den meisten Einzelschicht-Spiral-Scannern muss die Annäherung an den Idealfall des in drei Dimensionen isotropen Bildvoxels durch eine Verringerung des Aufnahmevolumens erkauft werden. Bei vorgegebener Untersuchungsdauer erzielt man größere Volumenabdeckung oder verbesserte axiale Auflösung einerseits durch Steigerung der Rotationsgeschwindigkeit, andererseits durch die gleichzeitige Aufnahme von mehr als einer Schicht (Ohnesorge, 1999). Die heute verwendeten CT-Spiralen rotieren im Subsekunden-Bereich. Da aufgrund der Kollimation eines schmalen Strahlenfächers bei Einzelschicht CT-Scannern nur ein Bruchteil der von der Röntgenröhre emittierten Quanten zum Bild beiträgt, wird bei Mehrzeiligkeit der Detektoren auch die Leistung der Röntgenröhre besser genutzt (Ohnesorge, 1999).

Obwohl mittlerweile bereits Geräte mit 64 Detektorzeilen existieren, wird im folgenden Bezug auf 4-Zeilen-Detektoren genommen, die zur Erstellung sämtlicher in der Arbeit verwendeter Bilder zur Anwendung kamen. Entscheidend ist weniger die Anzahl der Detektorzeilen, als die Anzahl n der simultan aufgezeichneten Datensätze (Nagel, 2002, S. 41). Man unterscheidet zwischen zwei unterschiedlichen Detektortypen - dem Fixed-Array-Detektor, der matrixartig aus Detektorelementen gleicher Größe zusammengesetzt ist, und dem Adaptive-Array-Detektor, der aus in z-Richtung unterschiedlich breiten Detektorelementen aufgebaut

ist. Die kollimierten Schichtdicken ergeben sich durch strahler- und detektorseitige Einblendungen sowie geeignetes Zusammenschalten der einzelnen Detektorelemente (Ohnesorge, 1999).

Die Vorteile der Mehrschicht-CT bestehen in erhöhter Scan-Geschwindigkeit, größerer Volumenabdeckung, verbesserter axialer Auflösung und besserer Nutzung der Röntgenröhre. All diese Vorzüge dürfen allerdings nicht darüber hinwegtäuschen, dass Fortschritte in der Gerätetechnik eher zur Verbesserung der Bildqualität genutzt werden, von der man sich natürlich eine erhöhte Diagnosesicherheit verspricht, als im Hinblick auf den Strahlenschutzaspekt (Nagel, 2002, S. 23-24). Da die meisten CT-Geräte (noch) ohne „Belichtungsautomatik“ arbeiten, die geräteseitig Kinder und schlanke Patienten vor unnötig hoher Strahlenbelastung schützen würde, indem die Strahlendosis an Objektdurchmesser und Fragestellung angepasst wird, bleibt für den Anwender teilweise erheblicher Spielraum im Bezug auf die verabreichte Dosis (Nagel, 2002, S. 24). Einer beispielhaften Untersuchung der Universität Leipzig zufolge führt ein schnellerer Scanner zu einer Erhöhung der Anzahl der gescannten Schichten, zieht die Verfügbarkeit von Spiral-CT eine Zunahme der Scanlänge des untersuchten Körperabschnittes nach sich und wird eine höhere Strahlendosis verabreicht, wenn die technischen Möglichkeiten dies zulassen (Gosch, 1998).

2.1.2. Begriffe im Zusammenhang mit Mehrschicht-Spiral-CT-Untersuchungen

2.1.2.1. Kollimation

Kollimation bedeutet die Ausblendung unerwünschter Strahlung an einem Strahlendetektor.

Primärkollimation: Röhrenseitige Blende, bestimmt Form des Dosisprofils, damit maßgeblich für die Strahlenexposition/Patientendosis.

Sekundärkollimation: Detektorseitig vorgenommene Kollimation (Schichtprofil), entfernt den längs zur Rotationsachse auftretenden Streustrahlenanteil, der nicht bildgebend ist.

Bei Mehrschicht-Systemen lässt sich die Kollimation nur für alle abzubildenden Schichten gemeinsam vornehmen (Nagel, 2002, S. 40).

2.1.2.2. Pitch

Pitch bezeichnet den Tischvorschub pro Umdrehung bezogen auf die kollimierte Schichtdicke (Einzelschicht CT-Scanner). Bezogen auf die Mehrschicht CT sind zwei unterschiedliche Definitionen gebräuchlich: Tischvorschub pro Röhrenumlauf bezogen auf die *kollimierte Breite einer Einzelschicht* (=Volumenpitch; Pitchwerte sollten zwischen 5 und 7 liegen); Tischvor-

schub pro Röhrenumlauf bezogen auf die *Gesamtbreite des Detektors* (Anzahl n der aktiven Detektorelemente multipliziert mit der Kollimation einer Einzelschicht; Pitchwerte liegen meist zwischen 1 und 2) (Uffmann, 2001).

Pitchfaktoren <1 : Ausdruck für überlappende

Pitchfaktoren >1 : Ausdruck für dosissparende Schnittführung (Nagel, 2002, S. 41).

Pitch p : Tischvorschub TV /Schichtdicke h (Einzelschicht)

Pitch p : Tischvorschub TV /Schichtdicke $h \times N$ (Mehrschicht CT, N = Anzahl der simultan gescannten Schichten)

Die Besonderheit der Mehrschicht CT-Geräte im Vergleich zur herkömmlichen CT besteht darin, dass das Verhältnis von Tischvorschub zu Gesamtkollimation berücksichtigt werden muss, da sich die Kollimation beim Mehrschicht-Gerät *nur für alle abzubildenden Schichten gemeinsam* vornehmen lässt (bei der Einzelschicht-CT kann die Detektorzeile durch Zusammenwirken von röhren- und detektorseitiger Kollimation unterschiedlich breit gehalten werden) (Nagel, 2002, S. 40).

2.1.2.3. Isotropes Voxel

Isotropes Voxel bedeutet, dass die Ortsauflösung sowohl in Richtung der z -Achse (Patientenlängsachse) als auch in der jeweiligen Schichtebene exakt 1mm beträgt (Vogl, 2003).

2.1.2.4. Strom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt)

Dabei handelt es sich um das Produkt aus Röhrenstrom (mA) und Abtastzeit (s). Die Strahlendosis ist direkt proportional zum mAs-Produkt. Trotz direktem, linearem Zusammenhang zwischen Strom-Zeit-Produkt und Strahlendosis dürfen die beiden Begriffe nicht synonym verwendet werden: Dieser Zusammenhang unterscheidet sich nämlich je nach verwendetem Gerätetyp. Für den direkten Vergleich benötigt man deshalb spezielle Dosisgrößen; nur mit diesen ist auch eine Beziehung zur Strahlenexposition konventioneller Röntgen-Verfahren möglich (Nagel, 2002, S. 31).

2.1.2.5. Bildrauschen

Als Bildrauschen werden durch Zufallsprozesse verursachte Beiträge zum Signal (Störsignale) bezeichnet, die keine verwertbare Information über die mit dem Signal zu erfassende Messgröße enthalten.

2.1.2.6. Zusammenhang zwischen Dosis und Bildqualität

Dosis und Bildqualität stehen bei der CT in engem Zusammenhang. Die so genannte Brooks'sche Formel beschreibt diesen Zusammenhang und bezieht sich auf veränderliche Parameter wie die Schichtdicke, die Dicke des Objektes und die effektive Strahlbreite. Bei Veränderung einer der genannten Parameter muss auch eine Veränderung der verwendeten Dosis erfolgen, sofern das Bildrauschen nicht zunehmen soll. Beispielsweise verdoppelt sich die erforderliche Dosis bei Halbierung der Schichtdicke. Bildrauschen und Dosis stehen dabei in einem inversen quadratischen Zusammenhang zueinander. Das bedeutet z.B. eine Vervierfachung der Dosis, wenn eine Halbierung des Bildrauschens gewünscht wird.

2.2. Niedrigdosis-CT

2.2.1. Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen

Die Strahlenexposition der Bevölkerung durch die Röntgendiagnostik ist in Deutschland mit etwa 2 mSv pro Kopf der Bevölkerung im Jahr relativ hoch. Die CT, die nur etwa vier Prozent der Untersuchungen ausmacht, trägt mit fast 40 Prozent zur kollektiven effektiven Dosis der Bevölkerung durch die Röntgendiagnostik bei (Bauer, 2000).

Entscheidend für die Gesundheitsgefährdung im Bereich niedriger Strahlendosen, in den röntgendiagnostische Untersuchungen wie die CT fallen, sind die so genannten stochastischen Strahlenschäden. Sie beruhen auf Transformation und Mutation betroffener Zellen und führen zu neoplastischen Veränderungen und zu Erbkrankheiten. Dabei nimmt nicht die Schwere des Schadens mit der Dosis zu (im Sinne einer dramatischeren Mutation bei höherer Dosis), sondern mit zunehmender Dosis steigt die Eintrittswahrscheinlichkeit eines Schadens (pathologische Veränderungen treten bei höherer Dosis mit größerer Häufigkeit auf) (Jung, 1995).

Bei Einzelpersonen ist die Herstellung eines Kausalzusammenhanges zwischen vorausgegangener Strahlenexposition und klinisch manifester Tumorerkrankung prinzipiell nicht möglich, da sich durch Strahlung verursachte Karzinome klinisch nicht von denjenigen unterscheiden, die durch andere natürliche oder zivilisatorische Einflüsse entstehen. Das Strahlenkrebsrisiko (ermittelt aus langjährigen klinischen Beobachtungen großer Patientengruppen nach medizinischer Strahlenanwendung) wird aus der Differenz der tatsächlich beobachteten und der statistisch zu erwartenden Häufigkeit ermittelt.

Im Bereich kleiner Dosen beträgt das gesamte Strahlenkrebsrisiko 500 Fälle, wenn 100.000 Personen jeweils einer Strahlendosis von 0,1 Sv ausgesetzt waren; das entspricht einem indi-

viduellen Risiko von 5% pro Sievert. Berücksichtigt werden sollte bei der individuellen Risikoermittlung das Lebensalter des Patienten: Strahlenexposition im jüngeren Lebensalter, insbesondere bei Kindern und Jugendlichen, ist mit einem deutlich höheren Risiko verbunden. Ältere Patienten haben aufgrund der langen Latenzzeiten bis zur klinischen Manifestation eventuell induzierter Malignome ein geringeres Risiko (Jung, 1995). Gerade bei jungen Patienten, insbesondere bei solchen, bei denen aufgrund einer chronischen Erkrankung wiederholte CT-Untersuchungen erforderlich werden, sollte daher jede Möglichkeit einer Reduktion der verabreichten Strahlendosis genutzt werden.

2.2.2. Dosisparameter bei CT-Untersuchungen

Röntgenstrahlen, die unseren Körper durchdringen, verteilen sich und werden absorbiert. Sie interagieren mit dem durchdrungenen Gewebe und setzen Energie frei. Die freiwerdende Energie bezeichnen wir als Dosis. Im Zusammenhang mit CT-Untersuchungen gilt Dosis als Synonym für die lokale Intensität der Bestrahlung. Aufgrund nicht unerheblicher Unterschiede der CT zur konventionellen Röntgenuntersuchung (Dosisverteilung, Streustrahlung), die ein einfaches Übernehmen dort verwendeter Begriffe und Messverfahren nicht erlaubt, empfiehlt sich die Verwendung spezieller CT-geeigneter Dosisgrößen.

2.2.2.1. Lokale Dosisgrößen

Die lokalen Dosisgrößen stellen ein Maß für die Intensität der Bestrahlung innerhalb des bestrahlten Körperabschnittes dar; synonym wird der Begriff *Dosis* verwendet.

Wichtigster Parameter ist der *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*. Hierbei handelt es sich um den Äquivalentwert der Dosis, standardmäßig gemessen im Zentrum bzw. 1 cm unterhalb der Oberfläche von zylindrischen Plexiglasphantomen mit einem Durchmesser von 32 cm (Annäherung an die Schwächungsverhältnisse bei Thorax/Abdomen-Untersuchungen) bzw. 16 cm (Schädel, bzw. pädiatrische Untersuchungen). Mittels Stabionisationskammer wird die Dosisverteilung innerhalb der nominellen Schicht bestimmt, die sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtdicke als Breite konzentriert wäre. Die Summe aller Beiträge des Dosisprofils wird durch die nominelle Schichtdicke h dividiert.

Mathematische Definition: Aufsummierung aller Dosisbestandteile entlang einer Linie, die parallel zur Rotationsachse des Scanners (= z-Achse) liegt. $D(z)$ ist der Wert der Dosis an einem Punkt z :

$$CTDI = 1/h \times \int D(z) \times dz \quad (2.1.)$$

Als Maßeinheit gilt *Milli-Gray (mGy)*.

Da bei der *Mehrschicht-CT* stets die *Anzahl N der simultan gescannten Schichten* berücksichtigt werden muss, lautet die entsprechend modifizierte Formel für Mehrschicht-Geräte (Nagel, 2002):

$$CTDI_{M SCT} = 1/N \times h \times \int D(z) \times dz \quad (2.2)$$

Es gibt mehrere unterschiedliche Definitionen des CTDI. Üblicherweise verwendet wird heute der CTDI 100, bei dem die Integrationslänge (zu erfassende Länge des Dosisprofils) 100 mm beträgt. Bezogen auf das gescannte Volumen ist die Verteilung der Dosis nicht einheitlich. Dem zentral stets niedriger als an der Oberfläche gemessenen Werten trägt die Einführung des gewichteten CTDI Rechnung:

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100}(central) + 2/3 CTDI_{100}(peripher) \quad (2.3)$$

Die pro mAs durch den CTDI ausgedrückte Dosis ist abhängig von der Schichtkollimation, der verwendeten Röhrenspannung und dem jeweiligen Scan-Modus. *Der CTDI-Wert charakterisiert den jeweiligen CT-Scanner* und wird vom verwendeten Gerät angezeigt.

Die in Deutschland gebräuchliche Dosis frei Luft auf der Systemachse weist als einzigen Unterschied gegenüber dem zuvor genannten CTDI auf, dass die ebenfalls im Drehzentrum vorgenommene Messung ohne Verwendung eines Phantoms durchgeführt wird. Messgröße dieses CTDI ist das Luftkerma (K_a), d.h. die quantitative Erfassung der ionisierenden Strahlung, die bei Wechselwirkung mit dem Detektormaterial Luft freigesetzt wird. Für *Mehrschicht-CT* Geräte gilt:

$$CTDI_{Luft} = 1/N \times h \times \int K_a(z) \times dz \quad (2.4)$$

2.2.2.2. Integrale Dosisgrößen

Integrale Dosisgrößen beziehen im Gegensatz zu lokalen Dosisgrößen die Ausdehnung des bestrahlten Körperabschnittes mit ein und beschreiben damit das gesamte Ausmaß einer Bestrahlung. Damit sind integrale Dosisgrößen am ehesten dem Begriff der „Strahlenexposition“ zuzuordnen. Hierzu gehört das Dosislängenprodukt (DLP), d.h. das Produkt aus Dosis (CTDI) und Länge des bestrahlten Abschnittes. Wie beim CTDI handelt es sich um das Produkt aus Intensität und Ausdehnung einer Bestrahlung. Der Unterschied besteht darin, dass sich im Falle des DLP der Begriff „Länge“ auf die gesamte Scanlänge des betreffenden Körperabschnittes bezieht. Die Ausdehnung betrifft also die gesamte Scanserie. Man multipliziert den

jeweiligen CTDI mit dem Produkt aus Anzahl n der einzelnen Schichten und der jeweiligen Schichtdicke h (in cm!). Für Mehrschicht-CT-Scans gilt:

$$DLP_{Luft} = CTDI_{Luft} \times n \times N \times h \quad (2.5)$$

Als Maßeinheit gilt $mGy \times cm$.

N bezieht sich wiederum auf die Gesamt-Kollimation (= Anzahl der simultan gescannten Schichten), während n für die Anzahl der Rotationen in Spiral-Technik steht.

2.2.2.3. Effektive Dosis

Im Gegensatz zu den oben genannten scannerbezogenen Dosisgrößen, die sich auf die Absorption von Energie beziehen, handelt es sich bei der *effektiven Dosis* um eine patientenbezogene Dosisgröße. Die effektive Dosis soll die Beziehung zum biologischen Strahlenrisiko der bei einer CT-Untersuchung absorbierten Dosis herstellen. Die Organdosiswerte (= absorbierte Energie pro Masse des Organs) von Teilkörperexpositionen werden dabei so umgerechnet, als handle es sich um eine gleichmäßige Ganzkörperexposition. Für einzelne Organe existieren Tabellen mit unterschiedlichen Gewebe-Wichtungsfaktoren, die abhängig von der jeweiligen Strahlensensibilität des entsprechenden Gewebes sind. Diese werden mit der verabreichten Energiedosis multipliziert, anschließend werden die einzelnen Werte aufsummiert. Die komplizierte Berechnung der effektiven Dosis wird unter Einbeziehung der jeweiligen Scanner-Parameter pro Untersuchung durch entsprechende Computerprogramme berechnet. Diese Dosisgröße gestattet den Vergleich unterschiedlicher Untersuchungsverfahren mit ionisierender Strahlung.

Meßgröße ist die *Äquivalentdosis* (= Strahlungsenergie/Masse x Bewertungsfaktor).

Als Maßeinheit gilt *Sievert* (Sv).

Die Effektive Dosis E ist der gewichtete Mittelwert aus den Dosiswerten $D_{Org,i}$ für eine Reihe festgelegter Organe (Nagel, 2002, S. 6 ff) (Kalender, 2000):

$$E = \sum w_i \times D_{org,i} \quad (2.6)$$

2.2.3. Niedrigdosisuntersuchung des Thorax/Möglichkeiten zur Dosisreduktion

Bei der Niedrigdosis-CT (ND-CT) handelt es sich um eine CT-Untersuchung, bei der es infolge besonders gewählter Untersuchungsparameter zu einer deutlichen Reduktion der Patientendosis im Vergleich zu CT-Untersuchungen mit Standard-Dosis (SD-CT) kommt (Nagel, 2002, S. 47).

Aus zwei Gründen bietet sich die Anwendung des sogenannten Niedrigdosis-Verfahrens zur Diagnostik pulmonaler Erkrankungen besonders an: Zum einen ist im Bereich des Thorax die Absorption von Röntgenstrahlen deutlich geringer als beispielsweise im Abdomen (Herzog, 2002), zum anderen handelt es sich bei der Lunge um ein so genanntes „hochkontrastiges“ Organ, d.h. um ein Organ mit relativ hohen Dichteunterschieden zwischen Alveolarraum (lufthaltig) und umliegendem Gewebe (Interstitielles Lungengerüst, Mediastinum) bzw. Strukturen wie Bronchien und Gefäßen. Auch pathologische Veränderungen, wie z.B. entzündliche Infiltrate, kommen aufgrund des hohen Kontrastes gut zur Darstellung. Der Zusammenhang Dosisreduktion = Erhöhung des Bildrauschens (siehe oben) und damit Informationsverlust trifft vor allen Dingen auf die Erkennbarkeit von Strukturen niedrigen Kontrastes zu. Die Erkennbarkeit von Hochkontrastdetails ist nur in geringem Ausmaß von der Dosis abhängig.

2.3. Eigene Untersuchungen

2.3.1. Technische Daten

Alle im Rahmen der Arbeit ausgewerteten Niedrigdosis-Untersuchungen wurden mit dem 4-Zeilen-Spiral-Computertomographen Philips Mx8000 (Scanner der 3. Generation) durchgeführt. Folgende Scanparameter wurden für alle genannten Untersuchungen eingesetzt:

Pitch	=	1,75
Kollimation	=	1 mm
Effektive Schichtdicke	=	1,3 mm
Rotationszeit	=	0,5 Sekunden
Röhrenstrom	=	35 mA
Strom-Zeit-Produkt/Schicht	=	10 mAs
Röhrenspannung	=	120 kV
Fenster W 1600	=	L-600 (Auswertung im Lungenfenster)
Gewichteter CTDI (CTDI _w)	=	1,0 mGy

Die Auswertung der Bilder erfolgte auf Arbeitsstationen mit 1.000 x 1.000 Bildelementen (Agfa Impax Version 4104.09.2004). Der Rekonstruktionsalgorithmus „C“ wurde für alle Aufnahmen verwendet. Zur Auswertung der Scans wurden ausschließlich auf 3 mm Schichtdicke fusionierte Aufnahmen in axialer Rekonstruktion bewertet.

2.3.2. Effektive Dosis

Messung

Gemessen am Alderson Phantom (Niedrigdosis-Thorax-CT nach oben angegebenem Protokoll durchgeführt; Gerät: Philips Mx 8000, LMU München, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Klinikum Innenstadt) ergibt sich folgender Wert:

Effektive Dosis: 0,50 mSv

Berechnung

Errechnet ergibt sich (Formel nach Nagel, Hans Dieter, 2002):

$$E = DLP_{\text{luft}} \times f_{\text{mittel}} \times k_{CT} \quad (2.7)$$

wobei $DLP_{\text{luft}} = CTDI_{\text{luft}} \times Q(\text{mAs}) \times \text{pitch} \times N(\text{Zeilen}) \times h(\text{Schichtdicke}) \times n$
(Umdrehungen)

und $CTDI_{\text{luft}} = 0,212 \text{ mGy/mAs}$

Pitch = 1,75

Scanlänge = 30 cm (Erwachsene), entsprechend 43 Umdrehungen

$k_{CT} = 1$ (Gerädefaktor; zuständig für die Geräte-spezifische Korrektur)

$f_{\text{mittel}} =$ Mittelwert der Konversionsfaktoren von Dosis frei Luft auf der Systemachse, in effektive Dosis für unterschiedliche Körperabschnitte und Patientengruppen (mSV/mGy x cm)

2.3.3. Patienten

Innerhalb eines Zeitraumes von 13 Monaten (11.01.2002 - 06.02.2003) wurden bei 145 Patienten (männlich: n =72, weiblich: n =73) nach dem unter 2.3.1. aufgeführten Untersuchungsprotokoll CT-Untersuchungen des Thorax im Niedrigdosisverfahren durchgeführt. Um eine Korrelation mit der Körpermasse zu ermöglichen, erfolgte die Berechnung des Body-Mass-Index (BMI) der untersuchten Patienten. Die dafür erforderlichen Parameter Körpergröße und Körpergewicht ermittelten wir anhand der erfassten Daten bei stationärer Aufnahme (Patientenakte) oder im Rahmen spezieller Untersuchungen (z.B. Lungenfunktionsuntersuchung).

Ausgeschlossen von der Auswertung wurden Patienten, bei denen Körpergröße und Gewicht in angemessenem zeitlichen Abstand zum Untersuchungszeitpunkt nicht oder nicht sicher zu ermitteln waren (n =16). Im Mittel betrug der Abstand zwischen Durchführung der CT-

Untersuchung und Bestimmung von Körpergröße und -gewicht 5 Tage, in wenigen Fällen mehrere Wochen, jedoch in keinem Fall mehr als 11 Wochen.

Weiterhin ausgeschlossen wurden Patienten, bei denen bei Durchführung der Untersuchung eine Anpassung der verabreichten Dosis durch Erhöhung des Strom-Zeitproduktes stattgefunden hatte (n =12).

Bei der Auswertung ebenfalls nicht berücksichtigt wurden Patienten, die zum Zeitpunkt der Untersuchung das 18. Lebensjahr noch nicht vollendet hatten (n =12).

Insgesamt wurden daher **105 Patienten** in unsere Untersuchungen eingeschlossen, 51 männliche und 54 weibliche Patienten.

Der BMI (siehe Tabelle 1) als Maß zur Bestimmung des Normalgewichtes ergibt sich aus dem Quotienten des Körpergewichtes einer Person in Kilogramm und dem Quadrat der Körpergröße in Metern:

$$\text{BMI} = \text{Körpergewicht} / (\text{Körpergröße}^2) \text{ (kg/m}^2\text{)}$$

Tabelle 2.1.: Einteilung BMI in Gewichtsklassen (Definition nach WHO):

Gewichtsklassen:	Pat.gesamt	Männer	Frauen
Untergewicht: BMI <18,5 (kg/m ²)	11	3 (28%)	8 (72%)
Normalgewicht: BMI 18,5 – 24,9 (kg/m ²)	70	35 (50%)	35 (50%)
*Übergewicht: BMI ≥25 (kg/m ²)	24	13 (54%)	11 (46%)

*Beinhaltet in unseren Untersuchungen die Unterklasse „obese“ = Fettsucht, die laut WHO-Definition einen BMI ≥ 30 (kg/m²) klassifiziert (WHO, 2000). Diese Klasse wurde als eigenständiger Parameter in unseren Untersuchungen aufgrund zu geringer Fallzahl (n =4) nicht separat berücksichtigt, sondern unter „Übergewicht“ subsummiert.

Anlass der Untersuchung der Patienten war die Diagnostik einer akuten oder chronischen Lungenerkrankung. Es handelte sich sowohl um Erstuntersuchungen/Untersuchung zum Ausschluss einer pulmonalen Erkrankung als auch um Verlaufskontrollen bzw. Untersuchungen bei klinischer Verschlechterung bei bekannten bestehenden pathologischen Veränderungen (z.B. Infektexacerbation bei bekannter Cystischer Fibrose). Bei Mehrfachuntersuchungen desselben Patienten verwendeten wir zur Bewertung im Rahmen der Studie jeweils die erste in Niedrigdosistechnik durchgeführte CT-Untersuchung. Die Diagnosen der zugrunde liegenden Erkrankungen variierten, wobei es sich in der überwiegenden Anzahl der Fälle um gutartige, oft entzündlich bedingte oder veränderte Prozesse handelte, die im Verlauf zu einem großen

Teil chronisch, zum Teil auch chronisch-progredient verliefen. Insgesamt litten 37 Patienten an einer cystischen Fibrose, 12 an einer COPD, 9 Patienten wurden im Rahmen der Abklärung eines Asthma bronchiale, einer chronischen Bronchitis bzw. einer exogen-allergischen Alveolitis der Bildgebung unterzogen. Entzündliche pulmonale Veränderungen im Sinne einer Pneumonie bzw. einer Mycobacteriose/Tbc fanden sich in 7 Fällen. Erkrankungen, bei denen der fibrotische Umbau des Lungengewebes im Vordergrund stand (incl. der idiopathischen Fibrose) fanden sich insgesamt 11-mal. Unterschiedliche, jedoch ebenfalls benigne pulmonale/pleurale Erkrankungen gaben bei weiteren 12 Patienten Anlass zur Durchführung einer CT-Untersuchung im low-dose-Verfahren. Nur in 17 von insgesamt 105 untersuchten Fällen handelte es sich um eine vermutete oder bereits bekannte maligne Grunderkrankung (Bronchialkarzinome/Lymphome/pulmonale Sekundärtumore). Als Screeningverfahren zur frühzeitigen Erfassung eines eventuell bestehenden Bronchialkarzinoms bei Risikopatienten, mit dem sich verschiedene Studien intensiv befasst haben (Diederich, Wormans, 2004; Sone, 2001; Swenson, 2002), wurde die Niedrigdosis-CT im Rahmen unseres Untersuchungsprotokolls *nicht* eingesetzt.

2.4. Auswertung

2.4.1. Bewertungsmaßstab

Die Bewertung der CT-Bilder erfolgte anhand eines standardisierten, semiquantitativen Bewertungsmaßstabes für die Bildgüte auf der Grundlage der Beurteilung von kleinen anatomischen Strukturen. Dazu wurden die angefertigten Scans, die alle mit den gleichen reduzierten, fixierten Dosiswerten angefertigt wurden, der unabhängigen Beurteilung nach den Kriterien der Bildqualität durch 5 verschiedene Untersucher unterzogen. Für die Evaluation der Bildqualität wurde eine 4-gliedrige Bewertungsskala (4 = Beurteilbarkeit = sehr gut; 1 = Beurteilbarkeit deutlich eingeschränkt = schlecht) verwendet. Die Erkennbarkeit anatomischer Strukturen (Bronchien, Blutgefäße) innerhalb des dargestellten pulmonalen Gewebes der jeweiligen Aufnahme bzw. die Abgrenzbarkeit gegen andere Strukturen/umliegendes Gewebe wurde von jedem der Untersucher pro Patient in jeweils identischer Schichthöhe beurteilt. Für jede Aufnahme erfolgte seitengetreunt (rechts/links) die Bewertung von Hilusbereich (= zentral), Lungenkern und Lungenmantel (= peripher) (siehe unten/Definitonen), woraus sich bereits sechs mögliche Ergebnisse ableiten lassen. Es wurden jedoch pro Patient jeweils drei verschiedene Schichten auf jeder Seite ausgewertet: Auf Höhe der Carina sowie jeweils 5 cm darüber und darunter (insgesamt 18 mögliche Ereignisse). Die anschließende Zusammenfas-

sung der Bewertung der 3 unterschiedlichen Schichthöhen sowie der beiden Seiten erlaubt eine exemplarische Beurteilung der gesamten dargestellten Lunge pro Patient. In den vergebenen Gesamtbewertungsmaßstab fließen sämtliche pro Patient vergebenen Punktwerte aller Lokalisationen ein. Für die Auswertung ergibt sich somit eine maximale Punktzahl von 24, die niedrigste mögliche Zahl beträgt 6 Punkte bei insgesamt $(24 - 6) + 1 = 19$ verschiedenen Ereignissen.

2.4.2. Definitionen des Bewertungsmaßstabs

2.4.2.1. Abzugrenzende Strukturen

- Bronchialwände – Blutgefäße
- Bronchialwände – Bronchiallumen
- Bronchialwände – ventilierte Lunge
- Blutgefäße – ventilierte Lunge

2.4.2.2. Abgrenzbarkeit verschiedener Strukturen

- 1 = Strukturen nicht erkennbar
- 2 = Strukturen erkennbar, aber nicht gegen Nachbarstrukturen abgrenzbar
- 3 = Strukturen erkennbar, aber nicht vollständig gegen Nachbarstrukturen abzugrenzen oder Abgrenzung unscharf
- 4 = Strukturen erkennbar und vollständig gegen Nachbarstrukturen abgrenzbar

2.4.2.3. Lokalisationen

- Hilusbereich = Radius von 3 cm um den Durchtrittspunkt des Hauptbronchus durch die Mediastinalbegrenzung
- Lungenkern = Zwischen Hilusbereich und Lungenmantel
- Lungenmantel = Äußerste 2 cm subpleural

2.4.3. Untersucher

Die Beurteilung und Bewertung wurde ausschließlich von Ärzten vorgenommen, die im Bereich der diagnostischen Radiologie tätig waren. Alle verfügten über mehrjährige Berufserfahrung und hatten die Facharztweiterbildung entweder bereits abgeschlossen oder waren auf dem Weg zum Erwerb der Facharztreihe unterschiedlich weit fortgeschritten.

- Untersucher 1 = Weiterbildungsassistentin, 6-jährige Berufserfahrung diagnost. Radiologie
Untersucher 2 = Weiterbildungsassistentin, 2-jährige Berufserfahrung diagnost. Radiologie
Untersucher 3 = Weiterbildungsassistent, 3-jährige Berufserfahrung diagnost. Radiologie
Untersucher 4 = Weiterbildungsassistent, 2-jährige Berufserfahrung diagnost. Radiologie
Untersucher 5 = Oberarzt der radiologischen Abteilung, Facharzt für diagnostische Radiologie mit 10 jähriger Berufserfahrung

Zur Auswertung der Bilder erfolgte eine Aufteilung in 5 Blöcke von jeweils 20-30 Untersuchungen, die Reihenfolge der Bewertungen der einzelnen Blöcke war für jeden Untersucher unterschiedlich. Die Verteilung erfolgte, indem die Reihenfolge der Auswertung für jeden Untersucher zuvor ausgewürfelt wurde, so dass sich folgende Reihenfolgen der Bewertung ergaben:

Untersucher 1: Bewertung von Block 5 – 1 – 3 – 2 – 4

Untersucher 2: Bewertung von Block 5 – 3 – 2 – 1 – 4

Untersucher 3: Bewertung von Block 3 – 4 – 5 – 2 – 1

Untersucher 4: Bewertung von Block 1 – 5 – 2 – 3 – 4

Untersucher 5: Bewertung von Block 2 – 3 – 4 – 1 – 5

Alle Untersucher erhielten vor Beginn der Auswertung eine ausführliche Einweisung in die Anwendung des oben aufgeführten Bewertungsmaßstabes.

2.4.4. Auswertung und statistische Untersuchungen

Sämtliche Daten wurden in Excel-Dateien gespeichert. Zur statistischen Auswertung und zur Erstellung von Graphiken wurde das Programm Excel 97 verwendet. Die statistische Auswertung erfolgte einerseits deskriptiv in tabellarischer Form zur Darstellung der prozentualen Verteilung der Bewertung der Bildgüte pro Untersucher innerhalb der unterschiedlichen Gewichtsklassen, andererseits verwendeten wir für die statistische Auswertung den Chi-Quadrat-Test (Glantz 1997), bzw. Fisher`s exact Test, wenn unsere Daten die Kriterien zur Anwendung des Chi-Quadrat-Testes nicht erfüllten (der Erwartungswert darf in keinem der vier Felder 5 unterschreiten).

Alle in diese Untersuchung eingeschlossenen CT-Bilder wurden anhand des oben angeführten Bewertungsmaßstabes von fünf verschiedenen Radiologen untersucht, die die Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen bei Durchführung der Aufnahmen in low-dose-Technik be-

werten sollten. Ziel der Untersuchung war es dabei, eine Aussage hinsichtlich der Qualität der Bilder im Hinblick auf ihre diagnostische Verwertbarkeit treffen zu können.

Im Rahmen des Bewertungsmaßstabes, der darauf beruht, wie gut bzw. schlecht die verschiedenen anatomischen Strukturen im untersuchten Bereich zur Darstellung kamen, musste es daher eine Grenze geben, ober- und unterhalb derer die Bildgüte als gut, also diagnostisch verwertbar, oder als schlecht, also als für diagnostische Untersuchungszwecke ungeeignet zu werten ist.

Diese Grenze setzten wir bei einer im Rahmen des Bewertungsmaßstabes vergebenen Gesamtpunktzahl von:

Gesamtpunkte $\geq 18 - 24$ = Bildgüte gut bis sehr gut

Gesamtpunkte < 18 = Bildgüte unzureichend

Bezogen auf die Lungenperipherie (= Lungenmantel) – ein aufgrund der erschwerten Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen gesondert zu betrachtenden Bereich – gilt hier bei einem Maximalpunktwert von 4 pro Seite und untersuchter Schicht:

Punktwert ≥ 3 pro Seite = Bildgüte gut bis sehr gut

Punktwert < 3 pro Seite = Bildgüte unzureichend

3. Ergebnisse

Bei der Durchführung bildgebender Untersuchungsverfahren wie der Computertomographie bei krankhaften pulmonalen Veränderungen beurteilt man zum Auffinden sowie in der Verlaufskontrolle pathologischer Prozesse stets die gesamte Lunge. Für statistische Untersuchungen verwendeten wir deshalb stets die Summe der pro Patient insgesamt vergebenen Punkte des Bewertungsmaßstabes für die Bildgüte auf der Grundlage der Beurteilung von kleinen anatomischen Strukturen. Eine in der Auswertung erzielte Gesamtpunktzahl von ≥ 18 über alle beurteilten Lungenabschnitte und beide Seiten (rechts/links) pro Patient werteten wir dabei als sehr gut bis gut, da für dieses Ergebnis kleine Strukturen insgesamt erkennbar und zumindest teilweise gegen Nachbarstrukturen abzugrenzen sein mussten.

Bei der Bewertung der Bildgüte kommt jedoch einem Bereich besondere Bedeutung zu: Aufgrund der Schwierigkeit der Darstellbarkeit von kleinen anatomischen Strukturen wie Bronchien und Blutgefäßen in der Peripherie des Lungengewebes (= Lungenmantel) bereits in nicht pathologisch verändertem Lungengewebe beurteilten wir diesen Abschnitt besonders aufmerksam. Wir verglichen also speziell für diesen Bereich die Ergebnisse anhand der vergebenen Einzelpunkte pro Seite – um den oben genannten Anspruch für ausreichende Bildgüte zu erfüllen, musste dabei eine Einzelpunktzahl von ≥ 3 pro untersuchter Seite pro Patient erzielt werden. Eine Diskrepanz bezüglich der Bildgüte des Gesamtbildes und der Einzelbewertung der Peripherie, d.h. bei einer Gesamtpunktzahl von ≥ 18 für Hilusbereich, Lungenkern und Lungenperipherie eine Einzelpunktzahl von ≤ 2 im Bereich der Lungenperipherie stellten wir deshalb gesondert dar (siehe unten).

3.1. Deskriptive Statistik: Beurteilung der Bildgüte durch Untersucher

Die Bewertung der Bildgüte durch fünf verschiedene Untersucher ist in Tabelle 1 für die gesamte Lunge, in Tabelle 2 für die Lungenperipherie dargestellt. Bei der Bewertung wurden die Patienten anhand ihrer Body-Mass-Indices in drei verschiedene Gruppen aufgeteilt: Patienten mit Untergewicht (der BMI-Range des von uns untersuchten Kollektives lag bei 12,9 – 18,4 kg/m², der Mittelwert bei 16,9 kg/m²), Patienten mit Normalgewicht (Range 18,5 – 24,9 kg/m²; Mittelwert 21,6 kg/m²) oder mit Übergewicht (Range 25,0 – 42,2 kg/m²; Mittelwert 28,5 kg/m²).

Tabelle 3.1: Beurteilung mittels Bewertungsmaßstab (gesamte Lunge): *Sehr gute* bis *gute* Bildqualität auf der Grundlage der Beurteilung der Darstellbarkeit von kleinen anatomischen Strukturen der gesamten Lunge, *Gesamtpunktzahl* ≥ 18 .

<i>Untersucher</i>	<i>Untergewicht:</i> BMI < 18,5 kg/m ² (n=11) (%)	<i>Normalgewicht:</i> BMI \geq 18,5 und \leq 24,9 kg/m ² (n=70) (%)	<i>Übergewicht:</i> BMI \geq 25 kg/m ² (n=24) (%)	<i>Patienten gesamt</i> (n=105) (%)
Untersucher 1	10 (91%)	49 (70%)	17 (71%)	76 (72%)
Untersucher 2	9 (82%)	64 (91%)	16 (67%)	89 (85%)
Untersucher 3	11 (100%)	70 (100%)	16 (67%)	97 (92%)
Untersucher 4	9 (82%)	65 (93%)	16 (67%)	90 (86%)
Untersucher 5	11 (100%)	64 (91%)	18 (75%)	93 (89%)
Untersucher gesamt	10 (91%)	62 (89%)	17 (69%)	89 (85%)
Untersucher 2-5 (ohne US 1)		66 (94%)		

Tabelle 3.2: Beurteilung mittels Bewertungsmaßstab (Lungenperipherie): Bildgüte auf der Grundlage der Beurteilung von kleinen anatomischen Strukturen im Bereich der Lungenperipherie, Anzahl der Patienten, die bei einer Gesamtpunktzahl von ≥ 18 (in allen untersuchten Lungenabschnitten) im Bereich des Lungenmantels nur eine Einzelpunktzahl von ≤ 2 pro Seite erzielten.

	<i>Untergewicht:</i> BMI < 18,5 kg/m ² (n=11) (%)	<i>Normalgewicht:</i> BMI \geq 18,5 und \leq 24,9 kg/m ² (n=70) (%)	<i>Übergewicht:</i> BMI \geq 25 kg/m ² (n=24) (%)	<i>Patienten gesamt</i> (n=105) (%)
Untersucher 1	1 (9%)	9 (12,9%)	1 (4,2%)	11 (10,5%)
Untersucher 2	1 (9%)	3 (4,3%)	0	4 (3,8%)
Untersucher 3	1 (9%)	1 (1,4%)	2 (8,3%)	4 (3,8%)
Untersucher 4	2 (18, 2%)	4 (5,7%)	3 (12,5%)	9 (8,6%)
Untersucher 5	4 (36,4%)	25 (35,7%)	11 (45,8%)	40 (38%)
Untersucher gesamt	2 (16,4%)	8 (12%)	3 (14,2%)	13 (12%)
Untersucher 1-4 (ohne US 5)	1 (11,4%)	4 (6%)	2 (6,3%)	7 (7%)

3.1.1. Untergewichtige Patienten (BMI < 18,5 kg/m²)

3.1.1.1. Gesamtwertung

Eine sehr gute bis gute Darstellung kleiner anatomischer Strukturen, entsprechend einem Gesamtpunktwert von ≥ 18 im Bewertungsmaßstab, fanden unsere Untersucher in 82 - 100 % der untersuchten CT-Bilder (9-11 von 11 Patienten). Durchschnittlich 91 % der zur Darstellung gekommenen Bilder von Patienten mit einem Body Mass Index <18,5 kg/m² genügten damit den Anforderungen der befundenden Radiologen bezüglich einer guten Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen (siehe Abbildung 1).

3.1.1.2. Lungenperipherie

Hier fand sich einen deutlichen Unterschied zwischen einem der Untersucher und den anderen vier Untersuchern: Für Untersucher 5 ergab sich in 36,4% der Fälle eine Diskrepanz zwischen einer guten Gesamtbewertung und einer schlechten Bildgüte im Bereich des Lungenmantels (4 von 11 Patienten). Für Untersucher 1-4 traf diese Einschätzung im Durchschnitt nur auf 11,4% der Patienten dieser Gewichtsklasse zu (1 von 11 Patienten). Zu beachten ist, dass es sich bei diesem Patientenkollektiv nur um eine sehr kleine Gesamtzahl handelt!



Abbildung 3.1.: 27jährige Patientin, Grunderkrankung CF, BMI = 18,1 (kg/m²)

3.1.2. Normalgewichtige Patienten (BMI $\geq 18,5$ und $\leq 24,9$ kg/m²)

3.1.2.1. Gesamtwertung

Von fünf Untersuchern fanden vier (Untersucher 2-5) in 94% der Untersuchungen die Bildqualität der normalgewichtigen Patienten gut bis sehr gut (66 von 70 Patienten). Bei Untersucher 1 hingegen erzielten nur 70% der untersuchten Patienten dieser Gewichtsklasse einen Gesamtpunktwert von ≥ 18 (49 von 70 Patienten). Mit einem Durchschnittswert aller Untersucher von 89% fand sich bei 62 von 70 Patienten eine gute bis sehr gute Bildgüte bezüglich der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen anhand des Bewertungsmaßstabes (Abbildung 2). Allerdings gab es in der Beurteilung dieser Patientengruppe eine deutliche Abweichung eines Untersuchers im Vergleich zu den anderen vier Untersuchern.

3.1.2.2. Lungenperipherie

Ein Unterschied zwischen guter Gesamtbewertung bezüglich der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen und schlechter Beurteilung diesbezüglich im peripheren Bereich fand sich für normalgewichtige Patienten (s. Abb. 3.2) für alle Untersucher im Schnitt in 12% der Fälle (8 von 70 Patienten). Auch in dieser Gruppe fand sich jedoch bezüglich dieser Einschätzung als „Ausreißer“ wieder Untersucher 5, der diese Diskrepanz in knapp 36% der Fälle gegeben sah (25 von 70). Betrachtet man Untersucher 1-4 gesondert sinkt der Durchschnittswert auf insgesamt 6% aller untersuchten Patienten dieser Gewichtsklasse (4 von 70 Patienten).



Abbildung 3.2.: 22-jähriger Patient, Grunderkrankung Spontanpneumothorax, BMI= 22,0 (kg/m²)

3.1.3. Übergewichtige Patienten (BMI ≥ 25 kg/m²)

3.1.3.1. Gesamtwertung

Von insgesamt 24 untersuchten Patienten mit Übergewicht erzielten im Schnitt 17 (= 69%) eine gute bis sehr gute Berteilung bezüglich der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen. In dieser Patientengruppe fand sich -analog zur Gruppe der untergewichtigen Patienten- keine herausragende Abweichung zwischen den einzelnen Untersuchern: Alle Ergebnisse fanden sich innerhalb einer Spannbreite von 67 - 75%. Auch Untersucher 1 lag mit 17 von 24 Patienten bei 71% und damit im Durchschnitt.

3.1.3.2. Lungenperipherie

Eine Minderung der Bildgüte im Bereich der Peripherie bei guter Gesamtbewertung fand sich in dieser Gewichtsklasse mit Ausnahme von 2 abweichenden Ergebnissen im Schnitt bei 2 von 24 Patienten (6,3%). Wie bereits in den zuvor genannten Gruppen fiel der Anteil dieser Patienten bei Untersucher 5 deutlich höher aus: 11 von 24 Patienten, dies bedeutet einen Anteil von 45,8%. Dem gegenüber steht das Ergebnis von Untersucher 2, der bei keinem einzigen der 24 übergewichtigen Patienten eine Abweichung zwischen guter Bewertung in der Peripherie und in der Gesamtbewertung ausmachen konnte.

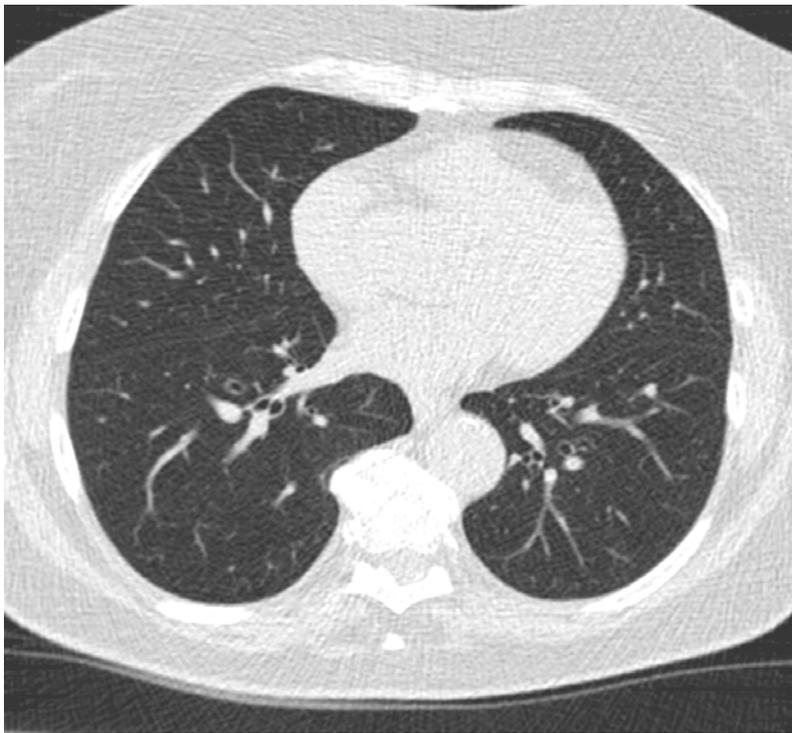


Abbildung 3.3.: 61jährige Patientin, Grunderkrankung COPD, BMI = 30,9(kg/m²)

3.1.4. Patienten insgesamt

3.1.4.1. Gesamtwertung

Im Durchschnitt erzielten 89 von 105 Patienten (= 85%) einen Gesamtpunktwert ≥ 18 im Rahmen des Bewertungsmaßstabes für die Bildgüte der untersuchten CT-Bilder. Es fand sich eine Spannweite von 89 bis 97 von insgesamt 105 Patienten, die eine Punktzahl von ≥ 18 erzielten (85 – 92 %) für vier der insgesamt fünf Radiologen, die die Beurteilung vorgenommen haben. In diesen Fällen fand sich für alle vier der größte Sprung bezüglich einer Punktvergabe von ≥ 18 zwischen der Gruppe der normalgewichtigen (Body Mass Index $\geq 18,5$ und $\leq 24,9$ kg/m²) und der Gruppe der übergewichtigen Patienten (Body Mass Index ≥ 25 kg/m²) (siehe oben).

Nur in einem Fall fand sich eine größere Abweichung: Untersucher 1 bescheinigte nur 76 der insgesamt 105 Patienten eine gute bis sehr gute Bildqualität (= 72%), wobei in diesem Fall die abweichenden Bewertungen hauptsächlich in der Gruppe der normalgewichtigen Patienten (Body Mass Index $\geq 18,5$ bis $\leq 24,9$ kg/m²) zu finden waren. Unter- bzw. übergewichtige Patienten bewertete auch dieser Untersucher ohne größere Abweichung zu den anderen vier Untersuchern (siehe oben).

3.1.4.2. Lungenperipherie

Im Durchschnitt fand sich eine Diskrepanz von einer guten Gesamtbewertung (Punktzahl der Bewertungsskala ≥ 18 für *alle* Lungenabschnitte und beide Seiten der untersuchten Patienten) und einer schlechten Bewertung speziell der Lungenperipherie (Punktzahl der Bewertungsskala ≤ 2 pro Seite) in 13% der Fälle (13 von 105 Patienten).

Allerdings gab es auch hier im Falle eines Untersuchers größere Abweichungen, im Gegensatz zu den oben genannten Abweichungen, die hauptsächlich eine Untergruppe betrafen, ziehen sich die Differenzen zu den anderen 4 Untersuchern in diesem Fall durch alle drei untersuchten Gewichtsklassen. Untersucher 5 stellte bei der Punktvergabe des Bewertungsmaßstabes bei insgesamt 40 von 105 Patienten (= 38%) einen deutlichen Unterschied zwischen Gesamtbildgüte und Bildgüte in der Peripherie der Lunge fest. Lässt man die Ergebnisse dieses einen Untersuchers beiseite, so ergab sich für Untersucher 1-4 eine Diskrepanz Gesamtbildgüte/Bildgüte Peripherie im Schnitt nur für 7 der 105 Patienten (= 7%).

Unabhängig von den Untersuchern fand sich die größte *Zahl* der Patienten, auf die oben genannte Diskrepanz zutrifft in der insgesamt größten der drei untersuchten Gruppen, in der

Gruppe der normalgewichtigen Patienten (durchschnittlich 8 von 70 für alle 5 Untersucher, durchschnittlich 4 von 70 für Untersucher 1-4) (entspricht 12 bzw. 6 % der Patienten dieser Untergruppe). Betrachtet man die Gruppe der untergewichtigen Patienten, so fand sich hier die Differenz Gesamtbildgüte/Bildgüte Peripherie im Schnitt bei 2 bzw. 1 Patienten, für die übergewichtigen Patienten in 3 bzw. 2 Fällen. *Prozentuale Anteile* dieser Gruppen sind jedoch für sich genommen unter dem Aspekt der kleinen Gruppen zu betrachten: Die Gruppe der Untergewichtigen beläuft sich auf insgesamt nur 11 Patienten, so dass sich der durchschnittlich größte prozentuale Anteil (16,4% bzw. unter Ausschluss von Untersucher 5: 11,4 %) für die kleinste Patientengruppe ermitteln ließ. Bei den insgesamt 24 übergewichtigen Patienten belief sich analog dazu der prozentuale Anteil auf 14,2% (alle 5 Untersucher) bzw. auf 6,3% (Untersucher 1-4).

3.2. Graphische Darstellung: Bewertungsmaßstab in Abhängigkeit vom BMI

Gesondert für die Untersucher 1 bis 5 sind in den folgenden Graphiken die jeweiligen Bewertungen der Bildgüte in Abhängigkeit vom Body Mass Index als Punktscharen dargestellt. Bei allen Untersuchern weist die eingezeichnete Trendlinie auf eine Abnahme der Bildgüte-Bewertung mit zunehmendem Body Mass Index hin (s. Abb. 3.4. - Abb. 3.8).

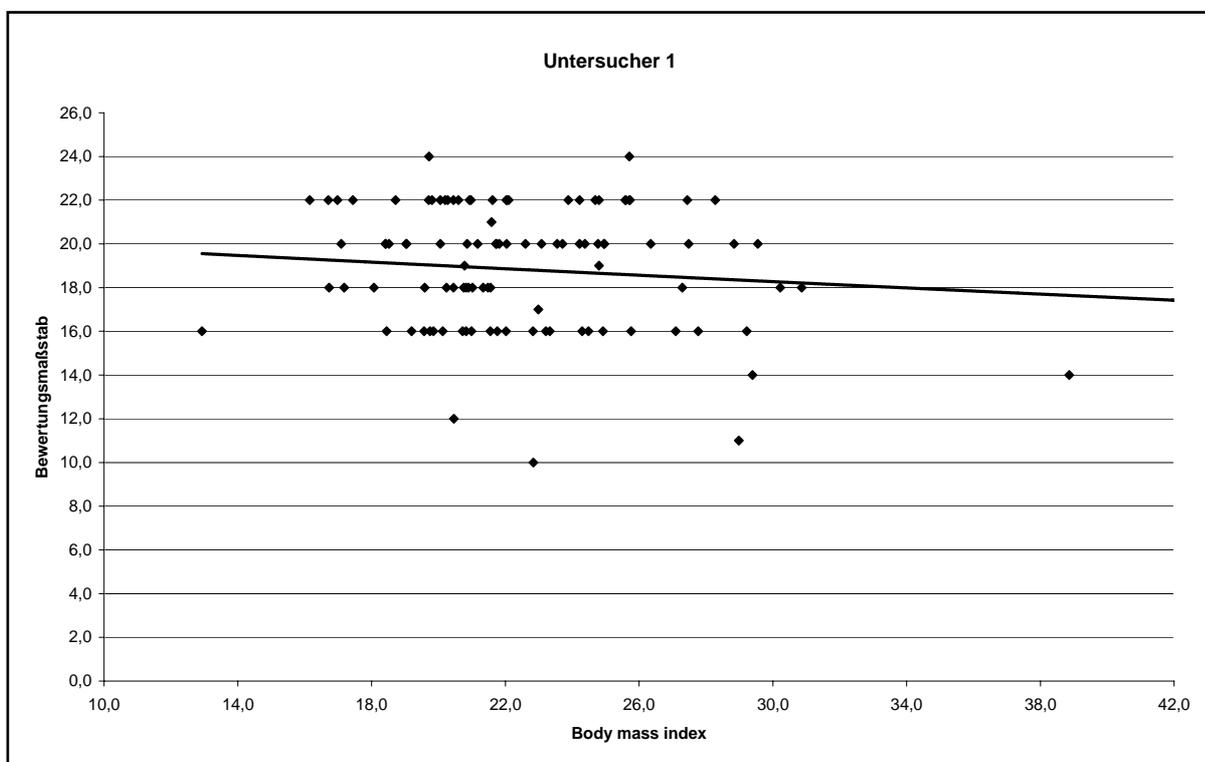


Abbildung 3.4.: Bewertung durch Untersucher 1

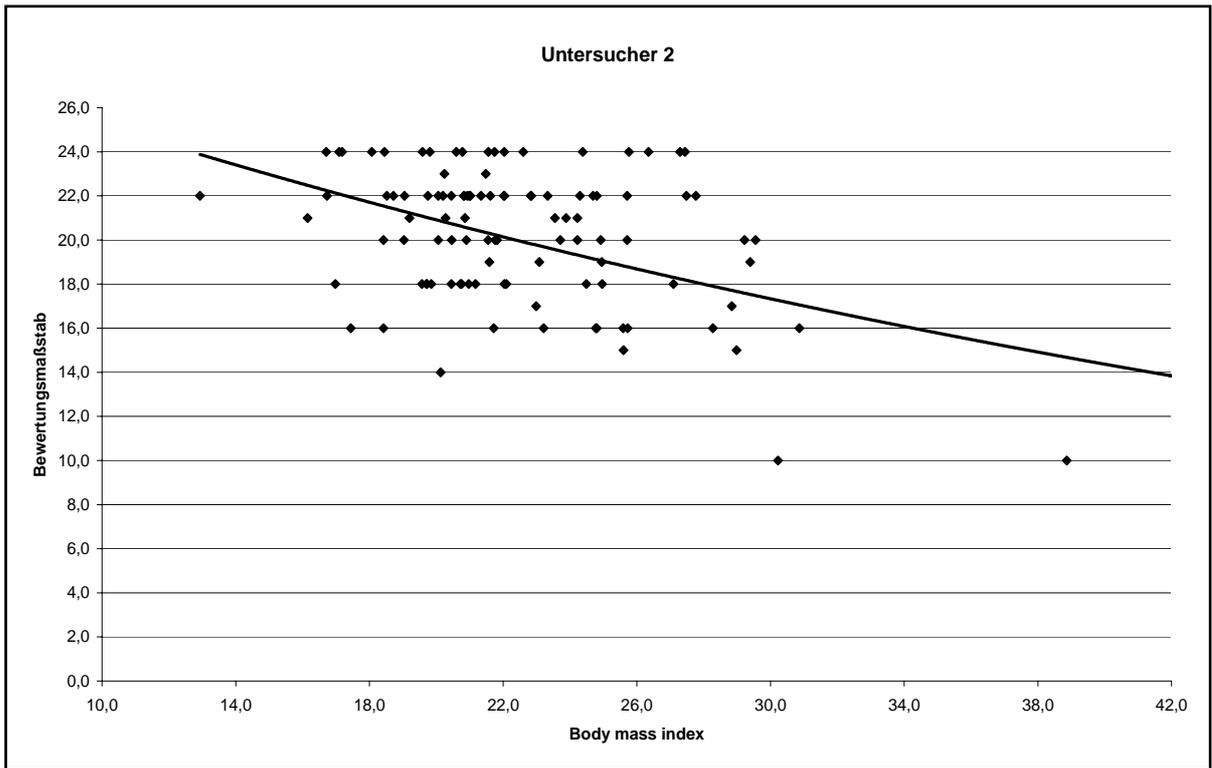


Abbildung 3.5.: Bewertung durch Untersucher 2

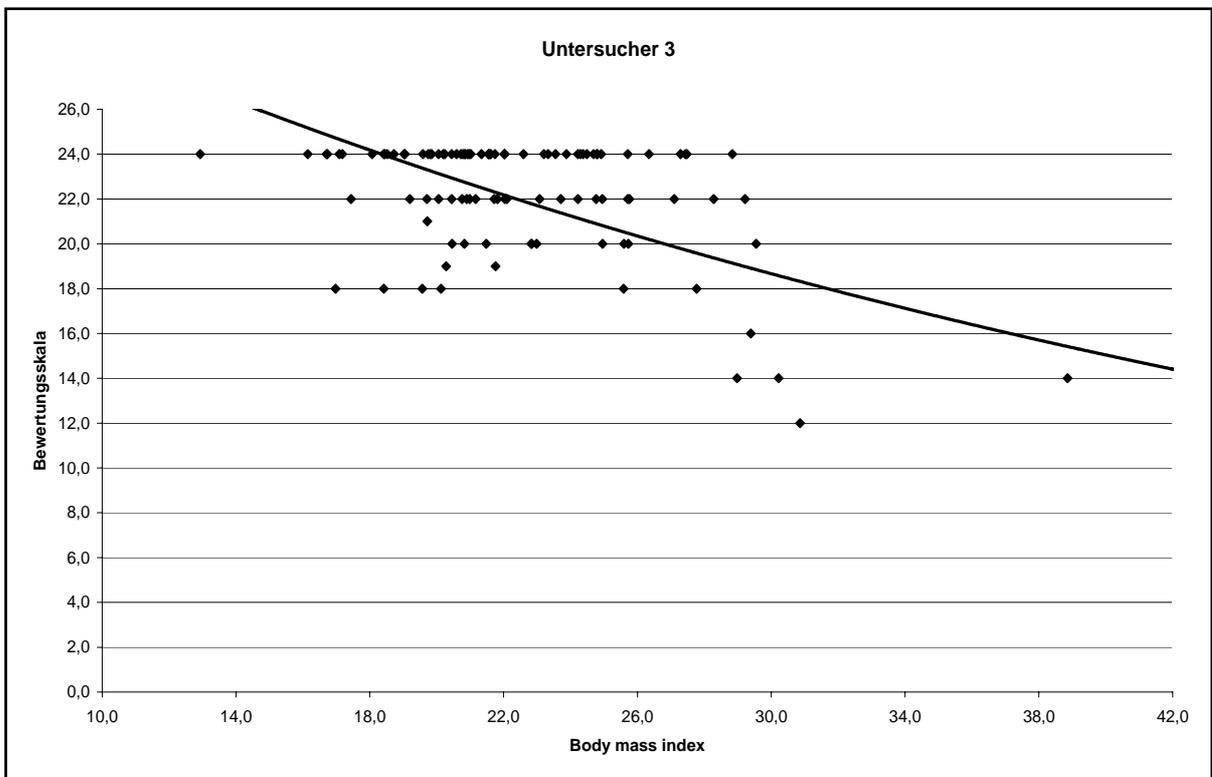


Abbildung 3.6.: Bewertung durch Untersucher 3

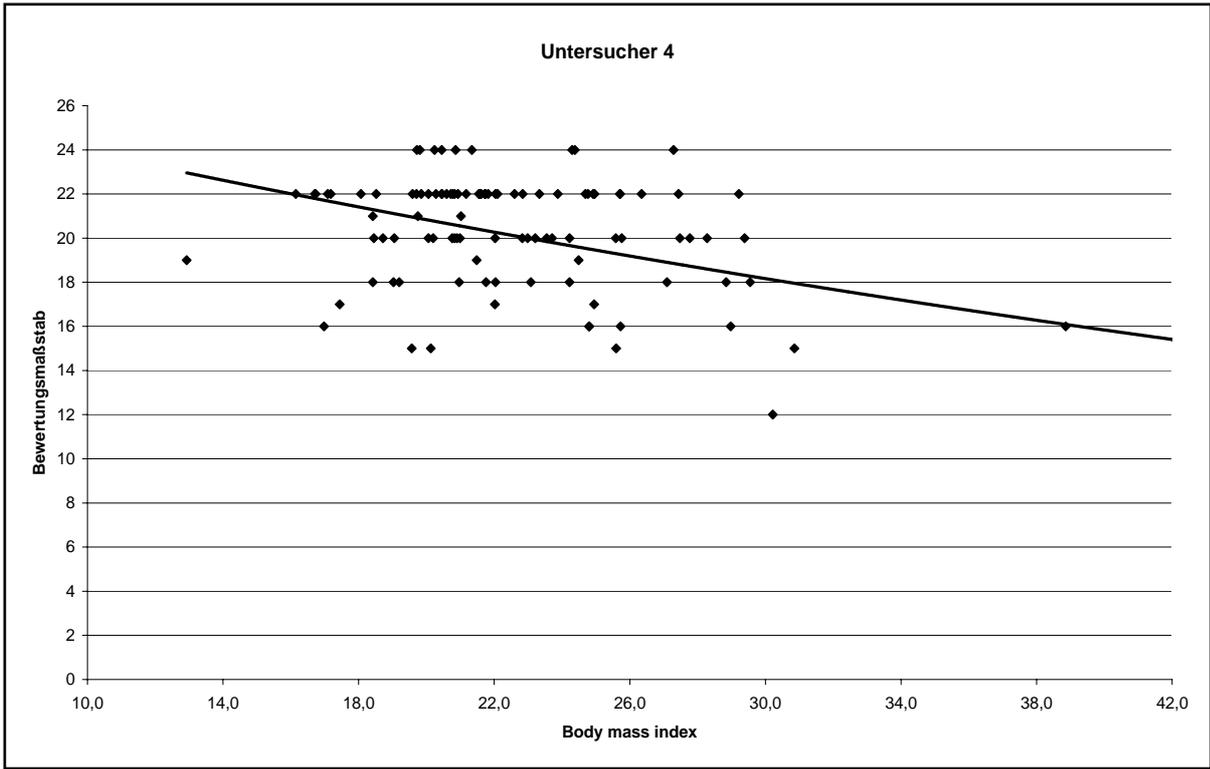


Abbildung 3.7.: Bewertung durch Untersucher 4

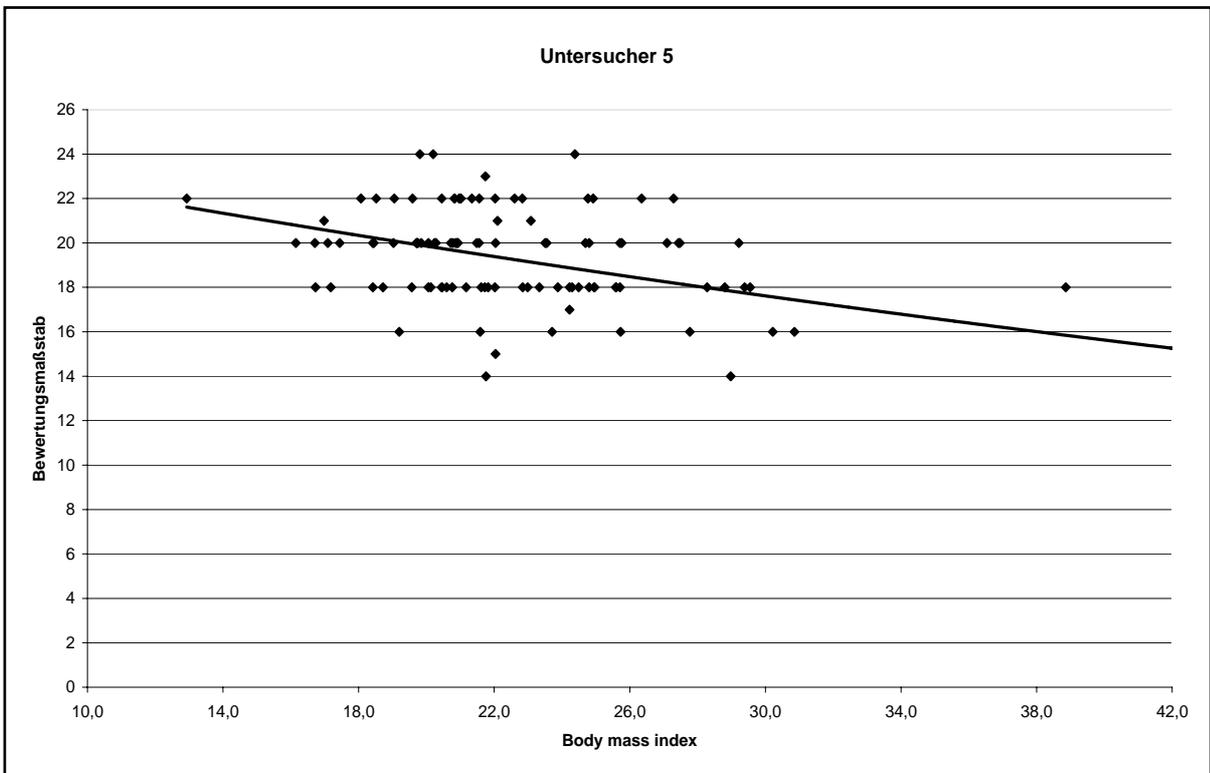


Abbildung 3.8.: Bewertung durch Untersucher 5

3.3 Analytische Statistik: Bewertungsmaßstab in Abhängigkeit vom BMI

Ob die Unterschiede zwischen den Gewichtsklassen der untersuchten Patienten, die wir anhand des Body Mass Index gemäß der WHO-Klassifizierung eingeteilt hatten, gegen die Gesamtpunktzahl unseres Bewertungsmaßstabes statistisch signifikant waren prüften wir mit Hilfe des Chi-Quadrat-Test (Glantz 1997), alternativ wendeten wir Fisher's exact test an. Nachfolgend legen wir den Bewertungsmaßstab (erzielte Gesamtpunktzahl) gegen unterschiedliche Gewichtsklassen (unterteilt nach Body Mass Index) dar.

3.3.1. Untergewicht (BMI < 18,5) und Normalgewicht (BMI ≥ 18,5 und ≤ 24,9) gegen Gesamtpunktzahl des Bewertungsmaßstabes <18 und ≥18

	Gesamtpunktzahl ≥ 18		Gesamtpunktzahl < 18		2-Tail: p-value
	Untergewicht	Normalgewicht	Untergewicht	Normalgewicht	
Untersucher 1	10	49	1	21	0.27
Untersucher 2	9	64	2	6	0.30
Untersucher 3	11	70	0	0	1
Untersucher 4	9	65	2	5	0.24
Untersucher 5	11	64	0	6	0.59

Tabelle 3.3.: Bewertungen Unter- und Normalgewicht gegen Gesamtpunktzahl nach Fisher's exact test, 2-seitig, Signifikanzniveau $p < 0,05$

Für keinen der fünf Untersucher fand sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Bewertung der Bildgüte zwischen den Patientengruppen mit Untergewicht (BMI < 18,5 kg/m²) und Normalgewicht (Body Mass Index ≥ 18,5 ≤ 24,9 kg/m²). Bezüglich der in der Bewertungsskala erreichten Gesamtpunktzahl unterscheiden sich damit untergewichtige Patienten im Vergleich zur Gruppe der normalgewichtigen Patienten statistisch nicht signifikant.

3.3.2. Normalgewicht (BMI $\geq 18,5$ und $\leq 24,9$) und Übergewicht (BMI > 25) gegen Gesamtpunktzahl des Bewertungsmaßstabes < 18 und ≥ 18

	Gesamtpunktzahl ≥ 18		Gesamtpunktzahl < 18		2-Tail: p-value
	Übergewicht	Normalgewicht	Übergewicht	Normalgewicht	
Untersucher 1	17	49	7	21	1
Untersucher 2	16	64	8	6	0.007
Untersucher 3	16	70	8	0	0.0000066
Untersucher 4	16	65	8	5	0.003
Untersucher 5	18	64	6	6	0.07

Tabelle 3.4.: Bewertungen Normal- und Übergewicht gegen Gesamtpunktzahl nach Fisher's exact test, 2-seitig, Signifikanzniveau $p < 0,05$

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen normal- und übergewichtigen Patienten bezogen auf die Bildgüte anhand der vergebenen Gesamtpunktzahl der Bewertungsskala fanden sich für drei der fünf Untersucher (Untersucher 2, 3, und 4). Keine statistisch signifikanten Unterschiede fanden sich für Untersucher 1 und Untersucher 5.

3.3.3. Untergewicht (BMI < 18,5) und Übergewicht (BMI >25) gegen Gesamtpunktzahl des Bewertungsmaßstabes < 18 und ≥ 18

	Gesamtpunktzahl ≥ 18		Gesamtpunktzahl < 18		2-Tail: p-value
	Übergewicht	Untergewicht	Übergewicht	Untergewicht	
Untersucher 1	17	10	7	1	0.39
Untersucher 2	16	9	8	2	0.45
Untersucher 3	16	11	8	0	0.04
Untersucher 4	16	10	8	1	0.22
Untersucher 5	18	11	6	0	0.15

Tabelle 3.5.: Bewertungen Unter- und Übergewicht gegen Gesamtpunktzahl nach Fisher's exact test, 2-seitig, Signifikanzniveau $p < 0,05$

Bezogen auf die Bildgüte anhand der vergebenen Gesamtpunktzahl der Bewertungsskala fand sich nur für einen der fünf Untersucher (Untersucher 3) ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen unter- und übergewichtigen Patienten. Für die übrigen vier Untersucher (Untersucher 1, 2, 4 und 5) fanden sich analog zur Vergleichsgruppe 1 (Unter- versus normalgewichtige Patienten) keine statistisch signifikanten Unterschiede.

3.3.4. Zusammenfassung der Ergebnisse für alle drei untersuchten Gewichtsklassen:

Statistisch signifikante Unterschiede gab es zwischen normal- und übergewichtigen Patienten, bei drei der fünf Untersucher, sowie zwischen unter- und übergewichtigen Patienten, in diesem Fall aber nur bei einem der fünf Untersucher.

Für drei der fünf Untersucher bestand bezogen auf die Bewertung der Bildgüte also ein signifikanter Unterschied zwischen einem Body Mass Index der untersuchten Patienten von $<25 \text{ kg/m}^2$ zu einem von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$.

Für einen der fünf Untersucher ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten, die entweder einen BMI von $< 18,5 \text{ kg/m}^2$ oder einen von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$ hatten.

4. Diskussion

Die novellierte Röntgenverordnung aus dem Jahre 2002 beinhaltet folgende Strahlenschutzgrundsätze:

„Jede unnötige Strahlenexposition ist zu vermeiden und bei gerechtfertigten Strahlenexpositionen ist die Dosis so niedrig wie möglich zu halten“ (Röntgenverordnung, 2002).

Was bedeutet aber nun „so niedrig wie möglich“? Besagt doch schließlich die gleiche Röntgenverordnung, dass „Strahlenexpositionen im Rahmen der Heilkunde einen diagnostischen oder therapeutischen Nutzen im Verhältnis zu dem möglichen Strahlenrisiko“ haben sollte (Röntgenverordnung, 2002). Auf die Frage nach der niedrigen Dosis wurde in Bezug auf CT-Untersuchungen der Begriff der so genannten low-dose-Computertomographie (= Niedrigdosis-CT) geprägt. Der hohe Informationsgehalt der Computertomographie sollte mit einer deutlich reduzierten Strahlendosis erzielt werden, das radiologische Hochdosis-Untersuchungsverfahren Computertomographie (Euratom, 1998) damit möglicherweise so arm an Strahlenbelastung sein, dass es sich sogar als screening-Untersuchungsmethode eignen würde (Diedrich, 2000; Sone, 2001; Swensen, 2002). Optimalerweise erzielt eine CT-Untersuchung den größtmöglichen diagnostischen Informationsgehalt mit der geringst möglichen Strahlendosis, im angelsächsischen Sprachgebrauch unter dem Begriff „ALARA“ zusammengefasst: „As low as reasonable achievable“. Vernünftigerweise sollte – bei aller Rücksicht auf die Reduktion der Strahlenbelastung – die Qualität der aufgenommenen CT-Bilder nicht so schlecht sein, dass ihre diagnostische Aussagekraft eingeschränkt wäre. Also (möglichst) niedrige Strahlendosis bei (möglichst) hoher bzw. mindestens diagnostisch ausreichender Bildqualität. Hinter dem Begriff „Niedrigdosis-CT“ verbirgt sich jedoch kein einheitliches Konzept, vielmehr wenden einzelne Autoren unterschiedliche Untersuchungsprotokolle an, bei denen eine Reduktion der Strahlendosis durch unterschiedliche Veränderungen verschiedenster geräteseitiger Parameter erzielt wird.

Da sich sämtliche oben genannten Dosisgrößen mit dem gewählten mAs-Produkt (= Röhrenstrom-Zeit-Produkt) vergrößern oder verringern (= linearer Zusammenhang) und der einzige betroffene Qualitätsaspekt bei Reduktion des mAs-Produktes eine Zunahme des Bildrauschens ist (Nagel, 2002, S. 31-32), wird es häufig zur Charakterisierung des Niedrigdosisverfahrens angewendet, auch wenn sich die einzelnen Untersuchungsprotokolle durchaus unterscheiden. An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass das mAs-Produkt eine gerätebezogene

Größe darstellt und damit abhängig vom jeweils verwendeten Gerätetyp ist. Direkte Analogieschlüsse für andere Systeme sind damit nicht zulässig.

Prokop übernimmt in seinen Darstellungen zur Dosisoptimierung in der thorakalen Computertomographie eine weitere Unterteilung anderer Autoren anhand des Röhrenstrom-Zeit-Produktes (Prokop,2001): Niedrig-Dosis-CT Untersuchungen mit 50 mAs bezeichnet er als low-dose-Untersuchungen (Diederich,1996), Untersuchungsprotokolle mit noch weiter reduziertem Strom-Zeit-Produkt von 10-20 mAs als Ultra-low-dose-CT (Nitta,1998). Gemäß dieser Einteilung fallen die von uns durchgeführten Untersuchungen in den Bereich des Ultra-low-dose Verfahrens (s.u.).

Wieweit das Röhrenstrom-Zeit-Produkt gesenkt wird, ist hierbei sicherlich von einer Vielzahl von Faktoren abhängig, z.B. von der untersuchten Körperregion, den diagnostischen Ansprüchen an die Bildqualität, dem Kontrastreichtum der untersuchten Organe, der Erfahrung des Untersuchers und nicht zuletzt den technischen Möglichkeiten des Gerätes selbst.

Wir orientierten uns für unser Protokoll genau an den letztgenannten: Das von uns gewählte Röhrenstrom-Zeit-Produkt war mit 10 mAs pro Schicht die niedrigst mögliche Einstellung, die das von uns verwendete Gerät überhaupt zuließ. Eine weitere Reduktion hätte ein Abschalten des Gerätes zur Folge gehabt. Einem ähnlichen Ansatz folgten die Thorax-CT-Untersuchungen pädiatrischer Patienten, die Lucaya et al. ab 1995 durchführten. Dort wurde das Röhrenstrom-Zeit-Produkt routinemäßig auf den in ihrer Abteilung niedrigst möglichen Gerätewert reduziert, d.h. 34 mAs. Ein erhöhtes Auftreten Bildqualität beeinträchtigender Artefakte veranlasste die Autoren zu einer Untersuchung mit unterschiedlich hohen Strom-Zeit-Produkten (180 versus 50 versus 34 mAs). Sie schlussfolgerten, dass eine Reduktion des Strom-Zeit-Produktes auf 50 mAs (entsprechend einer Senkung der verabreichten Strahlendosis um 72%) selbst bei unkooperativen pädiatrischen Patienten bei ausreichend guter Bildqualität möglich sei. Bei guter Kooperation der untersuchten Kinder war sogar die Reduktion auf 34 mAs (entsprechend einer Senkung der verabreichten Strahlendosis um 80%) im Bezug auf die Bildqualität problemlos möglich (Lucaya, 2000). Wir konnten zeigen, dass eine weitere Reduktion auf 10 mAs zur Untersuchung pulmonaler Erkrankungen bei schlanken und normalgewichtigen erwachsenen Patienten ebenfalls gut möglich ist, ohne die Bildqualität bezüglich der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen wesentlich einzuschränken. Weitere Vergleiche bezüglich der genannten Studie und unseren Untersuchungen verbieten sich allerdings angesichts des unterschiedlichen Patientengutes; Lucaya et. al untersuchten ausschließlich Kinder, die wir bei unseren Untersuchungen explizit ausschlossen, so kam z.B.

für uns der Aspekt der mangelnden Patientenkooperation bei Durchführung der CT-Untersuchung nicht zum Tragen.

Ebenfalls 10 mAs verwendeten Tack et al. (Tack, 2003) für ihre Studie an 50 Patienten, die sich einer Multislice-CT-Untersuchung (MSCT) der Nasennebenhöhlen bei Verdacht auf chronische Sinusitis unterzogen. Verwendet wurde ebenfalls ein 4-Zeilen-MSCT-Gerät (Somatom Volume Zoom, Siemens), die Patienten unterzogen sich sowohl einer MSCT der nasalen Nebenhöhlen (10 mAs) als auch einer Standard-Dosis MSCT des Kopfes (150 mAs) bei gleich bleibender Röhrenspannung von 120 kV. Ziel der Studie war ein Vergleich der diagnostischen Bildqualität zwischen Standard- und low-dose-MSCT, wobei sich die Gesamtdosis, der die Patienten bei der low-dose-Untersuchung ausgesetzt waren, nicht wesentlich von im gleichen anatomischen Gebiet durchgeführten Röntgenuntersuchungen unterschied.

Ein erfahrener Radiologe (14 Jahre Berufserfahrung) und zwei ebenfalls erfahrene Neuroradiologen (14 bzw. 19 Jahre Berufserfahrung) beurteilten 10 definierte pathologisch-anatomische Veränderungen. Interessanterweise fanden sich die größten Diskrepanzen bei der Interpretation der Bilder nicht zwischen Standard- und low-dose-Anwendung, sondern zwischen den einzelnen Untersuchern untereinander; d.h. inter-observer-Variationen traten häufiger unabhängig von der verabreichten Strahlendosis auf, als sie auf eine Dosisreduktion zurückzuführen waren. Auch bei uns fanden sich Diskrepanzen in der Beurteilung der Bildgüte durch die fünf verschiedenen Untersucher in unterschiedlichen Aus- und Weiterbildungsstadien des Fachbereiches Radiologie (d.h. mit unterschiedlich langer, aber in allen Fällen mehrjähriger Berufserfahrung). Statistisch signifikante Unterschiede in der Bewertung normal- und übergewichtiger Patienten fanden sich für 3 der 5 Untersucher. Bezüglich der normalgewichtigen Patienten gab es einen „Ausreißer“ in der Beurteilung der Bildgüte im Vergleich zu den anderen vier Untersuchern. Dieser eine Untersucher beurteilte die Gesamtbildgüte „nur“ für 49 von 70 Patienten als gut/sehr gut. Die anderen vier beurteilten die Gesamtbildgüte bezüglich der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen für 64-70 der insgesamt 70 Patienten dieser Untergruppe mit „gut bis sehr gut“. Betrachtet man die Gruppe der 11 untergewichtigen Patienten, waren sich die fünf Betrachter einig: Die Bildgüte war bei 9-11 der Patienten dieser Gewichtsklasse gut bis sehr gut. Das bedeutet, dass für einen großen Anteil der unter- und normalgewichtigen Patienten, eingeteilt anhand ihres Body-Mass-Index (kg/m^2) gemäß der Klassifikation der WHO, eine low-dose-Untersuchung des Thorax für Fragestellungen im Bereich des Lungenparenchyms mit dem geringsten technisch möglichen Röhrenstrom-Zeit-Produkt bezüglich der anatomischen Darstellbarkeit kleiner Strukturen gute bis sehr gute Ergebnisse erzielen lassen. Aus unserer Sicht charakterisieren die Unterschiede in den Beurtei-

lungen der Untersucher das Spektrum einer durchschnittlichen radiologischen Abteilung, in der die diagnostischen Beurteilungen eben diesen unterschiedlichen Wahrnehmungen unterworfen sind.

Eine Möglichkeit zur bestmöglichen Reduktion der Strahlenbelastung unter Beibehaltung ausreichender guter Bildqualität zur Diagnostik pulmonaler Erkrankungen suchten im Bereich der MSCT des Thorax auch Zhu und seine Arbeitsgruppe (Zhu, 2004). Sie untersuchten insgesamt 60 Patienten mit unterschiedlich reduzierten Röhrenstrom-Zeit-Produkten und maßen außerdem die entsprechenden CTDI-Werte (= Computed Tomography Dose Index). Die Bildqualität wurde im Bereich der Phantom-Messungen mittels Homogenität (in Hounsfield-Einheiten) und Anteilen von Bildrauschen ermittelt und mit Messungen in einem wasserhaltigen Phantom verglichen. Die Bildgüte der CT-Untersuchungen der Patienten sowohl für mediastinale als auch für pulmonale Strukturen bewerteten 4 Untersucher, auf deren klinischen Status nicht näher eingegangen wird, in Hinsicht auf Auftreten und Schwere von Artefakten und deren Auswirkung auf die diagnostische Verwertbarkeit der Aufnahmen. Sowohl Patienten als auch Phantom-Untersuchungen wurden mit unterschiedlichen Röhrenstrom-Zeit-Produkten von 115, 40, 25, 15 oder 7,5 mAs untersucht. Allerdings wurden nur 15 von insgesamt 60 Patienten zusätzlich in Spiral-Technik untersucht (Röhrenspannung 135 kV, Rotationszeit 0,75 Sekunden, Schichtdicke 3mm, Pitch 3). Prinzipiell wurden die Untersuchungen in Inkremental-Technik mit einem ultra-high-speed-MSCT-Scanner (Asteion-Multi, Toshiba) durchgeführt (Röhrenspannung 120 kV, Scanzeit 0,75 Sekunden, Rotation 360°, Schichtdicke 3 bzw. 8 mm). Untersuchungsgründe waren bei 30 Patienten die Darstellung von pulmonalen Rundherden, bei weiteren 30 diffuse Lungengerüstveränderungen.

Zhu et al. (2004) fanden eine lineare Korrelation des CTDI mit dem verwendeten Strom-Zeit-Produkt in allen Messungen, d.h. eine gleichbleibende Verringerung des mAs-Werts zieht eine gleichmäßige Reduktion des CTDI nach sich (linearer Graph bei Darstellung Strom-Zeit-Produkt versus Prozentsatz CTDI-Reduktion). Im Gegensatz dazu verschlechterte eine Verringerung des Strom- Zeit-Produkts die Bildqualität durch nachlassende Homogenität und zunehmendes Bildrauschen nicht-linear; speziell das Bildrauschen nahm bei Röhrenstrom-Zeit-Produkten unterhalb von 25 mAs überproportional rasch zu. (Bei graphischer Darstellung Bildqualität versus Strom-Zeit-Produkt findet sich eine nahezu waagrechte Kurve bei mAs-Werten von 120 bis 40, um dann minimal abzufallen bis zu einem Wert von 25 mAs, unterhalb dessen ein steiler Kurvenabfall eine rapide Verschlechterung der Bildqualität anzeigt). Die Autoren schlossen daraus, dass eine akzeptable Bildqualität ein Strom-Zeit-Produkt von 25mAs und mehr benötigt. Die Patientenuntersuchungen bestätigten diese technischen Ergeb-

nisse, da sich hinsichtlich der Bildgüte sowohl für das pulmonale als auch für das mediastinale Bildfenster kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Strom-Zeit-Produkten von 115, 40, und 25 mAs fand. Die Bildqualität verschlechterte sich pulmonal und mediastinal rapide bei 15 und bei 7,5 mAs. Da sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 115 mAs und einem von 25 mAs feststellen ließ, ist laut Zhu et al. (2004) eine Reduktion auf bis zu 25 mAs bei ausreichend guter Bildqualität für diagnostische Zwecke für Thorax-CT-Untersuchungen an ihrem Scanner (Asteion-Multi Spiral-CT) und nach ihrem Protokoll gut möglich. Eine Reduktion des CTDI um rund 70% und eine für die Patienten um das 3-5-fache reduzierte Strahlendosis machen diese Reduktion des Strom-Zeit-Produkts unter strahlenhygienischen Gesichtspunkten sehr empfehlenswert. Auch Zhu et al. (2004) wiesen darauf hin, dass die von Ihnen verwendeten Scan-Parameter für andere CT-Systeme entsprechend angepasst werden müssen. Im Gegensatz zu unseren Untersuchungen wurde hier auf patientenspezifische Parameter wie Körpergröße, Gewicht und Body-Mass-Index allerdings nicht eingegangen. Die Autoren räumen ein, dass biologische Unterschiede sowohl der Patienten, als auch der pathologischen Veränderungen, die untersucht werden sollen, die Bildgüte von low-dose-Untersuchungen stärker beeinflussen als in Untersuchungen mit hoher Dosis (Standarddosis). Dass die Dosis generell für übergewichtige Patienten erhöht werden sollte, wird kurz erwähnt.

Obwohl eine Anpassung der Dosis bei Übergewicht vorgeschlagen wird, legen Zhu et al. (2004) hierzu keine wissenschaftliche Grundlage vor. Nach unserem Protokoll lässt sich – für rein pulmonale Fragestellungen – das Strom-Zeit-Produkt gemäß des ALARA-Prinzipes für einen großen Teil der zur MSCT-Untersuchung des Thorax anstehenden Patienten noch weiter reduzieren, wenn man die Körpermasse berücksichtigt. Ein Strom-Zeit-Produkt von 10 mAs ist demnach bei ausreichend guter Bildqualität für rund 90% der schlanken und normalgewichtigen Patienten zu verwenden. Erst ab einem Body-Mass-Index von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$ sollte eine Dosisanpassung generell erwogen werden.

Eine noch weitere Reduktion des Röhrenstrom-Zeit-Produktes gelang Lee und seiner Arbeitsgruppe (Lee, 2008): Im Rahmen einer Ultra-low-dose-MDCT-Studie mit einem 16-Zeilen-Mehrschicht-CT-Gerät (General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin) an 25 asymptomatischen Freiwilligen reduzierten sie das mAs-Produkt sukzessive von 32 über 16 über 8 auf 4 mAs pro Schicht für jeden Patienten und verglichen die Detektionsrate von Lungenrundherden mithilfe eines CAD-Systems (= Computer Aided Detection System) und zwei erfahrenen Radiologen. Die untersuchten Personen wurden anhand ihres BMI (kg/m^2) in zwei unterschiedliche Gewichtsklassen eingeteilt: Übergewichtige ($\text{BMI} \geq 25 \text{ kg/m}^2$) und normal-

gewichtige/Schlanke ($\text{BMI} < 25 \text{ kg/m}^2$). Die Sensitivität der Detektion von Lungenrundherden mittels CAD-System war statistisch signifikant besser bei Untersuchten mit einem $\text{BMI} < 25 \text{ kg/m}^2$. Bei Schlanken/Normalgewichtigen wurden bei einem Strom-Zeit-Produkt von 8 mAs noch 65% der Rundherde detektiert, bei Übergewichtigen nur noch 48%. Da sich zwischen 32, 16 und 8 mAs keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Detektionsraten der Lungenrundherde fanden, wohl aber bei 4 mAs, schlussfolgerten Lee et al., dass 8 mAs das niedrigste zu empfehlenden Strom-Zeit-Produkt wäre, das für die Detektion von Lungenrundherden verwendet werden sollte, um die verabreichte Dosis so niedrig wie möglich zu halten bei diagnostisch ausreichender Bildqualität. Analog zu unseren Ergebnissen mit einem 4-zeiligen MSCT-Gerät mit einem Strom-Zeit-Produkt von 10 mAs/Schicht gilt diese Empfehlung allerdings nur für schlanke und normalgewichtige Personen.

Unabhängig von Körpergewicht/Körpermasse untersuchten Dinkel et al. (Dinkel, 2003) 40 Patienten, die sich einer Folgeuntersuchung zur Kontrolle nach malignem Lymphom oder extrapulmonalen Primärtumoren unterzogen. Er untersuchte alle Patienten, die sich in der Vergangenheit bereits einmal einer CT-Thorax-Untersuchung mit Standarddosis unterzogen hatten (Röhrenspannung = 120 kV, Röhrenstrom-Zeitprodukt = 150mAs) nun mit einem 4-Zeilen-Multislice-Gerät (Somatom Plus 4P UFC, Siemens, Erlangen) mit gleicher Röhrenspannung, aber einem auf 15 mAs/Schicht reduzierten Röhrenstrom-Zeitprodukt. Zwei unabhängige Untersucher bewerteten die Bildqualität anhand einer 4-Punkte-Skala. Obwohl die Bildqualität im Durchschnitt signifikant schlechter war als die der Standard-Protokoll-Untersuchung, indem erhöhtes Bildrauschen und streifenförmige Artefakte die Aufnahmen unansehnlicher machten, musste doch keine Untersuchung aufgrund diagnostischer Ungenauigkeit wiederholt werden, da keine Läsion/kein Rundherd unentdeckt blieb.

Dinkels Untersuchungen (Dinkel, 2003) unterschieden sich zwar in wesentlichen Punkten von denen, die wir durchgeführt haben: Hier litten ausnahmslos alle Patienten an einer malignen Grunderkrankung, deren Korrelat in der bildlichen Darstellung Gegenstand der Untersuchung war, und das sowohl intra- als auch extrapulmonal. Zu jeder low-dose-Aufnahme existierte vorab eine Untersuchung mit „normaler“ höherer Dosis, so dass ein direkter Vergleich der Bildqualität bezogen auf den jeweiligen Patienten stattfinden konnte. Wir hingegen untersuchten Patienten mit unterschiedlichen, jedoch überwiegend benignen Grunderkrankungen. Korrelat der Untersuchung waren bei uns nicht pathologisch veränderte kleine anatomische Strukturen und diese auch streng intrapulmonal. Des Weiteren erfolgte bei uns kein direkter Vergleich zwischen Untersuchungen mit unterschiedlich hoher Dosis für die einzelnen Patienten. Wichtig war aber bei der von Dinkel (Dinkel, 2003) durchgeführten Studie ebenso wie bei uns

die Möglichkeit der Nutzung eines sehr geringen Strom-Zeit-Produktes in der klinischen Routine über die gesamte „Bandbreite“ des zu untersuchenden Patientengutes, das heißt er wendete sein Protokoll unabhängig vom BMI der Patienten für alle 40 Patienten an (untersucht wurden nach seinen Angaben Patienten mit einem BMI von 19,3-39,1 kg/m², mit einem Mittelwert von 26,0 kg/m²). Im Gegensatz zu der vorliegenden Arbeit blieben die unterschiedlichen Gewichtsklassen (nach WHO) unberücksichtigt, seinen Ergebnissen zufolge war die Bildqualität bei allen untersuchten Patienten unabhängig von der Statur diagnostisch ausreichend. Bei uns fanden sich immerhin bei 3 der 5 Untersucher statistisch signifikante Unterschiede in der Bewertung der Bildgüte zwischen den Gruppen der normal- und der übergewichtigen Patienten. Im Durchschnitt bewerteten die 5 Untersucher nur 69% der Niedrigdosis CT-Untersuchungen bei übergewichtigen Patienten mit „gut bis sehr gut“, während 89% (bzw. 94% abzüglich eines „Ausreißers“ in der Bewertung dieser Gewichtsklasse) der normalgewichtigen Patienten hinsichtlich der Bildgüte als sehr gut bzw. gut eingestuft wurden. Anders als Dinkel et al. (Dinkel, 2003) bewerteten unsere Untersucher aber zum einen nur pulmonale Strukturen bei überwiegend benignen Erkrankungen der Patienten während Dinkel (Dinkel, 2003) ausschließlich Patienten mit malignen Erkrankungen mit überwiegend extrapulmonaler Manifestation untersuchte. Obwohl in beiden Fällen low-dose-Untersuchungen des Thorax durchgeführt wurden, unterschieden sich die Hauptbewertungskriterien deutlich. Dinkel et al. (Dinkel, 2003) bewerteten die Darstellbarkeit pathologischer Veränderungen, während in dieser Arbeit die Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen die Grundlage der Bewertung war. Extrapulmonale Strukturen haben nicht den Vorteil der Hochkontrast-Darstellung, den rein pulmonale Strukturen bieten, weshalb allen Patienten in der Studie von Dinkel et al. (Dinkel, 2003) Kontrastmittel verabreicht wurde. Trotz dieser nicht zu vernachlässigenden Unterschiede schließen wir uns der Aussage an, dass Multi-slice-CT-Untersuchungen des Thorax, da sie nicht unerheblich zur kollektiven effektiven Dosis beitragen, sich für low-dose-Untersuchungen im klinischen Alltag unter entsprechenden Bedingungen gut eignen können. Dinkel et al. (Dinkel, 2003) weiteten diese Aussage mit Einschränkungen (supraclaviculäre Region) sogar auf pathologische mediastinale Strukturen aus und fanden keinerlei Einschränkungen der limitierten Dosis hinsichtlich der Körpermasse der untersuchten Patienten.

Wir fanden im Gegenzug, dass an unserem Gerät nach unserem Protokoll durchgeführte CT-Untersuchungen für den größten Teil der unter- und normalgewichtigen Patienten (89-94%) und selbst für 2/3 der übergewichtigen Patienten kleine anatomische Strukturen des Lungenparenchyms hinreichend gut bzw. sogar sehr gut zur Darstellung kamen. Das Lungenparenchym ist ein ideales Hochkontrast-Organ: Das lufthaltige Parenchym der Lunge absorbiert

deutlich weniger Strahlung als das sie umgebende Weichgewebe, und lässt sich infolgedessen davon sehr gut abgrenzen. Hochkontrast-Strukturen kommen über einen weiten Dosisbereich fast unverändert zur Darstellung (Kalender, 2000). Gewebereiche Organe, z.B. des Abdomens, absorbieren viel mehr Strahlung, was die Darstellung gegen umliegende, ebenfalls gewebereiche Nachbarorgane erschwert. Aufgrund der hohen Absorption ist hier die Darstellung stark von der verwendeten Strahlendosis abhängig, was eine Dosisreduktion schwieriger macht als im Bereich hochkontrastiger Organe wie eben beispielsweise der Lunge. Aus diesem Grund führten wir unsere Untersuchungen an Patienten mit entsprechender diagnostischer Fragestellung und nach Ausschluss von Kontraindikationen nach oben genanntem low-dose-Protokoll mit dem gerätetechnisch niedrigst möglichen Röhrenstrom-Zeit-Produkt über einen gewissen Zeitraum standardmäßig durch, um retrospektiv zu erarbeiten, ob es Gewichtsklassen gibt, für die eine Untersuchung nach unserem Protokoll aufgrund zu hoher Qualitätseinbußen nicht mehr zu empfehlen ist.

Das Ziel der von Wildberger und Mahnken durchgeführten Studie (Wildberger, 2001) hingegen war es, ein einfaches, im klinischen Alltag leicht reproduzierbares Protokoll zur Dosisreduktion für Thorax-CT-Untersuchungen zu entwickeln. Das individuell passende Röhrenstrom-Zeit-Produkt sollte hier für jeden Patienten auf Grundlage seines Körpergewichtes vor Beginn der CT-Untersuchung festgelegt werden und zur Anwendung kommen. Idealerweise sollte dabei unabhängig von seinem Körpergewicht für jeden Patienten die Strahlendosis reduziert werden, bei gleich bleibendem Bildrauschen und ohne signifikanten Verlust an diagnostischer Bildqualität. Das zu verwendende Strom-Zeit-Produkt errechneten Wildberger et al., indem sie 200 Patienten, aufgeteilt in Gruppen zu je 50, zum Ausgangspunkt ihres eigenen Körpergewichtes entweder + 10, oder ± 0 , - 10 bzw. - 20 mAs zufügten bzw. abzogen. Kontrollgruppe waren wiederum 50 Patienten, die sich gewichtsunabhängig einer Standarddosis-CT mit einem Strom-Zeit-Produkt von 120 mAs unterzogen (die übrigen Scannerparameter des 4-Zeilen-MSCT-Gerätes (Somatom Volume Zoom; Siemens, Forchheim) blieben in allen Gruppen gleich: Kollimation 4 x 2,5mm, Rotationszeit 0,5 Sekunden, Tischvorschub 15 mm, Röhrenspannung 140 kV). Um weitere Rechenschritte zu vermeiden, verzichteten die Autoren bei der Errechnung des individuellen Strom-Zeit-Produktes bewusst auf die Verwendung des Body-Mass-Index und hielten sich ausschließlich an das Körpergewicht der Patienten, um nach eigener Aussage das Protokoll für die klinische Praxis möglichst unkompliziert und damit für den Alltag praktikabel zu halten. Im Unterschied zu unserer retrospektiven Untersuchung achteten Wildberger et al. (Wildberger, 2001) auf streng gleiche Gruppengröße um eine genaue Vergleichbarkeit der einzelnen Gruppen zu gewährleisten. Ebenfalls abweichend

zu unseren Untersuchungen ist die nicht exclusive Beurteilung des Lungenparenchyms; da das Mediastinum auch Gegenstand der Beurteilung war, erhielten die Patienten intravenös verabreichtes Kontrastmittel. Neben der Messung des Bildrauschens wurde die Bildgüte anhand der Darstellbarkeit mediastinaler und hilärer Strukturen und anhand zur Darstellung kommender kleiner anatomischer Strukturen im Weichteilfenster mit Hilfe einer drei-Punkt-Skala bewertet. Diese Bewertung wurde von 3 erfahrenen Radiologen durchgeführt nachdem die Bilder bereits in der klinischen Routine begutachtet worden waren. Die Bildqualität wurde bei keiner der insgesamt 250 CT-Untersuchungen (inklusive Kontrollgruppe) als diagnostisch unzureichend beanstandet, in keiner Gruppe mussten Untersuchungen in der klinischen Routine aufgrund unzureichender Bildgüte wiederholt werden. Das Bildrauschen korrelierte am besten in der Gruppe, die mit einem Strom-Zeit-Produkt von Körpergewicht (kg) – 10 mAs untersucht wurden. Diese Gruppe erfüllte am Besten die Kriterien einer Dosisreduktion ohne signifikanten Verlust der diagnostischen Bildqualität. In einem speziellen Fall der Studie wurde eine Senkung auf ein Strom-Zeit-Produkt von 31 mAs ohne relevante Qualitätseinbußen erreicht. Die Autoren betonen, dass die ermittelten Strom-Zeit-Produkte immer noch höher als strikt notwendig für schlanke Patienten und geringfügig zu niedrig für übergewichtige Patienten waren. Ziel sei es aber gewesen, eine im klinischen Alltag einfach anzuwendende Regelung für alle Patienten aufzustellen. Auch wenn ein direkter Vergleich der geräteabhängigen Strom-Zeit-Produkten nicht zulässig ist, und sich in der Studie von Wildberger et al. (Wildberger, 2001) auch andere Parameter von unseren unterschieden (z.B. höhere Röhrenspannung von 140 kV), so bestätigen unsere Untersuchungen doch die oben genannte Aussage, dass eine weitere Senkung für schlanke Patienten (in unserem Fall Unter- und Normalgewichtige) bei guter bis sehr guter Bildqualität möglich ist, während man im Falle übergewichtiger Patienten gegebenenfalls eine Erhöhung des Strom-Zeit-Produktes in Betracht ziehen sollte.

Einen ähnlichen Ansatz verfolgten Das et al. (Das, 2005), die ebenfalls eine im klinischen Alltag einfach zu nutzende Richtlinie für CT-Thorax-Untersuchungen entwickeln wollten, allerdings bereits für ein 16-Zeiliges MSCT-Gerät (Somatom Sensation 16, Siemens). Sie verglichen dafür 4 Patientengruppen mit 50 bzw. 52 Patienten (204 gesamt): Untersuchung mithilfe eines Softwareprotokolls, das während der Untersuchung den Röhrenstrom moduliert (CareDose, Siemens); mit einem gewichtsbasiertem Protokoll sowie mit einer Kombination aus beidem mit einem Standarddosis-Protokoll (Strom-Zeit-Produkt =100 mAs). Auch hier blieben die übrigen Scanner-Parameter in allen Gruppen konstant (16 x 1,5 mm Kollimation, 0,5 Sekunden Rotationszeit, Tischvorschub 30 mm, Röhrenspannung 120 kV). Der Autor teilt die Ansicht mit Tack et al. (Tack, 2003), dass eine online-Modulation des Röhrenstromes,

die darauf basiert, die Strahlenabsorption zu monitoren und den Röhrenstrom mit einer Verzögerung von 360° entsprechend der Geometrie anzupassen, im Bezug auf Dosisersparnis erst der zweite Schritt nach einer individuellen Anpassung des Röhrenstroms an den untersuchten Patienten sein sollte. Das gewichtsadaptierte Protokoll ähnelt dem der oben zitierten Studie von Wildberger et al. (Wildberger, 2001); in diesem Fall wurde das verwendete Strom-Zeit-Produkt analog dem jeweiligen Patientengewicht gewählt. Vergleicht man die beiden Untersuchungen, so fällt auf, dass sich im Verlauf nicht nur die MSCT-Geräte weiterentwickelt haben (4-Zeilen-MSCT versus 16-Zeilen-MSCT-Gerät), sondern dass bereits eine Reduktion dessen, was als „Standarddosis“ in einer Kontrollgruppe verwendet wurde, stattgefunden hat: Wildberger et al. (Wildberger, 2001) verwendeten noch 120 mAs und eine Röhrenspannung von 140 kV, Das et al. (Das, 2005) wendeten ein Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs bei einer Röhrenspannung von 120 kV an. Auch hier wurde für alle Gruppen sowohl das Bildrauschen gemessen, als auch eine Bewertung der Bildqualität durch 3 erfahrene Radiologen anhand einer 4-Punkt-Skala durchgeführt, die zuvor bereits in der klinischen Routine unter diagnostischen Gesichtspunkten interpretiert wurden. Für alle 204 Untersuchungen fand sich eine für diagnostische Zwecke ausreichende Bildqualität, keine der Untersuchungen musste wiederholt werden, im Durchschnitt wurde die Bildqualität in allen Fällen mit „sehr gut“ bewertet. Am effektivsten für die Dosisersparnis erwies sich auch in Bezug auf die Reduktion des Strom-Zeit-Produktes die Kombination aus gewichtsadaptiertem mAs-Produkt und online-Röhrenstrom-Modulation. Durchschnittlich konnte mithilfe dieser Kombination das Strom-Zeit-Produkt auf 62 mAs gesenkt werden; wendete man die Röhrenstrommodulation ohne Gewichtsadaptation an, ließ sich das mAs-Produkt im Schnitt von den 100 mAs der Standarduntersuchung auf nur 89,5 mAs senken. Eine Gewichtsadaptation allein erbrachte hingegen eine durchschnittliche Reduktion auf 72 mAs. Die Autoren schlussfolgerten, dass es durchaus empfehlenswert und im klinischen Alltag auch durchführbar wäre, vor der geplanten Untersuchung das Körpergewicht des Patienten zu erfragen und ein entsprechendes gewichtsbezogenes Röhrenstrom-Zeit-Produkt zu wählen, unterstützt durch online-Röhrenstrom-Modulation. Für die Durchschnittsbevölkerung ließen sich so ausgewogene CT-Untersuchungen im Hinblick auf Bildrauschen und diagnostische Bildqualität erzielen. Ein großes Potential zur Dosisreduktion für den Patienten bei guter Bildqualität ohne signifikanten Informationsverlust für den Untersucher ließe sich damit in der täglichen klinischen Routine ermöglichen.

Auch Das et al. (Das, 2005) erreichten mit ihrem Protokoll im Schnitt nicht das von uns verwendete Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 10 mAs/Schicht, das sich am niedrigst einstellbaren Wert des von uns verwendeten Gerätes orientierte. Die von ihnen untersuchten Patienten hat-

ten im Durchschnitt ein Körpergewicht von $75,2 \pm 14,2$ kg und einen errechneten BMI von $25,6 \pm 4,4$ kg/m². Eine Aufteilung nach einzelnen Gewichtsklassen fand nicht statt, die Bildqualität war bei allen 204 untersuchten Patienten „sehr gut“. Wie viele der Patienten unter- und wie viele übergewichtig waren im Sinne der WHO-Klassifikation wird nicht berichtet (Das, 2005). Die Gewichtsanpassung des Strom-Zeit-Produktes erfolgte nach einem System, das schon Wildberger im Rahmen einer Studie (Wildberger, 2001) ein paar Jahre zuvor anwendete und mit anderen Schemata verglich. In Wildbergers Studie wurde als näherungsweise Optimum für ein gewichtsadaptiertes Strom-Zeit-Produkt das Körpergewicht des Patienten – 10 als anzuwählendes mAs Produkt postuliert. Allerdings wurde bei dieser „Formel“ darauf hingewiesen, dass dieser mAs- Näherungswert für sehr schlanke Patienten immer noch zu hoch und für stark übergewichtige Patienten zu niedrig sei. Das et al. (Das, 2005) verwendeten einfach nur das jeweilige Körpergewicht als mAs-Produkt, ohne weitere Abzüge. Die Bildqualität war für alle untersuchten Patienten sehr gut. Die Frage, in wie vielen Fällen eine weitere Reduktion ebenfalls ohne gravierende Einbußen in der Bildqualität speziell bei untergewichtigen oder sehr schlanken normalgewichtigen Patienten möglich gewesen wäre, beantwortet die Studie nicht. Allerdings war dies auch nicht das erklärte Ziel der Untersuchungen, es sollte schließlich ein möglichst allgemeingültiges Schema für alle Patienten entwickelt werden. Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass nur 6 der 204 Patienten kein intravenöses Kontrastmittel erhielten. Das et al. (Das, 2005) untersuchten im Gegensatz zu uns nicht nur das belüftete Lungenparenchym mit den oben genannten diagnostischen Vorteilen, sondern werteten auch mediastinale Strukturen und den Weichteilmantel mit aus. Da wir in unseren Untersuchungen keine Vergleiche mit unterschiedlich hohen mAs-Produkten durchführten, bleibt die Frage, in welchem Maße man das Röhrenstrom-Zeit-Produkt für jenes Drittel der adipösen Patienten gewichtsbezogen anpassen müsste, das in unserer Auswertung eine nicht ausreichend gute Bildqualität attestiert bekam, unbeantwortet. Dass das von uns verwendete sehr niedrige Röhrenstrom-Zeit-Produkt aber in 90% der Fälle für untergewichtige und normalgewichtige Patienten bei guter bis sehr guter Bildqualität für diagnostische Fragestellungen, die auf das Lungenparenchym begrenzt sind, diagnostisch hinreichend sein sollte und zumindest in diesen Patientengruppen speziell bei Folge- und Mehrfachuntersuchungen zur Anwendung kommen sollte, halten wir fest.

Ein weiterer Einsatzbereich der MSCT ist zunehmend die Detektion und Quantifizierung von koronaren Verkalkungen bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung. Da es sich bei diesen Untersuchungen im weitesten Sinne um ein Screening-Verfahren handelt, empfiehlt sich hier in besonderem Maße die Anwendung des ALARA-Prinzipes (s.o.) (Mahnken, 2003). Durch-

geführt werden die kardialen CT-Untersuchungen in der Regel EKG-getriggert. Das bedeutet, dass während der Untersuchung eine Röhrenstrom-Anpassung an die Phasen des Herzzyklus dem EKG entsprechend vorgenommen wird. Das Verfahren, das auf einer Reduktion des Röhrenstromes während der Systole beruht, ist mittlerweile Standard zur Dosisreduktion in der klinischen Routine. Zur Bilderstellung wird ausschließlich die diastolische Phase genutzt, die infolgedessen keine Dosisreduktion erfährt. Um eine individuelle Dosisersparung auch während der aufnahmetechnisch wichtigen Diastole zu erzielen, kombinierten Mahnken et al. (Mahnken, 2003) die EKG-getriggerte Röhrenstrom-Anpassung analog den oben zitierten Protokollen von Wildberger (Wildberger, 2001) und Das (Das, 2005) mit einem dem Körpergewicht angepassten Untersuchungsprotokoll (Mahnken, 2003). Je 50 Patienten unterzogen sich entweder einer EKG-getriggerten 4-Zeilen-MSCT (Somatom Volume Zoom, Siemens, Forchheim) des Herzens mit einem Strom-Zeit-Produkt gemäß den Empfehlungen des Geräteherstellers (= 133 mAs) (Somatom Volume Zoom Application guide, Special Protocols Software version A 20, Siemens, 1999:17) oder einem Strom-Zeit-Produkt, das dem Körpergewicht in Kilogramm als mAs-Wert entsprach, dem jeweils 33 mAs zugefügt wurden. Um die Praktikabilität dieses Protokolls vor Anwendung am Patienten zu überprüfen „testeten“ Mahnken et al. dieses Vorgehen zunächst, indem sie an einem 2. Satz Bildrekonstruktionen der 1. Patientengruppe durch Zufügen von Bildrauschen bei der Rekonstruktion ein entsprechendes Absenken des Strom- Zeit-Produktes simulierten (Mahnken, 2003). Alle anderen Parameter blieben auch hier in beiden Gruppen unverändert (Kollimation 4 x 2,5 mm, Tischvorschub 3,8 mm/Rotation, Rotationszeit 0,5 Sekunden, Röhrenspannung 140 kV). Wie in den bereits genannten Studien verzichteten auch Mahnken et al. (2003) auf die Verwendung des Body-Mass-Index zugunsten des Körpergewichtes, ebenfalls mit der Begründung, die Handhabung eines gewichtsbezogenen Protokolls in der klinischen Routine so unkompliziert wie nur möglich gestalten zu wollen – abgesehen vom zusätzlichen Schritt der Berechnung benötigte man für den BMI zwei Patientenparameter statt einem. Patienten mit einem Körpergewicht von mehr als 100 kg wurden von der Studie konsequent ausgeschlossen. Mahnken et al. (2003) gingen von einer Dosisersparung von ca. 25 % für einen 70 kg Patienten aus; nach ihrem Protokoll wäre bei einem Körpergewicht von > 100 kg im Vergleich zum Standardprotokoll auch keine Dosisersparung mehr möglich. Eine Dosisreduktion geht bekanntermaßen mit einer Erhöhung des Bildrauschens einher. Im Hinblick auf die Darstellung von koronaren Verkalkungen kommt dem Bildrauschen eine hohe Bedeutung zu: Handelt es sich bei detektierten kleinen Läsionen nun um Koronarkalk oder sind sie nur vermehrtem Bildrauschen bei Verminderung der Strahlendosis zuzuschreiben?! Hier kommt eine entscheidende diagnosti-

sche Komponente ins Spiel, denn unterschiedlich Quantifizierung der koronaren Verkalkungen ziehen unterschiedliche prognostische Einteilungen des Patienten in kardiale Risikogruppen nach sich. Das Bildrauschen nahm in der gewichtsadaptierten Vergleichsgruppe zwar zu, hielt sich aber in Hinblick auf die Bildqualität in einem für die diagnostische Beurteilung tolerablen Rahmen. Keiner der Patienten dieser Studie, der nach dem gewichtsadaptierten Protokoll untersucht wurde, musste infolgedessen einer anderen kardialen Risikogruppe zugeordnet werden. Laut Mahnken et al. (Mahnken, 2003) nahm die Überexposition von Patienten mit niedrigem Körpergewicht im Vergleich mit Patienten mit höherem Körpergewicht durch die Anwendung seines gewichtsadaptierten Protokolls zwar ab, eine weitere Reduktion sei jedoch noch möglich.

Unsere – auf pulmonale Fragestellungen bezogenen – Untersuchungen zeigten, dass für den überwiegenden Anteil der normalgewichtigen und sehr schlanken Patienten eine „so niedrig wie gerätetechnisch mögliche“ Einstellung bezogen auf das Strom-Zeit-Produkt des von uns verwendeten Gerätes und Untersuchungsprotokolls durchaus möglich ist. Da wir diese Einstellung primär allen untersuchten Patienten – soweit vertretbar – angedeihen ließen, und eine Aufteilung in unterschiedliche Gewichtsklassen dann retrospektiv durchführten, gab es für unsere Patienten von vorneherein keine Gewichtsadaptation. In der Gruppe der übergewichtigen Patienten wurde die Bildgüte im Vergleich zu der der schlanken Patienten von allen Untersuchern schlechter bewertet: Bildqualität gut bis sehr gut bei Fallzahl $n = 11$ der schlanken Patienten für 9 bis 11 der untersuchten Patienten (im Durchschnitt der einzelnen Untersucher 10), im Vergleich dazu Bildqualität gut bis sehr gut bei Fallzahl $n = 24$ der übergewichtigen Patienten für 16-18 der untersuchten Patienten (im Durchschnitt der einzelnen Untersucher 17). Deshalb sollte ab einem Body-Mass-Index von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$ eine Gewichtsadaptation des verwendeten Strom-Zeit-Produkts in Erwägung gezogen werden.

Prinzipiell ein deutlich höheres Röhrenstrom-Zeitprodukt und damit eine höhere Patientendosis erfordern im Vergleich zur Thorax-CT unter anderem durch das Fehlen der Hochkontrast-Situation die Computertomographie des Abdomens. Das und die Tatsache, dass ihre Untersuchungen im Jahr 2001 und noch ohne Multislice-Technik durchgeführt wurden unterscheidet die Studie von Coppentrath et al. (Coppentrath, 2001) von der von uns durchgeführten. Auch hier wurde jedoch der Frage nach einer gewichtsadaptierten Dosisreduktion nachgegangen. Herauszufinden, ob eine Dosisreduktion bei Spiral-CT-Untersuchungen angepasst an das Körpergewicht der Patienten ohne Verlust an relevanter Bildqualität möglich ist, das war im Bereich der Abdomen-Computertomographie das Ziel von Coppentrath et al. (Coppentrath, 2001). Außerdem wurde untersucht, welcher patientenspezifische Parameter (Gewicht, Größe,

BMI oder Körperquerschnitt) am besten mit dem Bildrauschen korreliert, dessen Zunahme mit einer Abnahme der Bildqualität einhergeht. Insgesamt 77 Patienten wurden entsprechend ihrem Körpergewicht einer der insgesamt drei Gruppen zugeordnet, deren Spiral-CT-Untersuchung mit unterschiedlicher Röhrenstromstärke durchgeführt wurde. Die Einzelschichtbilder wurden mit einer Schichtdicke von 5 mm (Leberscan) bzw. 8 mm bei einer Röhrenspannung von 120 kV und einem Pitchfaktor von 1,5 bei einer Röhrenumdrehungszeit von 1 Sekunde erstellt. Klasse I (17 Patienten mit einem Körpergewicht < 60 kg) wurde mit einem Röhrenstrom von 125 bzw. 150 mA untersucht, Klasse II (35 Patienten mit einem Körpergewicht von 60-80 kg) und III (25 Patienten mit einem Körpergewicht von > 80 kg) jeweils mit entweder 150, 175 oder 200 mA. Statistisch ausgewertet wurden die Daten der Patienten der einzelnen Gewichtsklassen, die jeweils mit 150 mA untersucht worden waren. Hier wurde die Korrelation mit Gewicht, Größe, BMI bestimmt; außerdem wurden die Mittelwerte des Bildrauschens als objektives Maß für die Bildgüte in den unterschiedlichen Gewichts- und Dosisgruppen ermittelt. Zwischen den einzelnen Gewichtsklassen fanden sich statistisch signifikante Unterschiede der Bildrausch-Mittelwerte, im Sinne einer Zunahme des Bildrauschens mit ansteigendem Körpergewicht. Das Bildrauschen korrelierte hochsignifikant mit Körpergewicht und Körperquerschnitt, den höchsten Korrelationskoeffizienten wies jedoch der Body-Mass-Index auf. In den Gewichtsklassen I und II fand sich insgesamt trotz Röhrenstromreduktion ein niedrigeres Bildrauschen als in der Gewichtsklasse III bei Patienten mit einem Körpergewicht von mehr als 80 kg. Obwohl in den niedrigeren Gewichtsklassen eine Senkung des Röhrenstromes von ursprünglich 200 mA auf 150 mA (60-80 kg) bzw. 125 mA (< 60 kg) vorgenommen wurde, konnte gezeigt werden, dass die nach Körpergewicht gestaffelte Röhrenstromapplikation keinen Verlust der Bildqualität im Sinne einer Zunahme des Bildrauschens zur Folge hatte. Coppentrath et al. schlussfolgerten, dass eine Reduktion des Röhrenstromes um mindestens 25% hinsichtlich der resultierenden Bildqualität unbedenklich möglich sei für Patienten mit einem Körpergewicht, das weniger als 60 kg beträgt (Coppentrath, 2001). Eine Reduktion im Vergleich zur Abdomen-CT-Untersuchung mit einem Standard-Röhrenstrom von 200 mA sei auch für Patienten, die zwischen 60 und 80 kg wögen, möglich. Dass in der Studie der Body-Mass-Index, der mit der höchsten Signifikanz mit dem Bildrauschen korrelierte, nicht zum Einsatz hinsichtlich der gewichtsbezogenen Klassifizierung der Patienten gewählt wurde, lag, wie in zuvor schon zitierten Studien, an der Möglichkeit der einfachen Ermittlung des Körpergewichtes im klinischen Routinebetrieb. Da es sich auch bei dem in unseren Untersuchungen zur Gewichtsklassifizierung herangezogenen Body-Mass-Index um eine Vereinfachung einer komplexen Problematik handelte (individuelle Gewebe-

dichte blieb auch hier unberücksichtigt), die dennoch eine Abschätzung unter klinischen Bedingungen erlaubte, fanden wir unsere Aussage bei allen Unterschieden bestätigt: Vor allem bei besonders schlanken Patienten ließe sich eine erhebliche Dosisreduktion ohne Verlust der Bildqualität bzw. ohne relevante Zunahme des Bildrauschens durchführen. Dieser Aspekt ist besonders wichtig, da laut Coppenrath et al. in der unteren Gewichtsklasse der Anteil der Frauen im Vergleich zu den höheren Gewichtsklassen deutlich überwiegt. Auch auf die von uns untersuchte Untergruppe der untergewichtigen Patienten trifft der hohe Frauenanteil zu: Nur 3 von insgesamt 11 Patienten waren Männer, was bedeutet, dass es sich bei 72% der untergewichtigen Untersuchten um Frauen handelte. In der Studie von Coppenrath et al. waren es sogar 86% der insgesamt 17 Frauen, die ein Körpergewicht von weniger als 60 kg hatten (Coppenrath, 2001). Die Strahlendosis, der Frauen ausgesetzt sind, die sich einer CT-Untersuchung des Thorax unterziehen, ist prinzipiell höher als die für Männer. Ursächlich kommt als Erklärung dafür zum einen in Frage, dass Frauen durch das zusätzliche Gewebe, das die weibliche Brust ausmacht, prinzipiell auch mehr Strahlung absorbieren. Zum anderen handelt es sich bei der Brustdrüse um strahlensensitives Gewebe, was sich bei der Dosisberechnung hinsichtlich der Wichtungsfaktoren bemerkbar macht, die ja organabhängig sind. Nicht zuletzt handelt es sich bei der weiblichen Brustdrüse um ein oberflächennahes Organ, das der Strahlung direkt ausgesetzt ist, was die Exposition zusätzlich erhöht (Prokop, 2001). In diesem Sinne ist die Verwendung eines möglichst niedrigen Röhrenstrom-Zeit-Produktes gerade für diese Patientengruppe gemäß dem ALARA-Prinzip unbedingt empfehlenswert. Nach unserem Protokoll resultierte selbst mit einer Absenkung auf 10 mAs in 91% der Fälle bei einem Body-Mass-Index von $< 18,5 \text{ kg/m}^2$ eine gute bis sehr gute Bildqualität.

Die Problematik der möglicherweise schlechteren Darstellbarkeit anatomischer Strukturen im Bereich der Lungenperipherie (= Lungenmantel) fand sich als Ergebnis einer ebenfalls von Coppenrath et al. durchgeführten Studie (Coppenrath, 2004), für die 35 Patienten nach demselben Protokoll am gleichen Gerät wie dem von uns verwendeten untersucht wurden. Die Bewertung der Bildqualität erfolgte hier ebenfalls durch unterschiedliche Untersucher mit unterschiedlich langer Berufserfahrung in der Radiologie (insgesamt vier Personen) anhand einer Punkteskala, die die Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen bewertete. Im Unterschied zu unseren Untersuchungen wurde keine Einteilung der Patienten nach ihrer Körpermasse vorgenommen, stattdessen lag das Hauptaugenmerk auf dem Vergleich der Bildgüte zwischen CT-Thorax-Aufnahmen mit dem auf 10 mAs drastisch reduzierten Strom-Zeit-Produkt und dem Standarddosisprotokoll mit einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 100 mAs. Des Weiteren erfolgte eine Abschätzung der effektiven Dosis anhand von Messungen am Al-

derson-Phantom. Die Patienten, die alle an akut oder chronisch entzündlichen pulmonalen Erkrankungen litten, unterzogen sich zu Beginn der Erkrankung der Standarddosis-CT, die Verlaufskontrolle erfolgte nach dem Niedrigdosisprotokoll. Kinder wurden im Gegensatz zu unserer Arbeit von den Untersuchungen nicht ausgeschlossen. Analog zu unseren Untersuchungen fanden sich hier ebenfalls keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Bewertung der Bildgüte im Seitenvergleich (rechts/links) der korrespondierenden untersuchten Lungenabschnitte. Die Bewertungen erfolgten analog zu unseren Untersuchungen in den drei Lungenabschnitten Lungenhilus, Lungenkern und Lungenmantel jeweils in Höhe der Karina sowie jeweils 5 cm ober- bzw. unterhalb. Im Bereich des Lungenhilus und des Lungenkerns unterschieden sich die subjektiven Beurteilungen der unterschiedlichen Protokolle nicht signifikant. Im Vergleich zur Standarddosis-CT bewertete die Arbeitsgruppe um Copenrath aber den Bereich des Lungenmantels (der Lungenperipherie) der Niedrigdosisuntersuchungen in 30% der Fälle als „eingeschränkt beurteilbar“ (anatomische Strukturen abgrenzbar, aber nicht sicher identifizierbar). Nur 70% der in Niedrigdosistechnik untersuchten Bilder wurden im Bereich der Lungenperipherie mit „sehr gut“ oder „gut“ bewertet, im Vergleich zu den Untersuchungen mit Standard-Dosis, von denen in diesem Bereich immerhin 88 % eine gute/sehr gute Bildqualität erzielten. Copenrath et al. schlussfolgerten daraus, dass nach oben genanntem Niedrigdosisprotokoll, das im Vergleich zum Standarddosisprotokoll im Mittel eine Dosisersparung um 80-90% für den Patienten erzielt CT-Kontrolluntersuchungen bei chronisch pulmonal Erkrankten anwendbar sei, mit Ausnahme klinischer Fragestellungen, die insbesondere die peripheren Lungenabschnitte betreffen (z.B. beginnende Lungenfibrose). Bei der Bewertung der Untersuchungen, die wir nach demselben Niedrigdosisprotokoll am gleichen CT-Gerät nach Einteilung der Patienten in unterschiedliche Gewichtsklassen durchführten, fanden sich unterschiedliche Bildgüte-Beurteilungen für die Lungenperipherie in Abhängigkeit vom Body-Mass-Index. Zwar zeigte sich auch bei uns in allen 3 BMI-Klassen eine Diskrepanz zwischen einer als sehr gut bis gut bewerteten Beurteilung der Bildgüte aller untersuchten Lungenabschnitte im Vergleich zu einer als unzureichend/schlecht klassifizierten Bewertung der Lungenperipherie. Diese Konstellation trat bei durchschnittlich 13 % der Untersuchungen auf, wobei ein Untersucher durchgängig in allen untersuchten Gewichtsklassen eine deutlich höhere Anzahl der low-dose-CTs in der Peripherie schlechter bewertete als in der Gesamtklassifikation. Auf die vier anderen Untersucher traf dies nicht zu. Insgesamt und ohne diesen „Ausreißer“ betrachtet, fand sich die Konstellation schlechte Beurteilung der Peripherie bei guter Gesamtbewertung in 7% der Fälle (mit abweichendem Untersucher 12%) bei 105 untersuchten Patienten. Nach Gewichtsklassen aufgeteilt trifft das im Schnitt auf 1

von insgesamt 11 untergewichtigen (mit abweichendem Untersucher im Schnitt 2 von 11), auf 4 von 70 normalgewichtigen (bzw. 8 von 70) und auf 2 von 24 (bzw. 3 von 24) übergewichtigen Patienten zu. Prozentual gesehen hätten damit die untergewichtigen Patienten den größten Anteil an der schlechten Bewertung der Bildgüte in der Lungenperipherie. Da diese Gruppe jedoch die kleinste Anzahl untersuchter Patienten stellte, sind Prozentzahlen hier eher vorsichtig zu bewerten. Epidemiologisch gesehen bedeutet dies jedoch, dass sich bei einer großen Anzahl zu untersuchender Patienten über das gesamte Spektrum der in der Bevölkerung vertretenen Körpermassen auch im Bereich der Lungenperipherie eine adäquate Bildgüte mit einem drastisch reduziertem Strom-Zeit-Produkt und damit mit einer erheblichen Dosisersparung für den einzelnen Patienten erzielen ließe. Der diagnostische Schwerpunkt bei CT-Untersuchungen chronischer bzw. gehäuft auftretender akuter pulmonaler Erkrankungen liegt selten ausschließlich im Bereich der Lungenperipherie. Häufig erfordern diese Erkrankungen jedoch Folgeuntersuchungen, unter anderem zur Verlaufsbeurteilung, im Rahmen derer die Patienten besonders von einer Dosisreduktion profitieren würden. Deshalb erachten wir eine Untersuchung nach unserem Protokoll gerade für dieses Patientengut als empfehlenswert. Eher sollte im Einzelfall eine Nachuntersuchung der wenigen einzelnen Patienten erfolgen, bei denen der Bereich der Lungenperipherie wirklich ausnehmend schlechter zu Darstellung kommt und bei denen gleichzeitig explizit die Beurteilung dieses Bereiches für diagnostische Zwecke unerlässlich ist.

5. Zusammenfassung

Eine gute bis sehr gute Darstellung kleiner anatomischer Strukturen in der gesamten Lunge gelang nach dem von uns verwendeten Protokoll in low-dose-Technik mit einem effektiven Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 10 mAs/Schicht im Schnitt in 85% aller Untersuchungen, ein niedriger bzw. normaler Body-Mass-Index erhöht den durchschnittlichen Prozentsatz auf 91%-94% der Untersuchungen. Bei übergewichtigen Patienten mit einem erhöhten Body-Mass-Index von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$ fand sich eine gute bis sehr gute Darstellung kleiner anatomischer Strukturen nur in 69% der Untersuchungen. Im Schnitt in 7%-12% aller Fälle kamen trotz guter Gesamtbewertung der Bildgüte kleine anatomische Strukturen im Bereich der Lungenperipherie nur ungenügend zur Darstellung.

Statistisch signifikante qualitative Unterschiede hinsichtlich der Darstellbarkeit kleiner anatomischer Strukturen bezogen auf die Body-Mass-Indices der untersuchten Patienten fanden sich hauptsächlich zwischen normal- und übergewichtigen Patienten, dabei bestand für drei der fünf bewertenden Untersucher ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen einem Body Mass Index der untersuchten Patienten von $<25 \text{ kg/m}^2$ zu einem von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$.

Um gemäß dem ALARA-Prinzip unter strahlenhygienischen Gesichtspunkten zu handeln, erachten wir folgende Punkte für CT-Untersuchungen des Thorax zur Diagnostik pathologischer pulmonaler Prozesse als empfehlenswert:

Eine drastische Reduktion des verwendeten Röhrenstrom-Zeit-Produktes auf 10 mAs/Schicht, die eine erhebliche Dosisreduktion der untersuchten Patienten nach sich zieht, ist gemäß unserem Protokoll an dem von uns verwendeten Gerät bei entsprechender klinischer Fragestellung gut möglich für die überwiegende Anzahl normalgewichtiger Patienten mit einem Body-Mass-Index von $\leq 24,9 \text{ kg/m}^2$ insbesondere aber für untergewichtige Patienten mit einem Body-Mass-Index von $< 18,5 \text{ kg/m}^2$. Für die rund 10% der Untersuchungen, in denen kleine anatomische Details in der Lungenperipherie nicht ausreichend gut zur Darstellung kommen, abzüglich der Patienten, für die dies diagnostisch aufgrund der klinischen Fragestellung verzichtbar erscheint, sollte im Einzelfall eine Nachuntersuchung mit angepasster Erhöhung des Röhrenstromes durchgeführt werden.

Eine generelle Anhebung des Strom-Zeit-Produktes für die Niedrigdosis-CT und damit der verabreichten Patientendosis um eine diagnostisch ausreichende Bildgüte zu gewährleisten empfiehlt sich nach unseren Untersuchungen nur für gemäß der WHO-Definition übergewichtigen Patienten mit einem Body-Mass-Index von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$.

Literaturverzeichnis

- [Bauer, 2000] Bauer, B. (2000): Diagnostische Radiologie: Strahlenexposition reduzieren. Kongressbericht; Deutsches Ärzteblatt 97, Heft16, A-1075-1078, Köln.
- [BfS, 2003] Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) (Hrsg.) (2003, 3. geänderte Auflage): Strahlung und Strahlenschutz. Salzgitter: Information des BfS.
- [Brenner, 2007] Brenner, D., Hall, E. (2007): Computed Tomography. An Increasing Source of Radiation Exposure. N Engl J Med, 357, S. 2277-84.
- [CEC, 1998] Commission of the European community (1998): Quality criteria for computed tomography. Working Document EUR 16262, S. 74 – 79.
- [Coppenrath, 2001] Coppenrath, E., Schmid, C., Brandl, R., Szeimies, U., Hahn, K. (2001): Spiral-CT des Abdomens: Gewichtsadaptierte Dosisreduktion. Röfo: Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 173(1), S. 52-56.
- [Coppenrath, 2004] Coppenrath, E., Mueller-Lisse, U.G., De Lorenzo, C. et al. (2004): Niedrigdosis-Spiral-CT des Thorax in der Verlaufskontrolle nichtmaligner Lungenerkrankungen. Röfo: Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 176(4), S. 522-28.
- [Das, 2005] Das, M., Mahnken, A.H., Wildberger, J.W. et al.(2005): Individually Adapted Examination Protocols for Reduction of Radiation Exposure for 16-MDCT Chest Examinations. American Journal of Roentgenology, 184, S. 1437-1443.
- [Diederich, 1996] Diederich, S., et al. (1996): Niedrigdosis-Computertomographie des Thorax. Der Radiologe, 36. Springer, Heidelberg, S.475-482
- [Diederich, 2000] Diederich, S., Wormanns, D., Lenzen, H., Semik, M., Thomas, M., Peters, P.E. (2000): Screening for asymptomatic early bronchiogenic carcinoma with low dose CT of the Chest. Cancer, 89 (Suppl.), S. 2483-4.
- [Diederich, 2004] Diederich, S., Wormanns, D. (2004): Impact of Low Dose CT on Lung Cancer Screening. Lung Cancer 45 Suppl. 2, S. 13-19.
- [Dinkel, 2003] Dinkel, H.P., Sonnenschein, M., Hoppe, H., Vock, P. (2003): Low-dose Multislice CT of the Thorax in follow-up of malignant lymphoma and Extrapulmonary primar tumors. European Radiology, 13(6), S. 1241-1249.
- [Glantz, 1997] Glantz, S.A. (1997, 4th edition): Primer of Biostatistics., McGraw-Hill Health Professions Division, New York, S. 473 ff.
- [Gosch, 1998] Gosch, D., Kloeppe, R., Lieberenz, S. und Schulz, H.G. (1998): Radiation Exposure in Computed Tomography. Radiation Protection Dosimetry, 80, S. 167-169.
- [Herzog, 2002] Herzog, P. (2002): Strahlendosis und Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Mehrschicht-CT. Der Radiologe 42. Springer, Heidelberg, S. 691-696.
- [Heyer, 2007] Heyer, C.M., Peters, S., Lemburg, S., Nicolas, V. (2007): Einschätzung der Strahlenbelastung radiologischer Thoraxverfahren: Was ist Nicht-Radiologen bekannt? Röfo: Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 179(3), S. 261-267.
- [Hofer, 1997] Hofer, M. (1997): CT-Kursbuch. Verlag Didamed, Düsseldorf, S 6-13 und S 72-80.
- [ICRP, 2000] International Commission on Radiological Protection (ICRP) (2000): ICRP-87. Managing Patient Dose in Computed Tomographie. JAICRP, 30 (4).
- [Jung, 1995] Jung, H. (1995): Strahlenrisiko. Röfo: Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 162(2): 91-98.
- [Kalender, 2000] Kalender, W.A. (2000): Dosis. In: Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Publicis MCD Verlag, Erlangen, S. 118-146.

- [Kalra, 2002] Kalra, M., Prasad, S., Saini, S. et al. (2002): Clinical Comparison of Standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: The effect on image quality. *American Journal of Roentgenology*, 179, S. 1101-1106.
- [Lee, 2008] Lee, J., Chung, M.J., Yi, C.A., Lee, K.S. (2008): Ultra-Low-Dose MDCT of the Chest: Influence on Automated Lung Nodule Detection. *Korean Journal of Radiology*, 9, S. 95-101.
- [Lucaya, 2000] Lucaya, J., Piqueras, J., Garcia-Pena, P., Enriquez, G., Garcia-Macias, M., Sotil, J. (2000): Low dose high resolution CT in children and young adults: Dose, Cooperation, Artifact Incidence and Image Quality. *American Journal of Roentgenology*, 175, S. 985-992.
- [Mahnken, 2003] Mahnken, A.H., Wildberger, J.E. et al. (2003): Detection of Coronary Calcifications: Feasibility of Dose-Reduction with a Body Weight-Adapted Examination Protocol. *American Journal of Roentgenology*, 181, S. 533-538.
- [McCollough, 2006] McCollough, C.H., Bruesewitz, M.R., Kofler, J.M. Jr. (2006): CT dose reduction and dose Management tools: overview of available options. *Radiographics*, 26, S. 503-12.
- [Nagel, 2002] Nagel, H.D. (Hrsg.) (2002, 3. Auflage): *Strahlenexposition in der Computertomographie*. CTB Publications, Hamburg,
- [Nitta, 1998] Nitta, N., Takahashi, M., Murata, K. et al. (1998): Ultra low-dose Helical CT of the chest. *American Journal of Roentgenology*, 171, S. 383-385.
- [Ohnesorge, 1999] Ohnesorge, B. et al (1999): Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. In: *Der Radiologe* 39. Springer, Heidelberg, S. 923-931.
- [Prokop, 2001] Prokop, M. (2001): Dosisoptimierung in der thorakalen Computertomographie. *Radiologe*, 41, S. 269-78.
- [Röntgenverordnung, 2002] Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: Die neue Röntgenverordnung (RöV) 2002: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen vom 08. Januar 1987 einschließlich der Änderung vom 18. Juni 2002.
- [Schering, 1996] Schering Lexikon Radiologie (1996, 2.Auflage). Blackwell Wissenschaftsverlag, Berlin, S 39 ff.
- [Sone, 2001] Sone, S. et al (2001): Results of three-year mass screening programme for lung cancer using mobile low-dose spiral computed tomography scanner. *Br. J. Cancer*, 84, S. 25-32.
- [Soyer, 2008] Soyer, P. (2008): Correspondence: Computed Tomography and Radiation Exposure. *N Engl J Med*, 358; 8, S. 851-52.
- [Starck, 2002] Starck, G., Lönn, L., Cederblad, A., Forssell-Aronsson, E., Sjöström, L., Alpsten, M. (2002): A method to obtain the same levels of CT Image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose. *British Journal of Radiology*, 75: S. 140-150.
- [Sun, 2007] Sun, Z. (2007): Multislice CT angiography in aortic stent grafting: Relationship between image noise and Body Mass Index. *European Journal of Radiology*, 61. S. 534-540.
- [Swensen, 2002] Swensen, S.J. et al. (2002): Screening for lung cancer with low-dose spiral computed tomography. *Am. J. Resp. Crit. Care Med.*, 165, S. 508-513.
- [Tack, 2003] Tack, D., Widelec, J., De Maertelaer, V. et al. (2003): Comparison between Low-dose and Standard-dose Multidetector CT in Patients with Suspected Chronic Sinusitis.
- [Uffmann, 2001] Prokop, M., Uffmann, M. (2001): Multislice-CT der Lunge. In: *Der Radiologe* 41. Springer, Heidelberg, S. 240-247.
- [Vogl, 2003] Vogl, T.J., Zeiher, A., Moritz, A., Herzog, C. (2003): Mehrschicht Spiral-CT: Aktuelle Wertigkeit in der kardialen Bildgebung. *Hessisches Ärzteblatt* 10/2003, Frankfurt, S. 535-538.
- [Wegener, 1992] Wegener, O.H. (1992): Technik der Computertomographie. In: *Ganzkörpercomputertomographie*. Blackwell Wissenschaftsverlag, Berlin, S 3-9.

- [WHO, 2000] World Health Organisation (2000): Obesity: Preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO Consultation. WHO Technical Report Series 894. World Health Organisation, Geneva.
- [Wildberger, 2001] Wildberger, J.W., Mahnken, H. et al. (2001): Individually Adapted Examination Protocols for Reduction of Radiation Exposure in Chest CT. Investigative Radiology, Volume 36, Number 10, S. 604-611.
- [Zhu, 2004] Zhu, X., Yu, J., Huang, Z. (2004): Low-Dose Chest CT: Optimizing Radiation Protection for Patients. American Journal of Roentgenology, 183, S. 809-816. American Journal of Roentgenology, 181. S. 939-944.

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst habe. Es wurden keine anderen als in der Arbeit angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt. Die wörtlich und sinngemäß übernommenen Zitate habe ich als solche kenntlich gemacht.

München, 03.03.2011

Claudia de Lorenzo