

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

Direktor: Professor Dr. med. Dr. h. c. Maximilian F. Reiser FACR, FRCR

**Detektion simulierter Gefäßläsionen  
mit Niedrigdosis-Computertomographie-Angiographie am Phantom  
— Vergleich der gefilterten Rückprojektion  
mit statistischem und Modell-basiertem iterativen Verfahren**

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

vorgelegt von

Zsuzsanna Deák

aus Tatabánya (Ungarn)

2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter                      Priv. Doz. Dr. Dr. Stefan Wirth

Mitberichterstatter:                Priv. Doz. Dr. Walter Koch  
  
   Prof. Dr. Katia Parodi

Dekan:                                    Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hicel

Tag der mündlichen Prüfung:    12.11.2015

# INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG.....	7
1.1 Entwicklung der Computertomographie.....	8
1.1.1 Geschichte der Computertomographie .....	9
1.1.2 Gerätegenerationen .....	10
1.1.3 Spiraltechnik .....	11
1.1.4 Mehrzeilige Spiral-CT .....	11
1.2 Bildrekonstruktion.....	12
1.2.1 Gefilterte Rückprojektion.....	12
1.2.2 Iterative Rekonstruktion .....	14
1.3 Bildqualität.....	16
1.3.1 Attenuation.....	16
1.3.2 Bildpunktrauschen .....	17
1.3.3 Kontrast, Kontrastauflösung und räumliche Auflösung .....	18
1.3.4 Signal-Rausch-Verhältnis .....	18
1.4 CT-assoziierte Strahlenexposition.....	19

1.4.1	Methoden der Dosisreduktion .....	20
1.4.2	Dosisabschätzung.....	21
1.5	Besonderheiten der CT-Angiographie .....	22
1.6	Zielsetzung der Arbeit.....	23
2.	MATERIAL UND METHODIK.....	25
2.1	Verwendete Materialien.....	25
2.1.1	Phantomdesign .....	25
2.1.2	Computertomographie und Datenaquisition.....	30
2.2	Datenauswertung .....	34
2.2.1	Detektion der simulierten Läsionen.....	34
2.2.2	Signal- und Rauschmessungen in der Aorta.....	36
2.3	Statistische Auswertung .....	37
2.3.1	Evaluation der Erkennbarkeit der simulierten Endoleaks und In-Stent-Thromben .....	38
2.3.2	Analyse der Daten des Signal- und Rauschmessungen .....	38
3.	ERGEBNISSE .....	42
3.1	Strahlendosis.....	42
3.2	Bildrekonstruktionszeiten.....	42

3.3	Detektion der simulierten Läsionen .....	43
3.3.2	Erkennbarkeit der Endoleaks .....	48
3.3.3	Erkennbarkeit der In-Stent-Thromben.....	51
3.4	Attenuation und Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta .....	53
3.4.1	Attenuation der Aorta .....	53
3.4.2	Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta.....	56
3.4.3	Schwellenwert für Endoleak- und Thrombusdetektion .....	56
4.	DISKUSSION .....	57
5.	AUSBLICK.....	61
6.	ZUSAMMENFASSUNG.....	63
7.	LITERATURVERZEICHNIS .....	65
8.	DANKSAGUNG .....	74

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AUC	area under the curve
bzw.	beziehungsweise
CT	Computertomographie
CTDI	computed tomographie dose index
d. h.	das heißt
EVAR	Endovascular Aneurysm Repair
NI	noise index
ROC	receiver operating characteristic
ROI	region of interest
sog.	sogenannt
SSDE	size-specific dose estimation
Tukey's HSD Test	Tukey's HSD (honest significant difference) test
z. B.	zum Beispiel

# 1. EINLEITUNG

Die Computertomographie (CT) ist ein modernes, bildgebendes Verfahren, das aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken ist.

Seit ihrer Einführung im Jahr 1972 wurde die CT mit enormen Fortschritten weiter entwickelt. Die Aufnahmezeit der ersten Geräte verkürzte sich von ca. 35 Minuten auf inzwischen wenige Sekunden. Die damalige Schichtdicke von 13 mm reduzierte sich auf den Submillimeterbereich und die Bildmatrix stieg von 80 x 80 auf 512 x 512, teilweise sogar auf 1024 x 1024 Bildpunkte in der xy-Schichtebene. Die modernen Multidetektor-CTs bieten eine exzellente zeitliche und räumliche Auflösung bei gleichzeitig großer Volumenabdeckung an (1,2). Mit Hilfe der Mehrschichttechnik und der Spiraltechnologie wird ein Volumendatensatz mit isotropen (d.h. die Schichtdicke ist höchstens so dick wie die räumliche Auflösung in der xy-Schichtebene) Voxeln akquiriert, wodurch multiplanare und 3-dimensionale Rekonstruktionen von hoher Bildqualität erreichbar geworden sind (3).

Die endovaskuläre Versorgung der Aneurysmen (Endovascular Aneurysm Repair; EVAR) ist heute eine gut etablierte Alternativmethode zur chirurgischen Versorgung. Ihre frühen Komplikationen wie die Bildung von Endoleaks, die Größenzunahme des Aneurysmasacks und das Stentversagen lassen sich mittels der kontrastverstärkten CT-Angiographie zuverlässig überwachen (4-6).

Die CT-Angiographie mit arterieller und venöser Kontrastphase ist daher eine weit verbreitete und akzeptierte Standardmethode in der Abbildung und Beurteilung von

Aortenaneurysmen sowohl in der präoperativen Planungsphase als auch in der Verlaufskontrolle. Der volumetrische Datensatz mit isotropischen Voxeln bietet sich aufgrund der hoch auflösenden multiplanaren Bildrekonstruktionen zur präzisen und nachvollziehbaren Größeneinschätzung des Aneurysmasacks an. In der Nachsorge können auch Endoleaks mit Hilfe der CT-Angiographie mit hoher Sensitivität und Spezifität dargestellt werden (7-10).

Die fortschreitende Technologie ermöglichte die zunehmende Verbreitung des Ultraschalls in der postinterventionellen Verlaufskontrolle des gestenteten abdominalen Aortenaneurysmas trotz seiner starken Untersucherabhängigkeit. Es verbleibt aber die teilweise problematische Darmgasüberlagerung und Erfahrungen mit der thorakalen Aorta wurden diesbezüglich bisher nicht veröffentlicht. Die etwas weniger zugängliche Magnetresonanztomographie erwies sich weniger verlässlich in der Endoleakdetektion des thorakalen Aortenaneurysmas (11).

Wegen der Limitationen der alternativen Modalitäten und der unbestreitbaren Vorteile der CT-Angiographie bleibt diese —trotz der relativ hohen kumulativen Strahlendosis die Methode der Wahl (12).

## **1.1 Entwicklung der Computertomographie**

Im Grundaufbau besteht auch heute ein modernes CT-Gerät aus der rotierenden Röntgenröhre und dem Detektorsystem sowie einem Steuerrechner und einem Bildrechner. Des Weiteren beinhaltet das CT-Gerät einen kurzen Ringtunnel, die



Gantry und einen Patiententisch. Im Rahmen der Untersuchung wird der Patiententisch mit dem Untersuchungsobjekt durch die Gantry gefahren.

### **1.1.1 Geschichte der Computertomographie**

In 1979 erhielten der Physiker, Allan M. Cormack und der Elektroingenieur, Godfrey N. Hounsfield den Nobelpreis in der Kategorie von Physiologie oder Medizin für die Entwicklung der Computertomographie. Der Grundstein für die Radiologie wurde aber bereits vierundachtzig Jahre zuvor gelegt, als am 8. November 1895 Wilhelm C. Röntgen in Würzburg die Röntgenstrahlen entdeckte. Er verzichtete sogar auf eine Patentierung, damit die Röntgenapparate schneller zum Wohle der Menschen eingesetzt werden konnten (13). Die mathematische Grundlage der Computertomographie lag erst im Jahr 1917 vor, als der österreichische Mathematiker, Johann H. Radon die Radon-Transformation veröffentlichte. Die gefilterte Rückprojektion entspricht eigentlich der inversen Radon-Transformation (14). Das weltweit erste CT-Gerät von der britischen Firma EMI wurde im Jahr 1972 von Godfrey N. Hounsfield für Schädelaufnahmen implementiert (15).

Die CT ermöglichte einen enormen klinischen Fortschritt, indem Weichteilgewebe, welche sich in ihrer Dichte geringfügig unterscheiden, differenziert werden konnten. Die Bewegungsartefakte limitierten den Einsatz am Körperstamm wegen der langen Aufnahmezeiten der ersten Geräte (35 Minuten). Diagnostische Bilder konnten nur vom Kopf oder den Extremitäten gewonnen werden, wobei auch diese Bilder heute nicht mehr als diagnostisch gelten würden (15-17).

### 1.1.2 Gerätegenerationen

Die Geräte der 1. und 2. Generation kamen schon im selben Jahr auf den Markt. Beim Gerät der 1. Generation sendete die Röntgenröhre einen Nadelstrahl aus, der zu einem einzelnen Detektor zugeordnet war. Der Detektor und die Röhre bewegten sich translatorisch (Translation-Rotations-Scanner). Beim Gerät der 2. Generation kam ein Fächerstrahl zur Anwendung, der auf zehn Detektoren projizierte (18).

Im Jahr 1975 kam die Lösung für die Bewegungsartefakte mit der Einführung des Gerätes der 3. Generation (Rotate-Rotate-Scanner). Hierdurch wurde es erstmals möglich binnen 20 Sekunden die Daten einer Schicht zu erfassen. Bei diesem Gerät wurde ein Fächer von Strahlen ausgesendet und um den Patienten gedreht. Der Fächerstrahl durchleuchtete den gesamten Bereich und ein auf der gegenüberliegenden Seite des drehenden Teils angebrachtes Kreissegment von Detektorzellen nahm die Information auf (18).

Im Jahr 1978 erschienen Geräte der 4. Generation (Rotate-Stationary-Scanner), bei dem nur noch die Röntgenröhre um den Patienten herum rotierte, während die Detektoren um den Patienten herum einen vollen Kreis, einen feststehenden Detektorring bildeten. Diese Gerätetypen konnten sich aber nicht durchsetzen und verschwanden bald wieder (18).

An den Geräten der Generationen von 1. bis 3. waren Röhre und Detektor anfangs über Kabel mit der Gantry verbunden und nach einer erfolgten 360°-Umdrehung musste die Röhre zurückgedreht werden. Die Schleifringtechnologie mit einer kürzesten möglichen Umdrehungszeit von ca. einer Sekunde wurde erst im Jahr 1987

von den Firmen Siemens (Somatom Plus) und Toshiba (TCT 900S) auf den Markt gebracht (18).

### **1.1.3 Spiraltechnik**

Zwei Jahre später, im Jahr 1989, löste die Spiraltechnik die einzeilige sequentielle CT-Technik auf. Die Untersuchungsfläche wurde kontinuierlich bewegt und hierdurch ein spiralförmiger Datensatz ermittelt. Aus diesem Volumendatensatz wurden die klassischen Schnittbilder durch mathematische Umrechnungen und mit Hilfe des Algorithmus der „Z-Interpolation“ gewonnen. Die Technik führte der deutsche Physiker Willi A. Kalender ein. Das erste Gerät war der Siemens Somatom Plus. Die Z-Interpolation wurde von allen Herstellern schnell übernommen, weil zur damaligen Zeit Algorithmen nicht patentierbar waren.

Wenngleich die Untersuchung nun wesentlich schneller möglich war und damit nun die einzelnen Körperregionen in aller Regel in einer Atemanhaltephase untersuchbar waren, so wiesen die multiplanaren Bildreformationen der einzeiligen Spiral-CT weiterhin Stufenartefakte auf, weil die Auflösung in der z-Achse — der Achse senkrecht zur xy-Schichtebene — immer noch zu gering war (19-21).

### **1.1.4 Mehrzeilige Spiral-CT**

Erst seit 1998 mit der Entwicklung des ersten 4-Zeilen Geräts sind Mehrzeilen-Scanner kommerziell erhältlich. Die Schichtzahl wuchs über 6 und 8 Zeilen auf 16 im Jahr 2001 und auf 64 im Jahr 2006 und erreichte mit 320 Zeilen (Toshiba Aquilion ONE) im Jahr

2011 bis heute ihren Gipfel. Die neue Technik verbesserte die räumliche Auflösung deutlich und reduzierte die Untersuchungszeit nochmals drastisch. Dies bot enorme Vorteile für die Diagnostik bewegter Organe, z. B. in der Angiographie und Herzdiagnostik (22-24). Ein weiterer Fortschritt war die Entwicklung des Springfokus bei den 64-Zeilen Computertomographen im Jahr 2004. Die Springfokustechnologie, die periodische Bewegung des Brennflecks erlaubte eine doppelte Abtastung in Richtung des Strahlenfächers und verbesserte die Auflösung (25).

## **1.2 Bildrekonstruktion**

### **1.2.1 Gefilterte Rückprojektion**

Seit der Entwicklung der CT stellte die gefilterte Rückprojektion die Standardmethode für die Umrechnung der Rohdaten, also der Projektionsdaten in Bilddaten dar (18).

Die CT basiert auf der Schwächung von Röntgenstrahlung durch Materie. Der Wert der Schwächung nach Durchdringen des Körpers hängt davon ab, aus welche Materialien durchdrungen werden. Es wird die Verteilung der Absorptionskoeffizienten im untersuchten Gewebe gesucht und mit Hilfe der Hounsfield-Skala beschrieben. Zur Visualisierung werden die Werte in ein Graustufenbild umwandelt, wobei die Graustufen innerhalb eines so genannten „Fensters“ so verteilt werden, dass das menschliche Auge den interessierenden Absorptionsbereich am besten differenzieren kann (18).

Bei der Computertomographie wird über eine Vielzahl von Projektionen die Absorption der Strahlung längs einer Geraden vom Röntgenstrahler zum Detektor bestimmt. Mathematisch betrachtet wird das Linienintegral, bzw. die Radontransformation der Röntgenabsorption ermittelt. Aus diesen Werten, den sogenannten Projektionsdaten lassen sich mit Hilfe der gefilterten Rückprojektion, also der inversen Radon-Transformation, zunächst die zweidimensionalen Schichtbilder berechnen. Da die CT ein reales Verfahren ist, kann nur die technisch gegebene, endliche Anzahl von Projektionen berücksichtigt werden. Dies bedeutet eine möglichst genaue Annäherung an den mathematischen Idealfall (27).

Die Daten der Radon-Transformation werden häufig als Sinogramm benannt, weil sich das graphische Korrelat eines punktförmigen Objektes als eine Sinuswelle mit einer bestimmten Amplitude und einer bestimmten Phase beschreiben lässt. Das bedeutet auch, dass eine Projektion eines untersuchten Objektes einer Zeile im Sinogramm entspricht (26).

Bedingt durch den Messprozess ist der Projektionsdatensatz mehr oder weniger stark verrauscht. Im Fourier-Raum liegt dieses Rauschen im hochfrequenten Bereich, weshalb eher ein praktischer Filter anstatt eines mathematisch korrekten Filters verwendet wird. Hierbei soll ein Kompromiss zwischen räumlicher Auflösung und Bildrauschen gefunden werden. Bei höherer räumlicher Auflösung werden kleinere Details besser hervorgehoben, es geht aber mit gleichzeitig erhöhtem Bildrauschen einher. Hinzu kommt der Effekt unbekannter Inhomogenitäten der untersuchten Gewebe. Ziel einer Rauschunterdrückung ist es das echte Bildrauschen zu unterdrücken, die Gewebeinhomogenitäten aber zu erhalten (26,27).

## 1.2.2 Iterative Rekonstruktion

Die gefilterte Rückprojektion basiert auf vereinfachenden Annahmen. Der Algorithmus nimmt eine ideale Datenerfassung an und verwendet idealisierte Parameter für die Bildrekonstruktion. Die Rückrechnung der Bildinformation erfolgt anhand der Schwächungswerte und es wird davon ausgegangen, dass sowohl eine punktförmige Strahlenquelle als auch ein punktförmiger Detektor vorliegen und der Strahleneinfall zudem nur orthogonal stattfindet. In der Realität stellt sich dies anders dar. Die Rohdaten sind von Rauschen überlagert, die Detektor- und Röntgenröhrenkomponenten haben eine definierte Größe und der Strahleneinfall weicht aufgrund breiterer Kollimation der Mehrzeilengeräte von  $90^\circ$  ab. Da also die vereinfachenden Annahmen der gefilterten Rückprojektion nicht mehr gelten, erhöht sich das Bildrauschen durch Fehlberechnung weiter, insbesondere dann, wenn die Strahlendosis reduziert wird. Dies kann dazu führen, dass die diagnostische Aussagekraft nicht mehr gegeben ist (28).

Als relativ neue Entwicklung stehen verschiedene iterative Bildberechnungsalgorithmen verschiedener Hersteller zur Verfügung. Diese Algorithmen ähneln sich darin, dass alle ein Rauschmodell verwenden und die Bilddaten iterativ, also schrittweise erneut berechnen und korrigieren um das echte Rauschen zu minimieren und es von der echten Bildinformation, welche die Gewebeinhomogenitäten einschließt, zu trennen. Inzwischen ist erwiesen, dass durch die so verbesserte Bildqualität sekundär eine Dosisreduktion ermöglicht wird (28).

Iterative Algorithmen sind erst seit dem Jahr 2009 an den kommerziell erhältlichen Geräten verfügbar, da erst seitdem der im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion

erheblich vermehrte Rechenaufwand mit gehobener Standardhardware bewältigt werden kann. Unter diesen Algorithmen stehen aktuell sog. partiell und vollständig iterative Verfahren zur Verfügung. Obwohl alle diese Algorithmen während des Prozesses der Bildrekonstruktion eine iterative Bildoptimierung durchführen, weisen sie wesentliche technische Unterschiede auf. Grundsätzlich lassen sie sich in zwei Hauptkategorien einteilen. Die „statistischen“ oder „partiell“ iterativen Algorithmen setzen ein ideales System voraus und die Optimierung basiert auf der Statistik der Photonverteilung. Die „vollständig“ iterativen oder „Modell-basierten“ iterativen Verfahren versuchen das komplette CT-System und die Datenakquisition einschließlich der optischen Eigenschaften des CT-Gerätes zu modellieren (29).

Von den unterschiedlichen Herstellern werden mehrere Algorithmen zur Verfügung gestellt. Zu den partiell iterativen Algorithmen gehören die Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) von GE, Adaptive Iterative Dosis Reduction (AIDR) 3D von Toshiba, die Sinogramm Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) von Siemens und iDose von Philips. Von den Modell-basierten iterativen Verfahren stehen zurzeit zwei Algorithmen zur Verfügung. Diese sind Veo von GE und die Iterative Model Reconstruction (IMR) von Philips (30-34).

Obwohl statistische iterative Algorithmen das Bildrauschen verringern, es gibt nur wenige, die ähnlich zu den Modell-basierten Algorithmen auch die räumliche Auflösung verbessern können. Phantomstudien belegten eine allenfalls geringere Verbesserung der räumlichen Auflösung nur für die Algorithmen ASiR und iDose (29).

Iterative Algorithmen ermöglichen eine signifikante Reduzierung der Strahlenexposition und Strahlenbelastung. Mit Hilfe der derzeit erreichbaren Methoden lässt sich die Strahlendosis je nach Untersuchungsgebiet und Algorithmus unter 1 mSv

reduzieren (30-34). Lediglich die CT-Untersuchung des Abdomens erfordert dennoch meist über 1 mSv.

## **1.3 Bildqualität**

Die Bildqualität hat eine entscheidende Bedeutung in der Radiologie für die Radiologen und die Patienten. Wenngleich die Aspekte der Bildqualität vielfältig sind, so steht letztendlich im Vordergrund, ob eine Diagnosestellung anhand der Bilder möglich ist und damit die Fragen im gesamten klinischen Kontext beantwortet werden können oder nicht.

In der Computertomographie sind primär drei Güteparameter, welche die Bildqualität letztendlich bestimmen, relevant. Diese sind das Bildpunktrauschen oder Pixelrauschen, der Kontrast und die räumliche Auflösung (35).

### **1.3.1 Attenuation**

In der Computertomographie wird die räumliche Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten der Röntgenstrahlung im menschlichen Gewebe gemessen und dargestellt. Die Schwächungskoeffizienten werden mit Hilfe der Hounsfield-Skala charakterisiert, so dass die Skala auf die Schwächungskoeffizienten von Wasser und Luft normiert wird. Definitionsgemäß wird die CT-Zahl oder der CT-Wert nach folgender Gleichung berechnet:



$$CT = 1000 \times ((\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}})/\mu_{\text{Wasser}})$$

In der Gleichung  $\mu_{\text{Gewebe}}$  bedeutet den Schwächungskoeffizient des untersuchten Gewebes und  $\mu_{\text{Wasser}}$  entspricht dem Schwächungskoeffizient des Wassers.

Die CT-Zahl wird in Hounsfield-Einheiten (Hounsfield Units, [HU]) angegeben. In der Praxis hat sich der Bereich von -1024 HU bis +3071 HU durchgesetzt; weil dieser mit einer zwölfstelligen Binärzahl  $2^{12}=4096$  kodiert werden kann (18).

### 1.3.2 Bildpunktrauschen

Mit Pixelrauschen oder Bildpunktrauschen werden die Schwankungen der Attenuationswerte in nebeneinander liegenden Bildpunkten bezeichnet. Dieses Rauschen wird teils durch Schwankungen der auf den Detektoren aufgefangenen Energiequanten des Röntgenstrahls und teils durch elektronisches Rauschen verursacht. Besonders problematisch ist die Tatsache, dass die meisten Gewebe selbst inhomogen sind und daher im Bild nicht unbedingt eindeutig differenziert werden kann, was gegebene Inhomogenität und was überlagertes Bildrauschen ist. Daher lässt sich Bildrauschen am einfachsten veranschaulichen, wenn man die Attenuationswerte eines bestimmten umschriebenen Areal in einem Phantom mit homogener Binnenstruktur z. B. in einem Wasserphantom misst. Definitionsgemäß entspricht das Bildrauschen der Standardabweichung der gemessenen Attenuationswerte in Hounsfield Einheiten in diesem Areal des Wasserphantoms (18).

### **1.3.3 Kontrast, Kontrastauflösung und räumliche Auflösung**

Der Kontrast ergibt sich aus der Differenz der Signalintensität von zwei benachbarten Bildpunkten. Es ist üblich unter den menschlichen Gewebearten Strukturen mit Hoch- und Niedrigkontrast zu unterscheiden (18).

Niedrigkontraststrukturen sind Weichgewebe wie z. B. das Hirngewebe und das Parenchym der Oberbauchorgane, deren Kontrastunterschiede aufgrund der geringen Dichteunterschiede beschränkt ist, deshalb lassen sich bei niedrigerem Bildpunktrauschen besser beurteilen (18).

Hochkontraststrukturen sind das Lungenparenchym und die knöchernen Strukturen. Diese Gewebe weisen eine komplexe, fein detaillierte Struktur mit großen Dichteunterschieden auf, z. B. Luft versus Alveolarwand oder Knochenbälkchen versus gelbes Knochenmark. Aufgrund der großen Dichteunterschiede sind diese Gewebearten in einem breiten Fenster (1500 HU) zu befunden, so dass kleinere Dichteunterschiede für die Darstellung und Bildqualität in solchen Fällen weniger relevant sind (18).

### **1.3.4 Signal-Rausch-Verhältnis**

Das Signal-Rausch-Verhältnis (aus dem englischen Begriff „singal-to-noise“ übersetzt) stellt ein Maß für die Qualität eines Nutzsignals dar, das von einem Störsignal überlagert wird. Der Begriff wird unter anderen im Bereich der Signal- und Bildverarbeitung verwendet. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist definiert als das Verhältnis der vorhandenen mittleren Signalleistung zur vorhandenen mittleren

Rauschleistung. In der Computertomographie hat dieses Maß nur im Falle von homogenen Strukturen wie z. B. bei parenchymatösen Organen oder Gefäßen eine Bedeutung. Das Signal-Rausch-Verhältnis wird mittels der Division des Mittelwerts der Attenuationswerte durch die Standardabweichung bestimmt (36,37).

## **1.4 CT-assoziierte Strahlenexposition**

Da die CT ionisierende Strahlung anwendet, geht diese mit einer unvermeidlichen Strahlenbelastung einher. Dies kann je nach Art und Häufigkeit der Untersuchungen ein relevantes Gesundheitsrisiko darstellen. Andererseits erfährt die CT mit fortschreitender Entwicklung in den letzten Jahrzehnten aufgrund der inzwischen breiten Verfügbarkeit, der Schnelligkeit der Untersuchung und der Präzision der damit erstellbaren Diagnosen eine immer häufigere Verbreitung und trägt somit ganz wesentlich zum allgemeinen medizinischen Fortschritt und daneben aber auch zur allgemeinen Strahlenbelastung der Bevölkerung bei. Brenner et al wiesen in 2007 darauf hin, dass in der Population von Überlebenden der Atombombe und Mitarbeitern der Atomindustrie ein signifikanter Zusammenhang zwischen Strahlenexposition (5 – 150 mSv) und der Krebsmortalität gefunden wurde. Wenngleich diese Populationen einer Strahlenbelastung in der Größenordnung von heutigen Volldosis CT-Protokollen ausgesetzt wurden (38, 39). Es verbleiben Unsicherheiten, ob solche Rechnungen auch wirklich auf die CT übertragbar sind. Dennoch befindet sich die CT damit in einer Risiko-Nutzen-Diskussion und es muss der Anspruch bestehen die Indikation streng

zu prüfen und im Falle einer CT-Untersuchung nur so viel Strahlung anzuwenden, wie viel für die Diagnoseerstellung erforderlich ist.

Nach der Erfindung der Spiraltechnik und die Mehrschicht-CT und der konsekutiven zunehmenden Anwendung und Verbreiterung der Computertomographie in der alltäglichen klinischen Arbeit geriet die CT-assoziierte Strahlenexposition aus den genannten Gründen in den Focus und die Hersteller fingen an sich auf die Senkung der Strahlenbelastung der CT zu konzentrieren. Inzwischen existiert eine ganze Reihe diesbezüglicher Innovationen und die Zyklen ihrer weiteren Entwicklung werden immer kürzer. Im Jahr 2011 erschien der Konsensusbericht der radiologischen Konferenz über das Gipfeltreffen mit dem Thema des Managements der Strahlenexposition in der Computertomographie („The Summit on management of radiation dose in CT“ am 24 und 25 Februar 2011 in Bethesda, MD, USA). Der Bericht beschreibt Schritte zur effizienten Reduktion der Dosis unter 1 mSv. Die viel versprechenden Technologien schließen Innovation und Entwicklung der Röntgenröhre und Strahlenquelle, Detektoren und von Algorithmen für Bildrekonstruktion und Bildnachverarbeitung ein (40). Bis heute ist dieses Ziel für viele, aber noch nicht für alle CT-Untersuchungen erreicht.

#### **1.4.1 Methoden der Dosisreduktion**

Der aktuelle Stand der Dosisreduktion in der Computertomographie bietet sowohl viele neue Entwicklungen als auch bereits breit etablierte Methoden an.

Die automatische Modulation des Röhrenstroms anhand der Schwächungswerte in den Planungstomogrammen (sog. „Scouts“) ist seit 2004 möglich. Die

Strahlenexposition wird also durch eine abschwächungsbasierte Anpassung des Röhrenstroms an die Anatomie und Attenuationseigenschaften des Patienten reguliert um eine gleichmäßige Bildqualität in den unterschiedlichen anatomischen Bereichen beizubehalten (41,42). Iterative Algorithmen sind seit 2009 in der Computertomographie verfügbar und stellten damals einen vollkommen neuen Ansatz zur Dosisreduktion dar (28). Einen weiteren Schritt bedeutete die automatische schwächungsbasierte Röhrenspannungselektion (43). Eine dynamische Anpassung des Kollimators verringert die in der Mehrschicht-CT ansonsten unvermeidlich Überstrahlung, womit die nicht zur Bildgebung beitragende und damit unnötige Strahlenbelastung in der z-Achse am Anfang und Ende der Scanlänge gemeint ist (44).

Zusammen erlauben diese Methoden eine Dosisreduktion von 50 % bis 75 %. Weiterführende Technologien wie die Photonen-Zähler Detektor und Interieur Computertomographie befinden sich noch in der Entwicklungsphase und sind derzeit kommerziell noch nicht verfügbar (40).

### **1.4.2 Dosisabschätzung**

Bei der Beschreibung der Strahlenbelastung wird zwischen Strahlenexposition und Strahlendosis unterschieden. Die Strahlenexposition wird durch die Anzahl von Ionisierungseignissen in der Luft charakterisiert, die Strahlendosis dagegen bezeichnet die vom Körper des Patienten aufgenommene Röntgenenergie. In der Computertomographie wird der Patient von allen Seiten durchstrahlt, wobei der Röntgenstrahl schlitzförmig kollimiert wird, so dass er die Form eines Konus annimmt. Auch außerhalb der eigentlichen Schichtung finden sich nicht unerhebliche

Dosisanteile. Der CTDI entspricht der Energiedosis, die in einem angenommenen, rechteckigen Profil der vom Hersteller angegebenen Schichtdicke des CT-Geräts absorbiert wird, so dass auch die außerhalb der Schicht liegenden Dosisanteile mit eingerechnet werden. Die Abkürzung „CTDI“ steht für "Computed Tomography Dose Index" und ist die Grundlage für die Berechnung der Strahlenbelastung in der Computertomographie. Dieser Parameter wird mit Hilfe von Wasserphantomen gemessen und bestimmt (45).

## **1.5 Besonderheiten der CT-Angiographie**

Eine reduzierte Röhrenspannung erhöht die Absorption. Dieser Effekt ist umso größer, je höher die Ordnungszahl der durchstrahlten Masse ist. Beim Menschen betrifft dies in erster Linie den Weichteilkontrast bei Anwendung von jodhaltigem Kontrastmittel. Das zugrunde liegende Prinzip ist bekannt und wurde zuerst in der konventionellen digitalen Subtraktionsangiographie zur Verbesserung des Gefäßkontrastes angewendet (46).

Der Hintergrund des resultierenden, verbesserten Weichteilkontrastes nach Gabe jodhaltigen Kontrastmittels lässt sich dadurch erklären, dass die Abschwächung der Röntgenstrahlen im Iodatome von der durchschnittlichen Energie der Photonen beeinflusst wird. Die K-Kante beschreibt die Bindungsenergie der K-Hülle, der ersten Elektronenhülle des Atoms und die Absorption der Röntgenstrahlen weist einen schlagartigen Anstieg auf, wenn die Photonenenergie über das Niveau ihrer Bindungsenergie steigt. Die K-Kante vom Iod liegt bei 33,2 keV und je mehr sich die

Energie der von der Röntgenröhre emittierten Photonen diesem Wert annähert, desto höher ist die Strahlenabsorption und dementsprechend die Attenuation. Die von der Röntgenröhre emittierte Röntgenstrahlung ist polychromatisch und lässt sich als ein Spektrum von unterschiedlichen Energien beschreiben. Je niedriger also die Röhrenspannung ist, umso mehr Photonen mit niedrigerer Energie werden ausgestrahlt (46-48).

In der Computertomographie wurden bisher Röhrenenergien von 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp und 140 kVp angewendet. Hierbei ist die Anwendung niedrigerer Röhrenspannungen durch den Anstieg des Rauschens limitiert. Die Vorteile einer niedrigen Röhrenspannung sind vor allem in der CT-Angiographie nutzbar, weil die verbesserte Gefäßattenuation trotz der Zunahme des Bildrauschens im Vergleich zu den umgebenden Weichteilen immer noch einen sehr guten Kontrast garantiert. In der CT-Angiographie der Lungenarterien, der abdominellen und der iliacalen Arterien wurde in der Literatur, je nach Untersuchungsbereich, allein mit Hilfe der reduzierten Röhrenspannung eine Dosisreduktion von 54 % und 34 % berichtet (49,50).

## **1.6 Zielsetzung der Arbeit**

Das Ziel der Phantomstudie war die Einschätzung der unteren Grenze der Dosisreduktion bei Anwendung von statistischen und Modell-basierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmen, unterschiedlichen Röhrenspannungen und automatischer Dosismodulation in der CT-Angiographie mit Hilfe der Beurteilung der

Erkennbarkeit von simulierten Endoleaks und In-Stent-Thromben wie im Falle einer gestenteten thorakalen Aorta.



## **2. MATERIAL UND METHODIK**

In dieser Studie wurden drei Bildberechnungsalgorithmen unterschiedlicher Generationen in dosisreduzierten CT-Angiographie-Protokollen mit Hilfe eines anthropomorphen Phantoms verglichen. Es wurden der Gefäßkontrast und die Erkennbarkeit von Endoleaks und In-Stent-Thromben untersucht um direkte Rückschlüsse auf die diagnostische Bildqualität zu gewinnen.

### **2.1 Verwendete Materialien**

#### **2.1.1 Phantomdesign**

Die originale zylindrische Kalzifikationsinsert eines anthropomorphen thorakalen Phantoms (QRM-Cardio-Phantom; QRM, Moehrendorf, Deutschland) wurde mit dem Modell eines gestenteten Aortenaneurysmas ersetzt. Die Ausdehnung des Phantoms betrug 200 mm im anteroposterioren Durchmesser und 300 mm im lateralen Durchmesser in der axialen Ebene. Seine Breite betrug 100 mm in der z-Achse.

Das Modell bestand aus einer zylindrischen Plastikflasche mit einem Querdurchmesser von 85 mm. Diese beinhaltete einen Stent (Vanguard; Boston Scientific, Natick, MA, USA), dessen Durchmesser 30 mm maß sowie eine Kontrastmittel-gefüllte Plastikhülle, wodurch eine aneurysmatisch erweiterte,

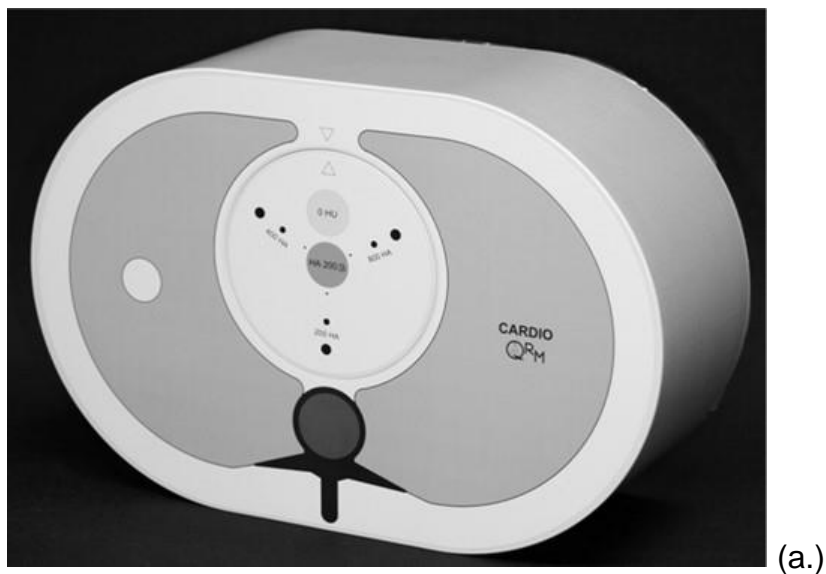
gestentete thorakale Aorta mit Endoleaks und intraluminalen Thromben simuliert wurden. Das ansonsten originale Phantom selbst bestand noch aus einem Mantel aus Weichteil-äquivalentem Material, einer artifiziellen Wirbelsäule sowie einem Lungeninsert mit zwei Lungenflügeln und imitierte so mit identischen Abschwächungseigenschaften den menschlichen Thorax.

Die Plastikflasche mit dem Stent wurde in das Zentrum des Phantoms unmittelbar ventral der artifiziellen Wirbelsäule platziert und wurde mit einer Gelmischung gefüllt. Diese bestand aus Eisen(II)-Glycin-Sulfat-Komplex, Rohrzucker und Ultraschallgel (Sonosid, Aisd Bonz, Herrenberg, Deutschland) und simulierte mit vergleichbarer Dichte das Thrombusmaterial im Aneurysmasack.

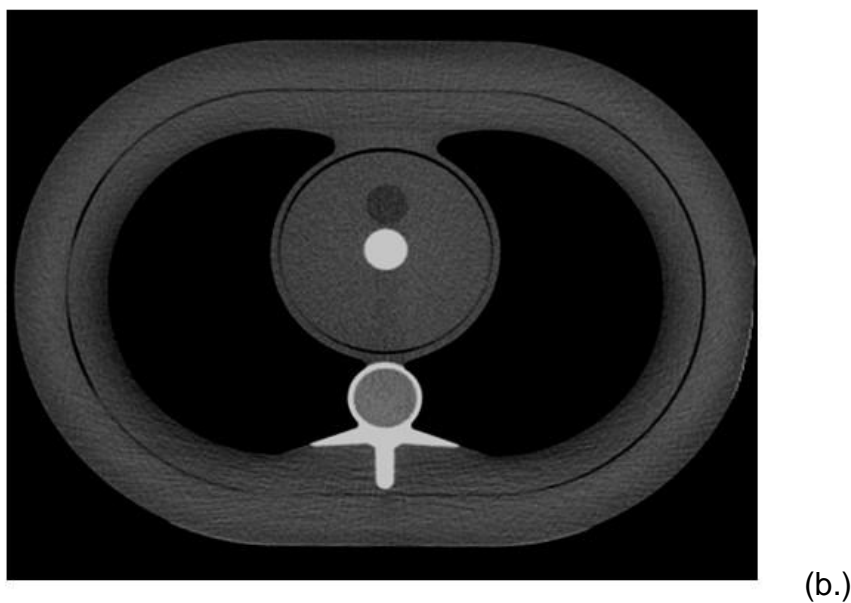
Eine dünne und schmale Plastikhülle wurde mit Kontrastmittel (Solutrast 300, Bracco Imaging, Konstanz, Deutschland) und physiologischer Kochsalzlösung gefüllt und in den Aortenstent eingesetzt. Diese verkörperte das Lumen einer gestenteten Aorta nach endovaskulärem Aortenrepair (EVAR) eines Aortenaneurysmas. Die dünne Plastikhülle im Aortenstent lag in der Regel der Stentwand unmittelbar an, allerdings blieb an manchen Stellen ein schmaler Raum zwischen dem Stent und der Plastikhülle frei. Diese Bereiche wurden vom Gel ausgefüllt und imitierten die parietalen In-Stent-Thromben innerhalb des Stentgrafts. Eine zweite dünne und schmale Plastikhülle wurde ebenfalls mit einer Mischung von Kontrastmittel und Kochsalz gefüllt und neben den Stent in die Plastikflasche platziert. Diese zweite Plastikhülle hatte eine geringere Menge des Kontrastmittelgemisches, weshalb hat sich nicht komplett entfaltet sondern eine asymmetrisch amorphe Form innehatte. Damit wurden Endoleaks simuliert.

Der Phantomaufbau und die simulierten Läsionen werden in der Abbildung 1 und 2 dargestellt.

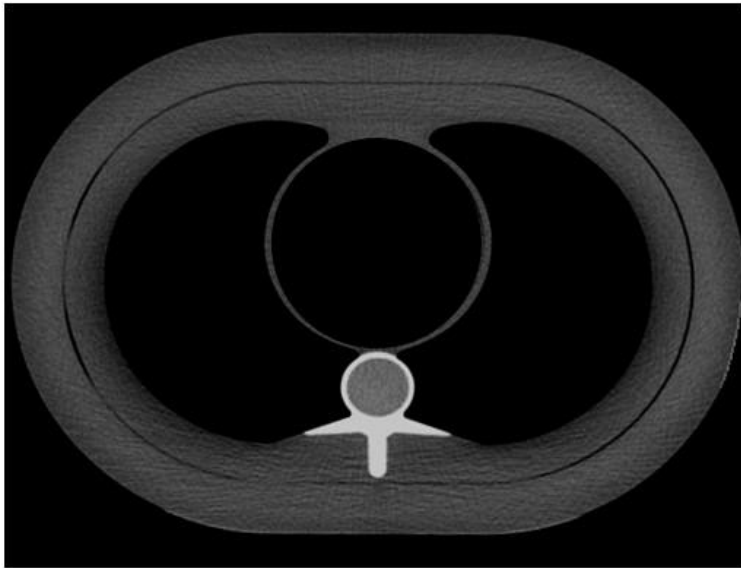
**Abbildung 1.** Phantomaufbau



(a.) *Das originale, unveränderte anthropomorphe thorakale Phantom*  
Abbildung von der offiziellen Internetseite: [www.qrm.de](http://www.qrm.de)

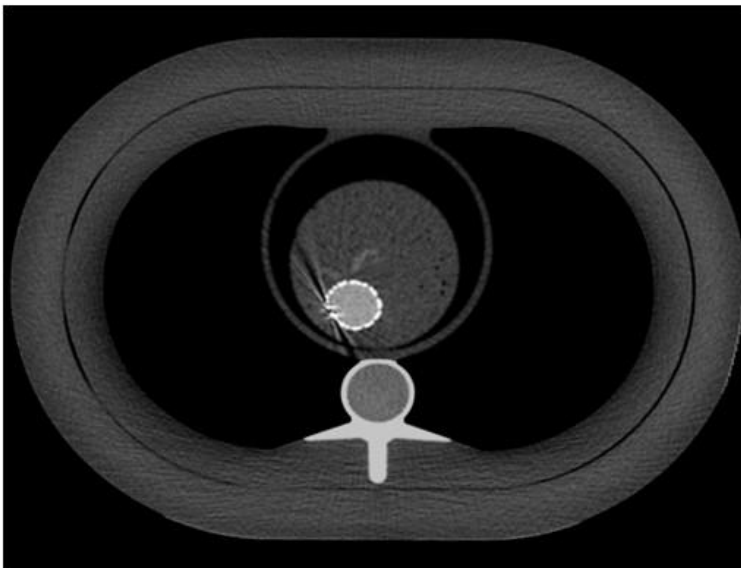


(b.) *Das axiale CT-Schnittbild des originalen Phantoms*



(c.)

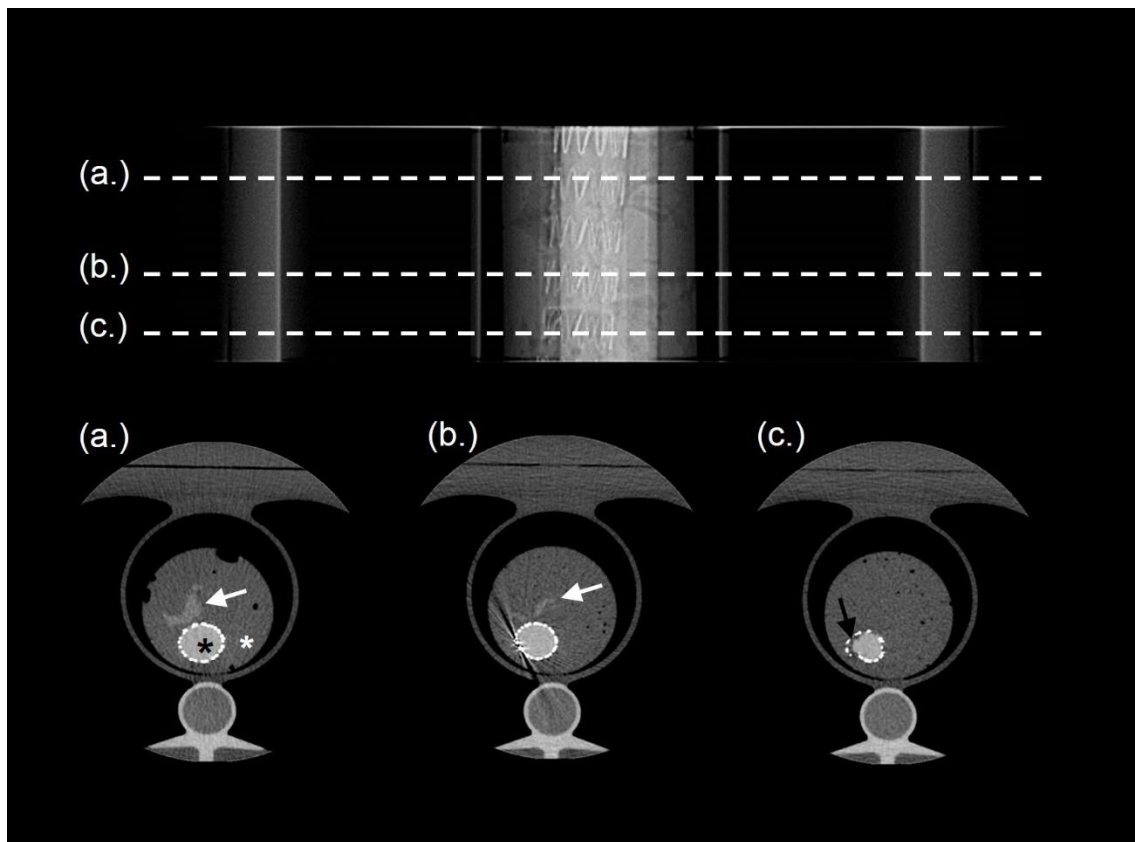
(c.) *CT-Schnitt nach Entfernung des originalen zylindrischen Kalzifikationsinserts des Phantoms*



(d.)

(d.) *Anlage der Plastikflasche mit dem Modell der gestenteten Aorta und des Endoleaks (siehe auch Abbildung 2).*

## Abbildung 2. Simulierte Gefäßläsionen



Die axialen CT-Schnittbilder (a.), (b.) und (c.) wurden im anteroposterioren Scout mit gestrichelter Linie eingezeichnet und dienen als Bildbeispiele:

- (a.) Mittelgroßes Endoleak (weißer Pfeil) und die Aorta (schwarzer Stern) im Aneurysmasack (weißer Stern)
- (b.) Stentartefakt der Aorta und kleines Endoleak (weißer Pfeil)
- (c.) In-Stent-Thrombus in der gestenteten Aorta

Zur Einstellung der Dichtewerte der untersuchten Strukturen wurden die Messungen von 15 konsekutiven Patienten verwendet, die sich zur Verlaufskontrolle bei Zustand nach EVAR vorgestellt hatten. Bei diesen Patienten wurde eine CT-Angiographie durchgeführt und die Attenuationswerte von Aorta, Endoleaks und Thrombus gemessen. Die Messungen ergaben die folgenden Werte; der Mittelwert und Standardabweichung der Aorta und des Endoleaks betragen  $246,5 \pm 2,5$  HU bzw. 144

$\pm 2,7$  HU. Für den Thrombus wurden die drei höchsten Messwerte herangezogen, damit der möglichst niedrigste Kontrast zwischen Aorta und Thrombusmaterial in der Phantomstudie geprüft werden kann. Es ergab sich das folgende Ergebnis für den Thrombus:  $55,4 \pm 1,4$  HU. Vor dem Phantombau wurden die Attenuationsniveaus der Füllungsmaterialien der drei simulierten Strukturen an diese Werte angepasst.

## **2.1.2 Computertomographie und Datenakquisition**

### **2.1.2.1 CT-System**

Die CT-Untersuchung des Phantoms wurde mit einem 64-Zeilen-Spiral-CT-Gerät (HD 750 Discovery; GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) durchgeführt. Seit 2005 sind die modernen CT-Geräte mit automatischer Dosismodulation ausgestattet. Mittels dieses Attenuations-basierten Systems wird die Röhrenstromstärke sowohl entlang der z-Achse als auch in der axialen Ebene entlang der x- und der y-Achse an die unterschiedlichen Anatomie der Patienten angepasst um die vom Benutzer eingestellte Bildqualität aufrechtzuerhalten (41,42). Am HD 750 Discovery CT-System (zertifiziert als LightSpeed CT Scanner CE 0459, MHLW Zertifikatsnummer 21100BZY001040000) wird die Dosismodulation anhand der Attenuationsinformation des Scouts (Planungstopogramm) umgesetzt (51,52).

Mit Hilfe des „NI“ kann der Anwender das gewünschte Niveaus des Quantumrausches einstellen, welches in den rekonstruierten Bildern erscheint. Der NI ist die Abkürzung für „Noise Index“. Der Wert des NI wird vom Anbieter gleich der Standardabweichung der Attenuationswerte im Zentrum des CT-Bilds eines gescannten und mit gefilterter

Rückprojektion im Standardkernel rekonstruierten Wasserphantoms mit einem Durchmesser von 20 cm definiert. Der NI lässt sich am CT-Gerät einstellen und bezieht sich auf die primär eingestellte Schichtdicke (0,625 mm, 1,25 mm, 2,5 mm, 3,75 mm und 5,0 mm). Wenn die Schichtdicke für einen bestimmten NI „x“ mal kleiner wird, soll der NI mit dem reziproken Wert der Quadratwurzel von „x“ erhöht werden um die gleiche Patientendosis zu bekommen. Wenn der NI sinkt, steigt die Dosis und die akquirierten Bilder sind von weniger Bildrauschen überlagert. Wird aber der NI erhöht, so nimmt die Röhrenstromstärke ab. Am CT-Gerät lässt sich auch das Minimum und Maximum der Röhrenstromstärke vom Anwender einstellen, somit kann der Anwender die genaue Spannbreite der vermittelten Dosis definieren, innerhalb deren das Programm die Stromstärke moduliert. Infolge dessen kann der obere Grenzwert eine übermäßige Strahlenbelastung auf Kosten der Bildqualität z. B. in adipösen Patienten verhindern, weil die Stromstärke den Grenzwert nicht überschreitet, auch wenn das Niveau des Quantenrauschens höher wird als erwünscht (53,54).

In der Studie wurde wie für Patientenuntersuchungen eine Schichtdicke von 2,5 mm für die Bildakquisition gewählt, die Bilder für die Auswertung wurden aber mit einer Schichtdicke von 0,625 mm aus den Rohdaten retrospektiv rekonstruiert. Für Patientenuntersuchungen ist dies notwendig, um auch in anderen Ebenen Bilder mit hoher Qualität zu berechnen (sog. multiplanare Reformation, MPR).

#### ***2.1.2.2 Durchführung der CT-Untersuchung und Scanparameter***

Das Phantom wurde mit unterschiedlichen Röhrenspannungen untersucht, diese waren 80 kVp, 100 kVp und 120 kVp. Das Minimum der Röhrenstromstärke wurde auf

4 mAs und das Maximum wurde auf 750 mAs eingestellt, wodurch die Röhrenstrommodulation nicht eingeschränkt war.

Nach den Angaben des Anbieters wird für die CT-Angiographie der intrathorakalen Arterien ein NI von 32 bei einer Schichtdicke von 0,625 mm bei 120 kVp für den Rekonstruktionsalgorithmus der gefilterten Rückprojektion empfohlen. Diese Parameter sind hinsichtlich der Patientendosis und Bildqualität identisch mit einem NI von 16, wenn die Schichtdicke auf 2,5 mm erhöht wird. In der Studie wurden die Rohdaten mit sieben unterschiedlichen Protokollen bei verschiedenen Röhrenspannungen akquiriert. Der NI wurde in den sieben Protokollen schrittweise erhöht und betrug 16, 25, 34, 43, 52, 61 und 70. Das erste Protokoll mit dem NI von 16 entsprach den Empfehlungen des Herstellers und somit diente als Kontrollprotokoll für Endoleak- und Thrombusidentifikation sowie Attenuations- und Rauschmessungen. Die Detektorkollimation war 64 x 0,625 mm, die Rotationszeit betrug 0,4 Sekunden und es wurde ein Pitchwert (Tischvorschub) von 0,984:1 angewendet.

### ***2.1.2.3 Bildnachverarbeitung und Bilddarstellung***

Die akquirierten Rohdaten wurden retrospektiv mit drei unterschiedlichen Algorithmen rekonstruiert:

- mit der traditionellen gefilterten Rückprojektion,
- mit einem statistischen iterativen Algorithmus, der Adaptiven Statistischen Iterativen Rekonstruktion (ASiR; GE Healthcare) und



- mit einem modell-basierten iterativen Algorithmus, der Modell-Basierten Iterativen Rekonstruktion (Veo; GE Healthcare).

Alle Bilder wurden mit einer Schichtdicke von 0,625 mm im Standardkernel, also im Weichteilkernel rekonstruiert und mit einer Schichtdicke von 1,25 mm und 2,5 mm bei einem Inkrement von 0,625 mm reformattiert.

Die Rekonstruktionszeiten für die Algorithmen wurden gemessen und notiert.

#### **2.1.2.4 Strahlendosis**

Es wurde die Strahlenbelastung für die Protokolle berechnet. Hierfür wurde der Wert des CTDI herangezogen. Anhand dieses Werts wurde der SSDE bestimmt. Diese Abkürzung steht für „Size-Specific Dose Estimate“ und dient der individuellen Dosisabschätzung. Mit Hilfe eines Umrechnungsfaktors werden hierbei die CTDI-Werte anhand der anteroposterioren und lateralen Ausdehnung des menschlichen Körpers bzw. des Torsos in SSDE-Werte umgerechnet (45).

Hierbei wird ein sogenannter „effektiver Durchmesser“ bestimmt und der CTDI mit diesem korrigiert. Bislang ist dies das genaueste Schätzmaß für die Patientendosis. Der effektive Diameter des Phantoms maß 24,49 cm und der entsprechende Umrechnungsfaktor betrug 1,53 (55).

## **2.2 Datenauswertung**

Die Datenauswertung erfolgte in zwei Schritten. Es wurden sowohl die subjektive als auch die objektive Bildqualität analysiert.

Die Diagnosesicherheit ist entscheidend für die Bildqualität und wird als maßgebend für diagnostische Bildqualität angesehen. Deshalb wurde im ersten Teil der Auswertung die Erkennbarkeit bestimmter Läsionen und der Sicherheitsgrad der Erkennbarkeit geprüft.

Als zweiter Schritt wurden der Bildkontrast, das Bildpunktrauschen und ihr Zusammenhang untersucht.

### **2.2.1 Detektion der simulierten Läsionen**

#### ***2.2.1.1 Darstellung des Endoleaks***

Die simulierten Endoleaks wiesen in der Studie eine abwechslungsreiche Konfiguration auf, indem die im Gel eingebettete Kontrastmittel-gefüllte Plastikhülle eine zufallsartige amorphe Form annahm. In den axialen CT-Schnittbildern variierte der größere Durchmesser der Endoleaks von 5 mm bis 26 mm und der kleinere Durchmesser von 3 mm bis 20 mm. Anhand der Flächenausdehnung wurden die Endoleaks in zwei Gruppen aufgeteilt. Es wurden zwischen kleineren Endoleaks mit einer Fläche  $< 50 \text{ mm}^2$  und größeren Endoleaks mit einer Fläche  $> 100 \text{ mm}^2$  unterschieden.

Insgesamt zeigten 21 CT-Bilder kleinere Endoleaks und 15 CT-Bilder mit größere Endoleaks mit jeweils verschiedener Konfiguration.

### **2.2.1.2 Darstellung des In-Stent-Thrombus**

An wenigen Stellen entlang dem Stent füllte das Gel den verbliebenen schmalen Raum zwischen dem Stent und der Plastikhülle aus und formte so den In-Stent-Thrombus. Die Dicke des In-Stent-Thrombus variierte von 2 mm bis 3 mm und unterschied sich anhand der Lokalisation im Bezug zur Wand.

### **2.2.1.3 Ablauf der Auswertung**

Pro Dosisstufe (n = 3), pro dosisreduziertem Protokoll (n = 6) und pro Rekonstruktionsalgorithmus (n = 3) wurden jeweils vier CT-Bilder verwendet: eins mit kleinem Endoleak, eins mit großem Endoleak, eins mit Thrombus und eins ohne solche Pathologien. Zur Auswertung wurden somit insgesamt  $3 \times 6 \times 4 = 72$  Testbilder pro Algorithmus herangezogen.

In der Studie wurden Endoleaks mit ähnlicher Größe, aber unterschiedlicher Form ausgewählt, um die Anzahl der wiederholten Bilder möglichst niedrig zu halten. Die Bilder ohne Pathologien stellten die negativen Kontrollen dar.

Die Bildstudien wurden fünf Radiologen mit unterschiedlicher CT-Erfahrung von 1 bis 15 Jahren präsentiert. Der Mittelwert lag bei 6,4 Jahren mit einer Standardabweichung von 5,9 Jahren. Die Auswerter waren bezüglich des Bildrekonstruktionsalgorithmus sowie der angewendeten Akquisitionsparameter wie Röhrenspannung und Dosisstufe

verblindet. Die Bildpräsentation begann mit den niedrigeren Dosisstufen und endete mit den höheren Dosisstufen um einen Bias durch Erinnerungseffekte möglichst zu verhindern. Die Bilder innerhalb der beiden Dosisstufen von 0,41 mGy (NI = 70) bis 1,02 mGy (NI = 52) und von 1,16 mGy (NI = 43) bis 4,4 mGy (NI = 25) wurden randomisiert vorgestellt.

Die fünf Auswerter mussten die folgenden zwei Fragen mit „ja“, „nein“ oder „vielleicht“ beantworten: „Sind im Bild intraluminale Thromben vorhanden?“ und „Sind im Bild Endoleaks vorhanden?“ Im Falle einer positiven Antwort sollten die Auswerter auch die Lokalisation zeigen. Die Antworten wurden notiert und anhand der Kontrollbilder ließen sich als richtig positiv, falsch positiv, richtig negativ oder falsch negativ klassifizieren.

In der Computertomographie können die benachbarten Schichten während der Bildevaluation wichtige Zusatzinformation liefern. Im Rahmen dieser Studie wurden nur Einzelbilder evaluiert. Weitere, benachbarte Schichten konnten so keinen Einfluss auf die Auswertung nehmen. Die Bildanalyse wurde wie bei der Betrachtung von CT-Angiographien im sogenannten „Angiofenster“ durchgeführt. Die Fenstermitte wurde auf 200 HU gesetzt und die Fensterweite auf 600 HU eingestellt.

### **2.2.2 Signal- und Rauschmessungen in der Aorta**

Die Attenuation und das Signal-Rausch-Verhältnis wurden für die gestentete Aorta berechnet. Hierfür wurde jeweils der dünn-schichtige CT-Datensatz mit axialen Schnittbildern von 0,625 mm herangezogen, um den Summationseffekt des Bildreformattierens zu vermeiden. Alle Messungen wurden an einem Spezialrechner,

an der so genannten Advanced Workstation (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) durchgeführt. Es wurde eine zirkuläre ROI, „region of interest“ in der Aorta mit Hilfe des Spezialrechners halbautomatisch gezeichnet, so dass die Dimension (Durchmesser 10 mm) und die Position der ROIs in allen Studien identisch und damit vergleichbar waren. Die Messungen wurden für jede Serie bzw. für jeden Rekonstruktionstyp und jede Dosisstufe zehnmal wiederholt und in unterschiedlicher Schichtposition innerhalb der einzelnen Serien durchgeführt.

Die ROI wurde in die Mitte der Aorta gesetzt. Das Rauschen und der mittlere Attenuationswert lassen sich durch Bestimmung der Standardabweichung und des Mittelwertes des ROI erhalten. Die Standardabweichung der Attenuationswerte innerhalb einer ROI ist ein Maß für das Bildrauschen.

Die Werte wurden mit Hilfe des Spezialrechners ermittelt und die Ergebnisse notiert.

## **2.3 Statistische Auswertung**

Die Auswertung der Daten erfolgte durch eine statistische Software (SPSS, version 19.0.0; IBM, Armonk, NY, USA).

## **2.3.1 Evaluation der Erkennbarkeit der simulierten Endoleaks und In-Stent-Thromben**

Die Validität eines Testes ist die Fähigkeit zwischen Kranken (hier Endoleaks bzw. In-Stent-Thromben) und Gesunden zu unterscheiden. Sie wird durch die Sensitivität und die Spezifität bestimmt.

Die Sensitivität besagt die bedingte Wahrscheinlichkeit, dass der Test bei Vorliegen der Erkrankung richtig, also positiv reagiert. Die Spezifität ist die bedingte Wahrscheinlichkeit, dass der Test im Falle eines unauffälligen Befundes ein richtiges negatives Ergebnis ergibt.

Die Sensitivität und Spezifität wurden in der Studie hinsichtlich der niedrigen Anzahl der Auswerter (5) nicht als Prozentsatz sondern als Anzahl der richtigen Antworten angegeben. So bedeutete eine Sensitivität von 5/5, dass alle Auswerter das Endoleak oder den In-Stent-Thrombus richtig erkannten und eine eindeutige und richtige Antwort gaben. Auf die gleiche Weise bedeutete eine Spezifität von 5/5, dass alle fünf Auswerter die Läsionen eindeutig und richtig ausgeschlossen haben.

## **2.3.2 Analyse der Daten des Signal- und Rauschmessungen**

### ***2.3.2.1 Vergleichsanalyse***

Die Attenuationsdaten und die Ergebnisse des Signal-Rausch-Verhältnisses der Aorta wurden mit Hilfe der Varianzanalyse verglichen. Die einfachste Form dieser Gruppe von strukturprüfenden statistischen Verfahren, die einfaktorielle Varianzanalyse bietet

eine Alternative zum t-Test und ist für den Vergleich zwischen mehr als zwei Gruppen geeignet. Die Methode beruht auf dem Vergleich der Varianz zwischen den Gruppen und der Varianz innerhalb der einzelnen Gruppen.

Erst wurden die Daten auf Abweichung von der Normalverteilung mittels des Tests von Kolmogorov-Smirnov und für die Varianzheterogenität durch den Levene-Test geprüft. Die einfaktorielle Varianzanalyse wurde mit dem Welch-Test ersetzt, falls die Voraussetzung der Varianzhomogenität nicht erfüllt worden war.

In der Studie wurden die Ergebnisse von drei Bildrekonstruktionsalgorithmen und jeweils sieben Dosisstufen miteinander verglichen. Genauer genommen wurden erstens die Attenuationswerte der Aorta der dosisreduzierten Protokolle und die Ergebnisse des Kontrollprotokolls des gleichen Rekonstruktionsalgorithmus mit derselben Röhrenspannung für Unterschiedlichkeit geprüft. Zweitens wurden die Werte des Signal-Rausch-Verhältnisses der Aorta mit den Ergebnissen der Bilder der gefilterten Rückprojektion des Kontrollprotokolls mit derselben Röhrenspannung verglichen.

Die einfaktorielle Varianzanalyse gibt keine Auskunft darüber, welche Mittelwerte sich signifikant von den anderen unterscheiden, so dass sich diese Frage sich nur mit Hilfe eines Post-hoc-Tests beantworten lässt. In Abhängigkeit von der Homogenität oder Inhomogenität der Datenverteilung wurden in der Studie entweder der Tukey HSD Test (Tukey's honest significant difference test) oder der Games-Howell Test als Post-hoc-Tests verwendet.

Die maximal zulässige Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auf 5 % festgelegt, was einem Signifikanzniveau von  $\alpha$  (alpha) = 0,05 entspricht. Im Falle des Games-Howell oder

des Welch-Tests wurde die Bonferroni-Korrektur angewendet, um den Anstieg des  $\alpha$ -Fehlers im Falle mehrfachen Testens auf demselben Datenbestand zu verhindern. Das korrigierte Signifikanzniveau lag für diese Testverfahren bei  $\alpha = 0,05 / 6 = 0,0083$ .

### **2.3.2.2 Ermittlung des Schwellenwerts für Endoleak- und Thrombusdetektion**

Je nach Algorithmus konnten Endoleaks und In-Stent-Thrombus bei verschiedener Bildqualität aufgrund des Bildrauschens unterschiedlicher Ausprägung gut oder schlecht identifiziert werden. In der Studie wurde für jeden Bildrekonstruktionsalgorithmus der Trennwert gesucht, der das tolerierbare Rauschenniveau von einem ungeeignet hohen Rauschenniveau unterscheidet und eine Messzahl darstellt, welche die geeignete Bildqualität indiziert. Der entsprechende Schwellenwert,  $\tau$  (tau) wurde mittels binärer logistischer Regressionsanalyse und ROC-Analyse bestimmt.

„ROC“ ist die Abkürzung für „Receiving Operating Characteristic“. Dieser Begriff stammt aus der Nachrichtentechnik und bedeutet Signalerkennung. Für diese Analyse wurden die Ergebnisse der fünf Auswerter binär kodiert und den Werten des Signal-Rausch-Verhältnisses zugeordnet. Im Falle von einstimmigen Antworten (richtig positiv 5/5 und richtig negativ 5/5) wurde die „1“, ansonsten, also im Falle von widersprüchlichen Antworten wurde die „0“ vergeben. Mit Hilfe der binären logistischen Regressionsanalyse lassen sich jedem geprüften Wert des Signal-Rausch-Verhältnisses eindeutige Werte der Sensitivität und der Spezifität zuordnen. Trägt man dann den Anteil der falsch positiven (1-Spezifität) gegen den Anteil der richtig positiven (Sensitivität) in ein Koordinatensystem ein und verbindet die Punkte miteinander, entsteht die ROC-Kurve.



Die Güte eines diagnostischen Tests lässt sich dann durch den Wert des AUC quantifizieren. „AUC“ ist die Abkürzung für „Area Under the Curve“ und bedeutet die Fläche unter der ROC-Kurve. Bei einem Test, bei dem falsche Ergebnisse komplett ausgeschlossen sind, ist der Wert des AUC gleich 1. Dagegen besagt eine AUC von 0,5, dass der diagnostische Test nicht besser ist als zufällige Zuweisungen.

Der eigentliche Trennpunkt wurde in der Studie mit dem Youden Index gesucht, wobei Sensitivität und Spezifität identisch gewichtet wurden (56).

## **3. ERGEBNISSE**

### **3.1 Strahlendosis**

Die genauen Werte der Strahlendosis einschließlich der Ergebnisse der CTDIs und der SSDEs für die einzelnen Protokolle sind in Tabelle 1 zusammengefasst. In dieser Tabelle werden zusätzlich der effektive Wert und das Minimum sowie das Maximum der Röhrenstromstärke als das Produkt von Stromstärke und Expositionszeit dargestellt.

### **3.2 Bildrekonstruktionszeiten**

Die durchschnittliche Rekonstruktionszeit für die gefilterte Rückprojektion betrug 15,5 Sekunden und schwankte zwischen 10,5 und 24,6 Sekunden. Für die adaptive statistische Rekonstruktion lag dieser Wert bei 16,8 Sekunden und variierte von 12,6 bis 25,4 Sekunden. Für die Modell-Basierte Iterative Rekonstruktion dauerte die Bildrekonstruktion durchschnittlich 14,7 Minuten lang und schwankte zwischen 10,8 und 28,5 Minuten und war damit erheblich länger.

**Tabelle 1.** Dosiswerte der unterschiedlichen Protokolle

Röhrenpotential	Protokolle	Noise Index	CTDI [mGy]	SSDE [mGy]	Produkt von Stromstärke und Expositionszeit [mAs]		
					Effektiver Wert	Bereich	
					Minimum	Maximum	
<b>120 kVp</b>	<b>Kontrolle</b>	<b>16*</b>	<b>8,49</b>	<b>12,99</b>	<b>110</b>	<b>100</b>	<b>112</b>
	I.	25	3,45	5,28	44	40	45
	II.	34	1,83	2,80	24	22	25
	III.	43	1,16	1,77	15	13	15
	IV.	52	0,78	1,19	10	9	10
	V.	61	0,56	0,86	8	7	8
	IV.	70	0,41	0,63	6	5	6
<b>100 kVp</b>	<b>Kontrolle</b>	<b>16*</b>	<b>9,11</b>	<b>13,94</b>	<b>186</b>	<b>166</b>	<b>189</b>
	I.	25	3,68	5,63	75	69	77
	II.	34	1,98	3,03	40	38	42
	III.	43	1,23	1,88	24	23	26
	IV.	52	0,84	1,29	17	16	18
	V.	61	0,61	0,93	12	11	13
	IV.	70	0,46	0,70	8	8	9
<b>80 kVp</b>	<b>Kontrolle</b>	<b>16*</b>	<b>10,53</b>	<b>16,11</b>	<b>405</b>	<b>377</b>	<b>410</b>
	I.	25	4,40	6,73	169	149	174
	II.	34	2,32	3,55	88	84	90
	III.	43	1,46	2,23	54	50	56
	IV.	52	1,02	1,56	40	34	42
	V.	61	0,74	1,13	28	26	29
	IV.	70	0,54	0,83	20	18	21

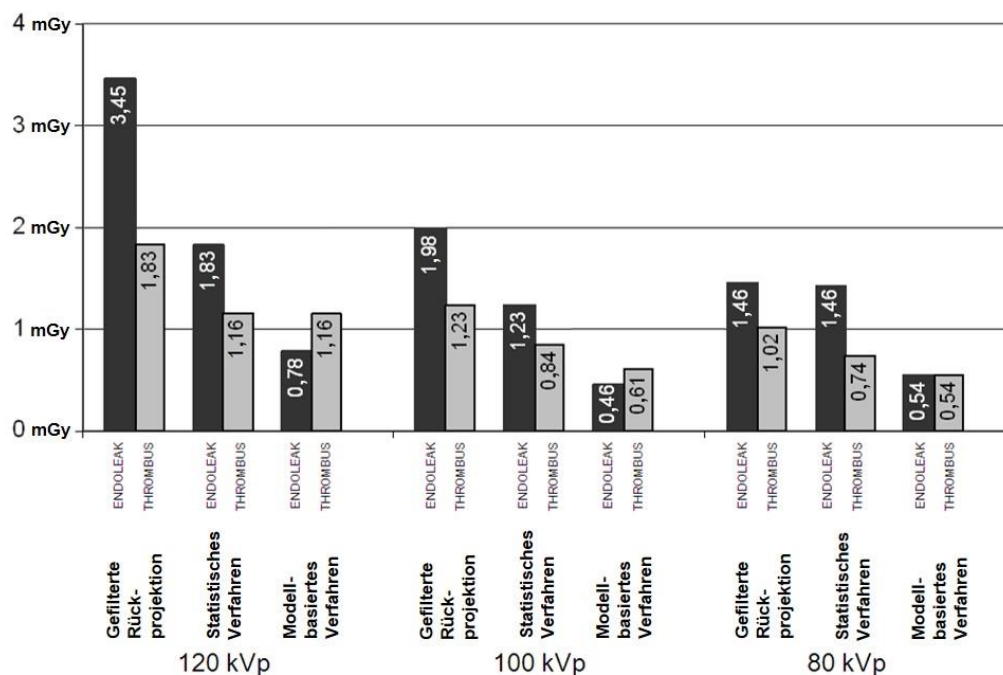
Mit Hilfe des Noise Index (NI) wird das gewünschte Niveau des Quantumrausches eingestellt. Wenn der NI sinkt, steigt die Dosis und sinkt das Bildrauschen. Wird aber der NI erhöht, so nimmt die Röhrenstromstärke, damit auch die Dosis ab, steigt aber das Bildrauschen.

### 3.3 Detektion der simulierten Läsionen

Die Ergebnisse der Erkennbarkeit des simulierten Endoleaks und des In-Stent-Thrombus werden in der Tabelle 2 und Tabelle 3 zusammengefasst. Im Allgemeinen konnte durch Erhöhung der Schichtdicke eine verbesserte Erkennbarkeit der Läsionen insbesondere für die Endoleaks erreicht werden.

Anhand der Sensitivität und Spezifität für die Endoleak- und Thrombuserkennbarkeit ließ sich für jeden Algorithmus bei den unterschiedlichen Röhrensparnungen das geeignete Protokoll mit der niedrigsten Strahlendosis identifizieren, welches trotz reduzierter Strahlenbelastung eine gute diagnostische Bildqualität anbieten konnte. Abbildung 3 gibt einen Überblick über diese Protokolle für die CT-Bilder von 2,5 mm.

**Abbildung 3.** Vergleich der optimierten Dosiswerte der unterschiedlichen Algorithmen für Endoleak- und Thrombusdetektion bei verschiedenen Röhrenenergien



Die Graphik zeigt die niedrigsten Dosisniveaus für optimale Endoleak- und Thrombusdetektion. Die y-Achse stellt die Strahlungsdosis dar; die Werte werden in mGy als CTDI in den entsprechenden Graphikssäulen aufgezeichnet. Entlang der x-Achse werden die Protokolle mit der niedrigsten Dosis für gute Endoleak- und Thrombusdetektion (mit einer Sensitivität und Spezifität von 5/5) für die unterschiedlichen Röhrenpotential und Rekonstruktionsalgorithmen angegeben.

**Tabelle 2. Sensitivität und Spezifität der Endoleakdetektion**

(a.) Sensitivität der Detektion von mittelgroßen Endoleaks

Endoleakerkennbarkeit		Röhrenenergie	Protokoll Gekennzeichnet mit dem NI	Sensitivität Mittelgroße Endoleaks					
				1,25 mm			2,5 mm		
				Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren	Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren
120 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—	—	
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	43	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	52	1/5	1/5	5/5	2/5	3/5	5/5	5/5	
	61	0/5	1/5	5/5	1/5	1/5	5/5	5/5	
	70	0/5	0/5	2/5	0/5	0/5	2/5	2/5	
100 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—	—	
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	43	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	52	4/5	4/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	61	0/5	2/5	5/5	3/5	4/5	5/5	5/5	
	70	0/5	1/5	5/5	1/5	1/5	5/5	5/5	
80 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—	—	
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	43	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	52	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	61	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	
	70	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	

(b.) Sensitivität der Detektion von kleinen Endoleaks

Endoleakerkennbarkeit		Röhrenenergie	Protokoll Gekennzeichnet mit dem NI	Sensitivität Kleine Endoleaks					
				1,25 mm			2,5 mm		
				Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren	Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren
120 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—		
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	34	1/5	2/5	5/5	2/5	5/5	5/5		
	43	0/5	0/5	5/5	0/5	1/5	5/5		
	52	0/5	0/5	4/5	0/5	0/5	5/5		
	61	0/5	0/5	0/5	0/5	0/5	2/5		
70	0/5	0/5	0/5	0/5	0/5	0/5			
100 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—		
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	43	0/5	4/5	5/5	3/5	5/5	5/5		
	52	0/5	0/5	5/5	1/5	2/5	5/5		
	61	0/5	0/5	5/5	0/5	0/5	5/5		
70	0/5	0/5	4/5	0/5	0/5	5/5			
80 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—		
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	43	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	52	1/5	3/5	5/5	2/5	4/5	5/5		
	61	0/5	0/5	5/5	0/5	1/5	5/5		
70	0/5	0/5	5/5	0/5	0/5	5/5			

(c.) Spezifität für Endoleakdetektion

Endoleakerkennbarkeit		Röhrenenergie	Protokoll Gekennzeichnet mit dem NI	Spezifität Kleine Endoleaks					
				1,25 mm			2,5 mm		
				Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren	Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren
120 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—	—	
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	34	3/5	5/5	5/5	4/5	5/5	5/5		
	43	3/5	4/5	5/5	3/5	4/5	5/5		
	52	3/5	3/5	5/5	3/5	3/5	5/5		
	61	3/5	3/5	4/5	3/5	3/5	4/5		
70	3/5	3/5	4/5	3/5	3/5	4/5			
100 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—		
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	43	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	52	3/5	3/5	5/5	4/5	4/5	5/5		
	61	3/5	3/5	5/5	3/5	3/5	5/5		
70	3/5	3/5	4/5	3/5	3/5	5/5			
80 kVp	Kontrolle (NI = 16)	—	—	—	—	—	—		
	25	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	34	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	43	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	52	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5		
	61	3/5	3/5	5/5	4/5	4/5	5/5		
70	3/5	3/5	4/5	3/5	3/5	5/5			

Tabelle 3. Sensitivität und Spezifität für Thrombusdetektion

Thrombuserkennbarkeit	Röhrenenergie	Protokoll Gekennzeichnet mit dem NI	Sensitivität						Spezifität					
			1,25 mm			2,5 mm			1,25 mm			2,5 mm		
			Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren	Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren	Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren	Gefilterte Rückprojektion	Statistisches Verfahren	Modell-basiertes Verfahren
120 kVp	Kontrolle (NI = 16)		—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	25		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	34		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	43		3/5	4/5	5/5	4/5	5/5	5/5	2/5	2/5	5/5	2/5	5/5	5/5
	52		2/5	1/5	5/5	3/5	3/5	5/5	2/5	2/5	3/5	2/5	3/5	3/5
	61		2/5	1/5	4/5	2/5	2/5	4/5	2/5	2/5	3/5	2/5	2/5	3/5
	70		2/5	1/5	3/5	2/5	2/5	3/5	1/5	1/5	2/5	1/5	1/5	3/5
100 kVp	Kontrolle (NI = 16)		—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	25		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	34		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	43		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	52		3/5	4/5	5/5	4/5	5/5	5/5	4/5	5/5	5/5	4/5	5/5	5/5
	61		3/5	3/5	5/5	3/5	3/5	5/5	3/5	3/5	5/5	3/5	3/5	5/5
	70		1/5	1/5	5/5	1/5	2/5	5/5	3/5	3/5	3/5	3/5	3/5	3/5
80 kVp	Kontrolle (NI = 16)		—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	25		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	34		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	43		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	52		5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	61		3/5	5/5	5/5	3/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5
	70		1/5	2/5	5/5	2/5	2/5	5/5	3/5	3/5	5/5	4/5	4/5	5/5

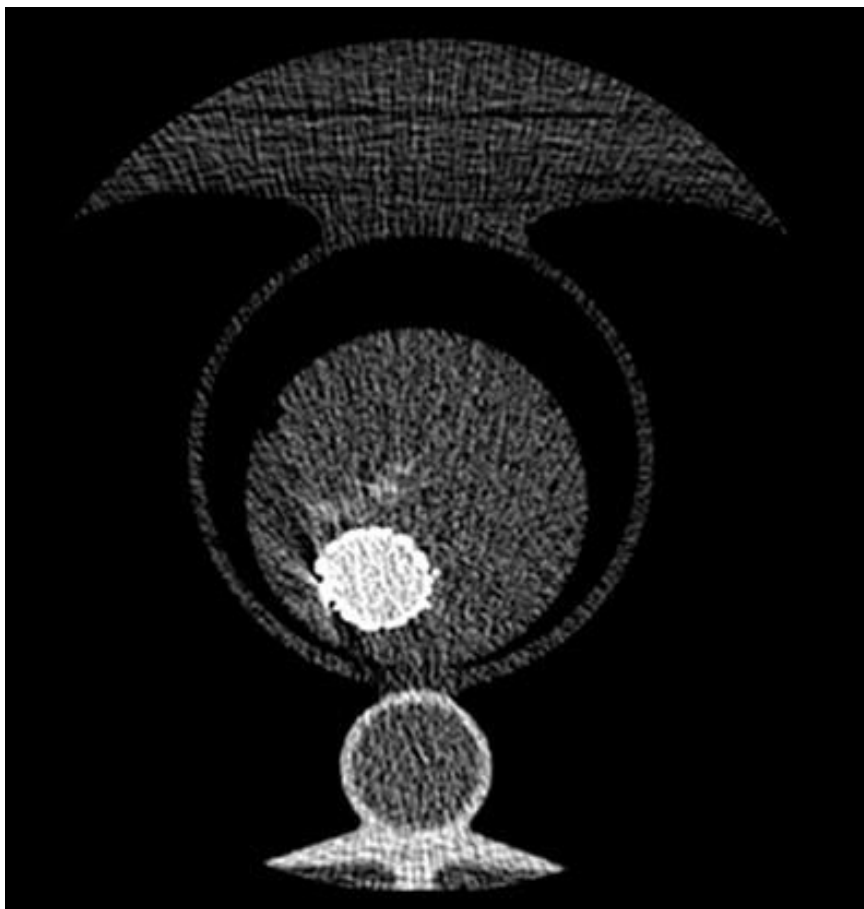
### 3.3.2 Erkennbarkeit der Endoleaks

Bei niedriger Röhrenspannung, also bei 80 kVp und bei einer Schichtdicke von 2,5 mm konnten Endoleaks von mittlerer Größe durch Anwendung von minimaler Strahlendosis erkannt werden. Größere Endoleaks ließen sich bereits bei 0,54 mGy mit allen drei Algorithmen identifizieren. Die Abbildung 4 zeigt die Detektion dieser Endoleaks mit der gefilterten Rückprojektion und dem statistischen iterativen

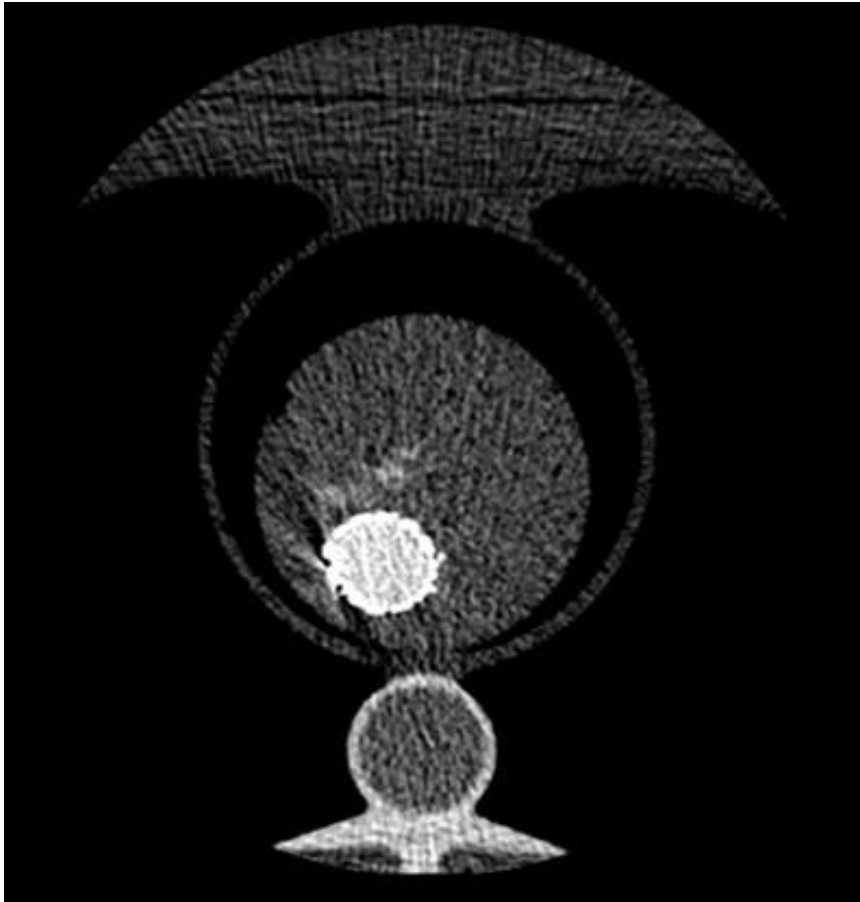


Verfahren bei 80 kVp. Mit höherer Röhrensprungung, also bei 100 kVp oder 120 kVp konnten die Endoleaks von mittlerer Größe mit gefilterter Rückprojektion oder statistischer iterativer Rekonstruktion nur mit höherer Strahlendosis erkannt werden.

**Abbildung 4.** Endoleakdetektion bei einem CTDI von 0,54 mGy bei 80 kVp



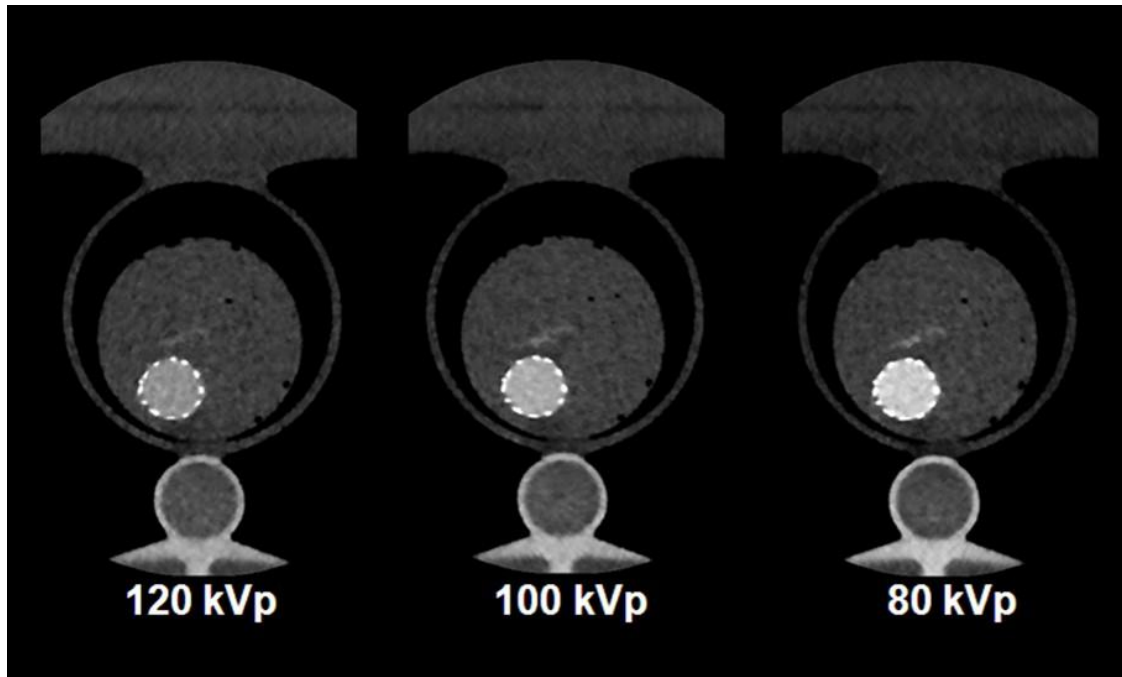
*(a.) Detektion eines mittelgroßen Endoleaks mit gefilterter Rückprojektion*



*(b.) Detektion eines mittelgroßen Endoleaks mit statistischem Verfahren*

Die kleinen Endoleaks haben die fünf Auswerter in den Bildern von 2,5 mm des Modellbasierten Algorithmus mit Hilfe der Protokolle von 52 NI bei 120 kVp sowie von 70 NI bei 80 und 100 kVp zuverlässig identifiziert (siehe Abbildung 5). Für die gefilterte Rückprojektion und das statistische Verfahren benötigte man eine höhere Strahlendosis. Diese Protokolle haben die folgenden NI-Werte für die gefilterte Rückprojektion und die statistische Methode angewendet: 25 und 34 bei 120 kVp, 34 und 43 bei 100 kVp sowie 43 für beide Algorithmen bei 80 kVp.

**Abbildung 5.** Darstellung der kleinen Endoleaks mit Modell-basiertem iterativem Algorithmus bei einem NI von 70



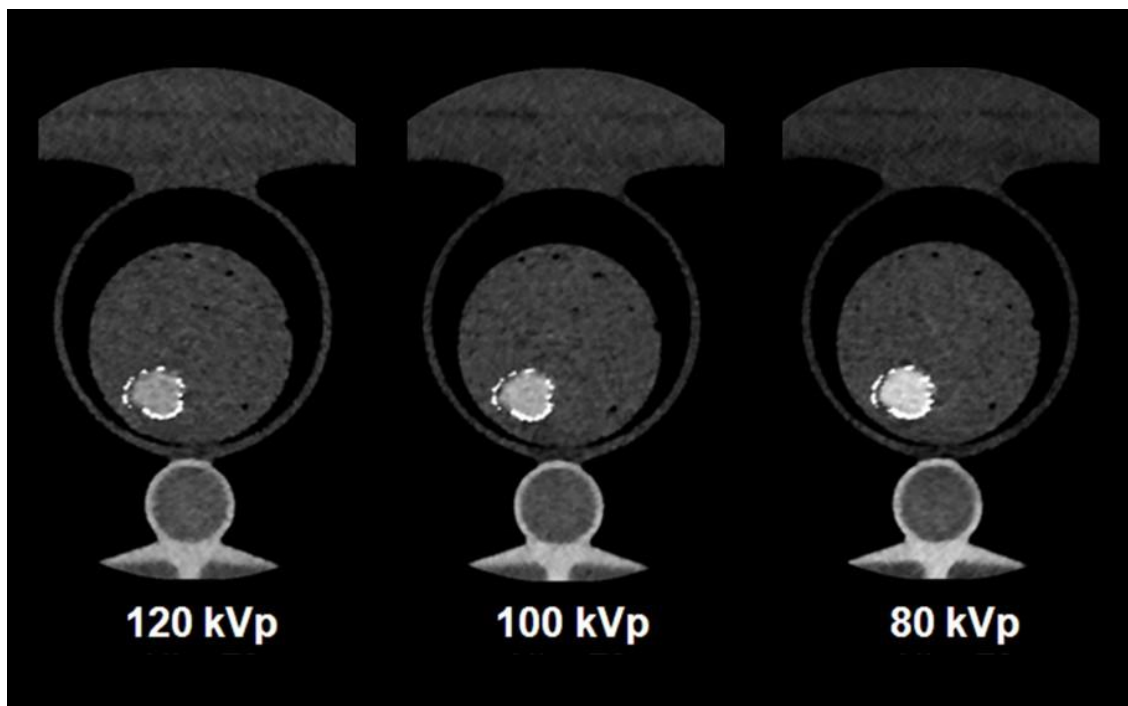
*Bei einem NI von 70 wurden die kleinen Endoleaks bei 100 und 80 kVp zuverlässig identifiziert. Bei 120 kVp deuteten die Antworten der Auswerter auf Unsicherheit hin (Sensitivität: 2/5).*

### 3.3.3 Erkennbarkeit der In-Stent-Thromben

Mit gefilterter Rückprojektion und statistischem iterativem Algorithmus erwies sich eine niedrigere Strahlendosis für die Thrombuserkennbarkeit suffizienter als für die Endoleakerkennbarkeit. In den Bildern von 2,5 mm wurden die In-Stent-Thromben von allen Auswertern mit der gefilterten Rückprojektion und dem statistischen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus mit den Protokollen von 34 NI bei 120 kVp, von 43 und 52 NI bei 100 kVp sowie von 52 und 61 NI bei 80 kVp zuverlässig identifiziert. In den Bildern des Modell-basierten Algorithmus benötigten die Auswerter für die Thrombuserkennbarkeit eine höhere Strahlendosis als für die Endoleakerkennbarkeit.

So erkannten die Auswerter z. B. mit den Protokollen von 52 NI bei 120 kVp und von 70 NI bei 100 kVp in den Bildern die Endoleaks mit hoher Sensitivität (5/5) und Spezifität (5/5), aber manche Auswerter verwechselten hypodense Areale bei dem etwas zu weich gezeichneten Bildaspekt als In-Stent-Thrombus und gaben falsch positive Antworten. Hieraus resultierte eine verminderte Spezifität (3/5). Die NI-Werte der geeigneten Protokolle für Thrombusdetektion waren 43 bei 120 kVp, 61 bei 100 kVp und 70 bei 80 kVp für den Modell-basierten Algorithmus (siehe Abbildung 6).

**Abbildung 6.** Darstellung des In-Stent-Thrombus mit Modell-basiertem Verfahren bei einem NI von 70



*Bei einem NI von 70 wurde der In-Stent-Thrombus nur bei 80 kVp zuverlässig erkannt. Bei niedrigerem Aortenkontrast (SNR = 10,8 und 13,5) bei 120 und 100 kVp gaben die Auswerter falsch positive Antworten (Spezifität: 3/5 sowohl bei 120 kVp als auch bei 100 kVp).*

## **3.4 Attenuation und Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta**

Die Ergebnisse der Attenuationsmessung und des Signal-Rausch-Verhältnisses werden in der Tabelle 4 und Tabelle 5 dargestellt.

### **3.4.1 Attenuation der Aorta**

In den Bildern mit der gefilterten Rückprojektion und dem statistischem Rekonstruktionsverfahren zeigte sich für die dosisreduzierten Protokolle kein signifikanter Unterschied des Mittelwertes der Attenuation in der Aorta zwischen den unterschiedlichen Röhrensparnungen.

Im Gegensatz zu diesem Ergebnis ergab sich in den Bildern der dosisreduzierten Protokolle der Modell-basierten Rekonstruktion bei 100 und 80 kVp eine signifikante Abnahme des Mittelwertes der Attenuation der Aorta.

Die korrespondierenden p-Werte sind in der Tabelle 4 und Tabelle 5 neben den einzelnen Protokollen aufgelistet. Das angewendete statistische Verfahren mit dem entsprechenden Signifikanzniveau ( $p < 0,05$  für Varianzanalyse / Tukey HSD Test sowie  $p < 0,0083$  für Welch-Test / Games-Howell Test) sind in den Tabellen ebenfalls angegeben.

**Tabelle 4.** Attenuationswerte der Aorta

Röhrenergie	Protokoll Gekennzeichnet mit dem NI	Attenuationswerte					
		Gefilterte Rückprojektion		Statistisches Verfahren		Modell-basiertes Verfahren	
		MW±SD [HU]	p-Wert	MW±SD [HU]	p-Wert	MW±SD [HU]	p-Wert
120 kVp	<b>Kontrolle (NI = 16)</b>	<b>247±2,6</b>	—	<b>247±2,5</b>	—	<b>246±1,4</b>	—
	<b>25</b>	246±3,3	>0,9999 <sup>1</sup>	246±3,2	>0,9999 <sup>1</sup>	245±1,8	>0,9999 <sup>2</sup>
	<b>34</b>	248±2,0	0,99 <sup>1</sup>	249±2,8	0,91 <sup>1</sup>	247±2,0	>0,9999 <sup>2</sup>
	<b>43</b>	247±5,0	>0,9999 <sup>1</sup>	247±4,7	>0,9999 <sup>1</sup>	245±2,0	>0,9999 <sup>2</sup>
	<b>52</b>	252±5,4	0,53 <sup>1</sup>	251±6,2	0,58 <sup>1</sup>	246±2,3	>0,9999 <sup>2</sup>
	<b>61</b>	245±3,3	0,99 <sup>1</sup>	252±5,1	0,32 <sup>1</sup>	242±4,9	0,27 <sup>2</sup>
	<b>70</b>	252±6,7	0,68 <sup>1</sup>	252±6,4	0,69 <sup>1</sup>	240±5,9	0,31 <sup>2</sup>
100 kVp	<b>Kontrolle (NI = 16)</b>	<b>308±1,8</b>	—	<b>308±1,8</b>	—	<b>311±2,0</b>	—
	<b>25</b>	306±2,5	0,50 <sup>2</sup>	306±2,6	0,61 <sup>2</sup>	306±2,2	0,0011 <sup>2*</sup>
	<b>34</b>	305±2,4	0,37 <sup>2</sup>	305±2,3	0,30 <sup>2</sup>	304±2,0	<0,0001 <sup>2*</sup>
	<b>43</b>	306±4,5	0,99 <sup>2</sup>	306±4,7	0,98 <sup>2</sup>	302±3,1	<0,0001 <sup>2*</sup>
	<b>52</b>	308±7,1	>0,9999 <sup>2</sup>	308±6,6	>0,9999 <sup>2</sup>	298±2,1	<0,0001 <sup>2*</sup>
	<b>61</b>	311±6,8	0,99 <sup>2</sup>	311±6,5	0,99 <sup>2</sup>	296±2,3	<0,0001 <sup>2*</sup>
	<b>70</b>	314±8,2	0,83 <sup>2</sup>	313±8,0	0,89 <sup>2</sup>	290±2,8	<0,0001 <sup>2*</sup>
80 kVp	<b>Kontrolle (NI = 16)</b>	<b>400±2,9</b>	—	<b>400±2,9</b>	—	<b>400±2,7</b>	—
	<b>25</b>	398±3,2	0,99 <sup>1</sup>	398±3,0	0,98 <sup>1</sup>	394±2,2	0,0007 <sup>1*</sup>
	<b>34</b>	396±2,4	0,38 <sup>1</sup>	396±2,4	0,35 <sup>1</sup>	394±2,9	0,0002 <sup>1*</sup>
	<b>43</b>	397±3,8	0,99 <sup>1</sup>	397±3,3	0,93 <sup>1</sup>	391±2,1	<0,0001 <sup>1*</sup>
	<b>52</b>	405±4,1	0,17 <sup>1</sup>	405±3,7	0,14 <sup>1</sup>	388±1,9	<0,0001 <sup>1*</sup>
	<b>61</b>	401±6,3	>0,9999 <sup>1</sup>	402±5,9	>0,9999 <sup>1</sup>	381±2,9	<0,0001 <sup>1*</sup>
	<b>70</b>	402±5,7	0,99 <sup>1</sup>	402±5,6	0,99 <sup>1</sup>	369±2,5	<0,0001 <sup>1*</sup>

Die Ergebnisse werden in der Tabelle als Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) angegeben. Die Attenuationswerte (CT-Zahl) der Aorta der dosisreduzierten Protokolle wurden mit den entsprechenden Werten des Kontrollprotokolls bei derselben Röhrenspannung und Rekonstruktionstechnik verglichen (Werte in Fettdruck). Die signifikanten p-Werte sind mit \* bezeichnet; das Signifikanzniveau war  $p < 0,05$  für Varianzanalyse / Tukey HSD Test (<sup>1</sup>) sowie  $p < 0,0083$  für Welch-Test / Games-Howell Test (<sup>2</sup>).

**Tabelle 5.** Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta

Röhrenenergie	Protokoll Gekennzeichnet mit dem NI	Signal-Rausch-Verhältnis					
		Gefilterte Rückprojektion		Statistisches Verfahren		Modell-basiertes Verfahren	
		MW±SD	p-Wert	MW±SD	p-Wert	MW±SD	p-Wert
120 kVp	Kontrolle (NI = 16)	<b>9,5±0,6</b>	—	12,0±1,6	—	21,2±2,2	—
	25	5,9±0,3	—	7,9±0,8	0,0043 <sup>2*</sup>	19,2±1,7	<0,0001 <sup>2*</sup>
	34	4,4±0,3	—	6,6±0,5	0,0035 <sup>2*</sup>	16,1±1,7	<0,0001 <sup>2*</sup>
	43	3,7±0,2	—	4,9±0,3	<0,0001 <sup>2*</sup>	15,3±1,5	<0,0001 <sup>2*</sup>
	52	2,8±0,2	—	3,7±0,3	<0,0001 <sup>2*</sup>	13,7±1,4	<0,0001 <sup>2*</sup>
	61	2,4±0,2	—	3,3±0,3	<0,0001 <sup>2*</sup>	12,8±1,6	0,0023 <sup>2*</sup>
	70	1,9±0,1	—	2,6±0,2	<0,0001 <sup>2*</sup>	10,8±0,8	0,0072 <sup>2*</sup>
100 kVp	Kontrolle (NI = 16)	<b>11,5±0,9</b>	—	15,2±1,5	—	26,8±3,4	—
	25	6,9±0,4	—	9,3±0,7	0,0017 <sup>2*</sup>	23,5±3,3	<0,0001 <sup>2*</sup>
	34	5,8 ±0,3	—	7,6±0,7	<0,0001 <sup>2*</sup>	19,0±0,9	<0,0001 <sup>2*</sup>
	43	4,4±0,3	—	5,9±0,5	<0,0001 <sup>2*</sup>	17,5±2,0	<0,0001 <sup>2*</sup>
	52	3,4±0,5	—	4,4±0,7	<0,0001 <sup>2*</sup>	16,8±2,4	<0,0001 <sup>2*</sup>
	61	2,5±0,2	—	3,3±0,3	<0,0001 <sup>2*</sup>	15,7±1,4	<0,0001 <sup>2*</sup>
	70	2,4±0,2	—	3,2±0,2	<0,0001 <sup>2*</sup>	13,5±1,1	0,0010 <sup>2*</sup>
80 kVp	Kontrolle (NI = 16)	<b>15,1±1,3</b>	—	20,2±2,1	—	33,6±3,2	—
	25	8,7±0,6	—	11,5±0,8	<0,0001 <sup>2*</sup>	28,4±2,2	<0,0001 <sup>2*</sup>
	34	7,1±0,5	—	9,6±0,7	<0,0001 <sup>2*</sup>	22,8±1,8	<0,0001 <sup>2*</sup>
	43	5,8±0,2	—	7,8±0,2	<0,0001 <sup>2*</sup>	21,9±1,4	<0,0001 <sup>2*</sup>
	52	4,2±0,2	—	5,5±0,2	<0,0001 <sup>2*</sup>	21,7±1,2	<0,0001 <sup>2*</sup>
	61	3,2±0,2	—	4,3±0,3	<0,0001 <sup>2*</sup>	20,1±2,8	0,0006 <sup>2*</sup>
	70	2,9±0,3	—	4,0±0,4	<0,0001 <sup>2*</sup>	19,4±2,1	0,0007 <sup>2*</sup>

Die Ergebnisse werden in der Tabelle als Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) angegeben. Das Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta der dosisreduzierten Protokolle wurde mit den entsprechenden Werten der Bilder der gefilterten Rückprojektion des Kontrollprotokolls bei derselben Röhrenspannung verglichen (Werte in Fettdruck). Die signifikanten p-Werte sind mit \* bezeichnet; das Signifikanzniveau war  $p < 0,05$  für Varianzanalyse / Tukey HSD Test (1) sowie  $p < 0,0083$  für Welch-Test / Games-Howell Test (2).

### **3.4.2 Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta**

Das Bildrauschen stieg allmählich in den dosisreduzierten Protokollen und führte zu einer graduellen Absenkung des Signal-Rausch-Verhältnisses in der Aorta für alle Algorithmen bei allen Röhrenenergien. In den Bildern der dosisreduzierten Protokolle des Modell-basierten Algorithmus war das Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta höher als in den Bildern der gefilterten Rückprojektion des Kontrollprotokolls.

### **3.4.3 Schwellenwert für Endoleak- und Thrombusdetektion**

In denjenigen rekonstruierten Bildern, in denen das Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta einen bestimmten Schwellenwert erreicht hat, ließen sich Endoleaks und In-Stent-Thromben zuverlässig diagnostizieren.

Diese Schwellenwerte waren in den Bildern der gefilterten Rückprojektion 5,5 (Sensitivität = 0,989; Spezifität = 0,992; Area under the curve (AUC) = 0,999;  $p < 0,0001$ ) für Endoleakerkennbarkeit und 5,1 (Sensitivität = 0,955; Spezifität = 0,920; AUC = 0,989;  $p < 0,0001$ ) für Thrombuserkennbarkeit. In den Bildern der statistischen iterativen Rekonstruktion ergaben sich die folgenden Schwellenwerte für Endoleak- und Thrombusdetektion, und 6,6 (Sensitivität = 0,973; Spezifität = 0,950; AUC = 0,994;  $p < 0,0001$ ) und 4,7 (Sensitivität = 0,947; Spezifität = 0,950; AUC = 0,992;  $p < 0,0001$ ). In den Bildern der Modell-basierten Rekonstruktion lag dieser Wert für Endoleak- und Thrombuserkennbarkeit bei 14,3 (Sensitivität = 0,916; Spezifität = 0,900; AUC = 0,976;  $p < 0,0001$ ) und 16,1 (Sensitivität = 0,959; Spezifität = 0,925; AUC = 0,986;  $p < 0,0001$ ).



## 4. DISKUSSION

In der Verlaufskontrolle der Patienten bei Zustand nach EVAR repräsentiert die CT-Angiographie die am weitesten verbreitete und akzeptierte Modalität. Die frühe Detektion und Lokalisation des kleinen Kontrastmittelaustritts und die frühe Erkennung einer Größenzunahme des Kontrastmittelaustrittes sind in der Differenzierung von stabilen Endoleaks von gefährlichen progredienten Endoleaks entscheidend. Timaran et al. haben gezeigt, dass Typ II Endoleaks mit einer Größe über 15 mm mit einer Größenzunahme des Aneurysmasacks einhergehen (57). In der vorgestellten Studie betrug die axiale Ausdehnung des kleinsten Endoleaks 2 x 6 mm.

Die Phantomstudie analysierte systematisch den Effekt der Dosisreduktion im Zusammenhang mit unterschiedlichen Bildrekonstruktionsalgorithmen und Röhrenspannungen auf Endoleak- und Thrombuserkennbarkeit.

Die Anwendung niedriger Röhrenenergie ist ein gut etabliertes Verfahren zur Dosisreduktion in der CT-Angiographie. Es bietet ein verbessertes Kontrastverhältnis der arteriellen Gefäße auf Kosten eines Anstiegs des Bildrauschens an (46-50).

Die rauschreduzierenden Eigenschaften der iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmen bieten sich zusammen einer niedrigen Röhrenspannung als optimale Kombination zur Dosisreduktion an (29).

In der vorgestellten Studie konnte die Strahlendosis um 43 % bei 100 kVp und 58 % bei 80 kVp auch ohne Anwendung iterativer Rekonstruktionsalgorithmen reduziert werden. Zudem zeigten die Ergebnisse unserer systematischen Analyse der

Erkennbarkeit der simulierten Läsionen an, dass mittels der traditionellen gefilterten Rückprojektion eine diagnostische Bildqualität auf einer niedrigeren als der vom Anbieter empfohlenen Strahlendosis erreichbar ist. Die Läsionen waren bei 120 kVp mit dem Protokoll von 25 NI anstatt des vorgeschriebenen Kontrollprotokolls von 16 NI erkennbar; das entsprach im Falle der gefilterten Rückprojektion einer Dosisreduktion von 59 %.

Der partiell oder statistische iterative Algorithmus erhöhte das Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta diskret und verbesserte dementsprechend auch die Erkennbarkeit der simulierten Läsionen. Der rauschreduzierende Effekt erschien potenter bei 120 kVp und 100 kVp als bei 80 kVp. Der Algorithmus verringerte die Strahlenexposition im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion um 47 % bei 120 kVp und um 38 % bei 100 kVp.

Der Modell-basierte iterative Algorithmus verbesserte das Signal-Rausch-Verhältnis der Aorta sowie die Endoleak- und Thrombusdetektion effizienter als die statistische iterative Rekonstruktionstechnik. Im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion reduzierte sich die Strahlendosis um 66% bei 120 kVp, um 69 % bei 100 kVp und um 63 % bei 80 kVp. Die Verlängerung der Rekonstruktionszeit bedeutet jedoch immer noch einen relevanten Nachteil dieser Methode. Allerdings werden EVAR-Kontrollen in der Regel nicht als Notfalluntersuchung durchgeführt, so dass die verlängerte Rekonstruktionszeit diesbezüglich akzeptabel erscheint. Dennoch kann die Wartezeit hinsichtlich der Veränderung der logistischen Abläufe von Bedeutung sein.

In der Phantomstudie konnten Algorithmus-spezifische Schwellenwerte des Signal-Rausch-Verhältnisses der Aorta für Endoleak- und Thrombusdetektion beobachtet und kalkuliert werden. Diese Schwellenwerte können in der alltäglichen klinischen Arbeit

bei der Protokollplanung als Unterstützung dienen. Hinsichtlich der Endoleakerkennbarkeit war dieser Schwellenwert für die Modell-basierte Technik (14,3) deutlich höher als für die gefilterte Rückprojektion (5,5) oder die statistische iterative Rekonstruktionstechnik (6,6). Im Falle der Erkennbarkeit des In-Stent-Thrombus stieg dieser Wert für den Modell-basierten Algorithmus (16,1) weiter, während war er für die zwei anderen Methoden (5,1 für die gefilterte Rückprojektion und 4,7 für den statistischen Algorithmus) sogar niedriger als für Endoleakdetektion war. Diese Resultate deuten darauf hin, dass bezüglich der Bildqualität des Modell-basierten iterativen Algorithmus im Vergleich der unterschiedlichen Bildrekonstruktionsalgorithmen das Bildrauschen eine eingeschränkte Aussagekraft hat und nur in Anbetracht von anderen Bildqualitätsparametern zu interpretieren ist.

Ein weiteres wesentliches Ergebnis der Studie stellte die Absenkung der Attenuationswerte der Aorta bis zu 20HU bei 100 kVp und bis zu 31 HU bei 80 kVp in den Bildern der dosisreduzierten Protokolle der Modell-basierten iterativen Rekonstruktionsmethode bei reduzierter Röhrenspannung dar. Das unterschiedliche Leistungsdichtespektrum des Bildpunktrauschens in den Bildern des Modell-basierten iterativen Algorithmus, der nichtlinearen Rekonstruktionsmethode, ist eine spezielle Eigenschaft dieser Methode und könnte mit der Verschiebung des Dichtewertes im Zusammenhang stehen (58).

Die vorgestellte Studie weist mehrere Limitationen auf. Im Vergleich zur Mannigfaltigkeit der Gefäßläsionen in den Patienten konnte in einer Phantomstudie nur ein moderates, begrenztes Spektrum der Morphologie der Endoleaks und der In-Stent-Thromben untersucht werden. In der Studie wurde nur ein einziges CT-Gerät und nur Algorithmen eines Herstellers verwendet. Die Forschung wurde nur an einem

Phantom mit fester Größe durchgeführt und unterschiedliche Körpergrößen sowie ihre Auswirkung auf die Bildqualität wurden nicht beachtet oder geprüft. Schließlich basierte die Bildbeurteilung auf dem subjektiven Bildeindruck der auswertenden Radiologen.

## 5. AUSBLICK

Nachdem in 1998 die Einführung der Mehrzeilen-Technik mit dem ersten kommerziellen 4-Zeilen CT-Gerät erfolgte und sich bis 2007 die spektrale Bildgebung und die akzelerierte Bildakquisition etabliert hatte, rückte ab 2005 die Dosisreduktion in den Focus der CT-Entwicklung. Mit den neuen Bildrekonstruktionsalgorithmen lässt sich heute die Dosis bei gleichbleibender Bildqualität reduzieren oder alternativ bei vergleichbarer Dosis das Bildrauschen deutlich senken. Eine Voraussetzung dieser Verfahren ist die steigende Rechenleistung zur komplexen Nachbearbeitung der Rohdaten.

Für die Niedrigdosis-CT-Technik eröffneten die Modell-basierten iterativen Algorithmen die am meisten versprechenden Anwendungsmöglichkeiten. Diese Methode bietet eine Reduktion der Dosis unter den Einmillisievert-Dosisbereich für die CT-Untersuchungen des Herzens und der Lunge (59,60). In der abdominalen und pelvinen Region belegten die klinischen Studien im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion eine Dosisreduktion um 76 % (61,62) und eine verbesserte, rauschärmere Bildqualität in der Bildgebung des Pankreas, der Nieren, des Neurocraniums und der hirnversorgenden Arterien (63-66). Die Niedrigdosis-CT ist von besonderer Bedeutung in der Kinderradiologie, die ersten Erfahrungen mit dem Modell-basierten iterativen Algorithmus in der CT-Bildgebung des Thoraxes und des Abdomens stimmen optimistisch und versprechen eine durchschnittliche Ersparung an Strahlendosis von 46 % (67,68).

Inwieweit der Modell-basierte iterative Algorithmus in der dosisreduzierten CT-Bildgebung diagnostische Zuverlässigkeit und Aussagekraft besitzt, wird derzeit noch mit klinischen Studien überprüft.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

Die Ergebnisse der experimentellen Phantomstudie zeigen an, dass die Verwendung einer niedrigen Röhrenspannung zusammen mit einem Modell-basierten iterativen Algorithmus eine wirksame Reduktion der Strahlendosis erlaubt. Diese Verringerung der Dosis ist deutlich effizienter als im Falle einer statistischen iterativen Rekonstruktionsmethode oder der traditionellen gefilterten Rückprojektion.

Der Modell-basierte iterative Algorithmus erscheint zur Verlaufskontrolle von Endoleaks und In-Stent-Thromben in gestenteten thorakalen Aortenaneurysmen bei deutlich niedrigerer Strahlenbelastung der Patienten geeignet, ohne dass die diagnostische Bildqualität beeinträchtigt und die Erkennbarkeit der vaskulären Läsionen verhindert wird. Im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion handelte sich um eine Dosisreduktion um 66% bei 120 kVp, 69 % bei 100 kVp und 63 % bei 80 kVp, dabei erlaubte eine diagnostische Bildqualität für Endoleak- und Thrombusdetektion bei einem CTDI-Wert von 0,54 mGy bei 80 kVp. Im Vergleich zum CTDI-Wert (8.49 mGy), das vom Hersteller für eine thorakale CT-Angiographie bei Anwendung der gefilterten Rückprojektion empfohlen wird, entsprach dieser CTDI-Wert (0.54 mGy) einer erheblichen Dosisreduktion um 95 %.

Die Ergebnisse der Studie zeigten aber auch an, dass auch bei der Anwendung von anderen Algorithmen bzw. der gefilterten Rückprojektion und des statistischen iterativen Rekonstruktionsverfahren auf diesem sehr niedrigen Dosisniveau größere Endoleaks von ca. 100 mm<sup>2</sup> schon erkannt werden konnten, wobei eine Feindiagnostik kleinerer Endoleaks nicht mehr möglich war. In der alltäglichen klinischen Routine

schränkt die verlängerte Rekonstruktionszeit des Modell-basierten Rekonstruktionsalgorithmus seine Verwendung noch auf Nicht-Notfalluntersuchungen ein. In dieser Studie im Falle eines Phantoms mit einer Breite von 100 mm in der z-Achse variierte die Rekonstruktionszeit von 11 bis 30 Minuten. In Notfallsituationen wäre eine Verzögerung der Diagnosestellung um eine halbe Stunde inakzeptabel.

Diese Phantomstudie stellt eine Vorbereitungsstudie dar und ihre Ergebnisse schlägt Untersuchungsparameter für dosisreduzierte und dosismodulierte CT-Angiographie-Protokolle bei niedriger Röhrenspannung unter Einbeziehung der Anwendung von gefilterter Rückprojektion sowie statistischen und Modell-basierten iterativen Rekonstruktionsmethoden vor.



## 7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973;46:1016-1022.
2. Berland LL, Smith JK. Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology.* 1998;209:327-329.
3. Mladenović AS, Markovic ZZ, Hyodoh HH, Grujicic-Sipetic S, Yasuo N. Quantification of dilated infrarenal aorta by 64 multidetector computed tomographic evaluation in preventing EVAR complications in patients of different races. *J Comput Assist Tomogr.* 2011;35:462-467.
4. Desai ND, Burtch K, Moser W, Moeller P, Szeto WY, Pochettino A, Woo EY, Fairman RM, Bavaria JE. Long-term comparison of thoracic endovascular aortic repair (TEVAR) to open surgery for the treatment of thoracic aortic aneurysms. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2012;144(3):604-609.
5. Czerny M, Funovics M, Sodeck G, Dumfarth J, Schoder M, Juraszek A, Dziodzio T, Zimpfer D, Loewe C, Lammer J, Rosenhek R, Ehrlich M, Grimm M. Long-term results of thoracic endovascular aortic repair in atherosclerotic aneurysms involving the descending aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2010;140(6 Suppl):S179-184.
6. Mustafa ST, Sadat U, Majeed MU, Wong CM, Michaels J, Thomas SM. Endovascular repair of nonruptured thoracic aortic aneurysms: systematic review. *Vascular.* 2010;18(1):28-33.

7. Morales JP, Greenberg RK, Lu Q, Cury M, Hernandez AV, Mohabbat W, Moon MC, Morales CA, Bathurst S, Schoenhagen P. Endoleaks following endovascular repair of thoracic aortic aneurysm: etiology and outcomes. *J Endovasc Ther.* 2008;15(6):631-638.
8. Alsac JM, Khantalin I, Julia P, Achouh P, Farahmand P, Capdevila C, Isselmou KO, Fabiani JN. The significance of endoleaks in thoracic endovascular aneurysm repair. *Ann Vasc Surg.* 2011;25(3):345-351.
9. Stavropoulos SW, Charagundla SR. Imaging techniques for detection and management of endoleaks after endovascular aortic aneurysm repair. *Radiology.* 2007;243(3):641-655.
10. Ricotta JJ. CT angiography evaluation of endoleak after thoracic endovascular aortic repair in thoracic aortic aneurysm. *J Vasc Surg.* 2010;52(4 Suppl):91S-99S.
11. Weigel S, Tombach B, Maintz D, Klotz S, Vestring T, Heindel W, Fischbach R. Thoracic aortic stent graft: comparison of contrast-enhanced MR angiography and CT angiography in the follow-up: initial results. *Eur Radiol.* 2003;13(7):1628-1634.
12. Zoli S, Trabattoni P, Dainese L, Annoni A, Saccu C, Fumagalli M, Spirito R, Biglioli P. Cumulative radiation exposure during thoracic endovascular aneurysm repair and subsequent follow-up. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2012;42:254-259.
13. Röntgen WC. On a new kind of rays. *Science.* 1896;3:227-231.
14. Radon J. On the Determination of Functions from Their Integral Values along Certain Manifolds. *IEEE Trans Med Imaging.* 1986;5:170-176.

15. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol. 1973;46:1016-1022.
16. Ambrose J. Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. Clinical application. Br J Radiol. 1973;46:1023-1047.
17. Perry BJ, Bridges C. Computerized transverse axial scanning (tomography). 3. Radiation dose considerations. Br J Radiol. 1973;46:1048-1051.
18. Kalender WA. Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. 2. Aufl., Publicis MCD, 2006, Erlangen München
19. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology. 1990;176:181-183.
20. Kalender WA, Vock P, Polacin A, Soucek M. [Spiral-CT: a new technique for volumetric scans. I. Basic principles and methodology]. Rontgenpraxis. 1990;43:323-330.
21. Soucek M, Vock P, Daepf M, Kalender WA. [Spiral-CT: a new technique for volumetric scans. II. Potential clinical applications]. Rontgenpraxis. 1990;43:365-375.
22. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. Radiology. 2000;215:55-62.
23. Rubin GD, Shiao MC, Schmidt AJ, Fleischmann D, Logan L, Leung AN, Jeffrey RB, Napel A. Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi detector-row helical computed tomography. J Comput Assist Tomogr. 1999;23Suppl1:S83-90.
24. Flohr T, Ohnesorge B, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Suss C, Wildberger J, Baum U, Lell M, Kuttner A, Heuschmid M, Wintersperger B, Becker C, Schaller

- S. [On the way to isotopic spatial resolution: technical principles and applications of 16-slice CT] *Radiologe* 2005; 45:608-617.
25. Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, Ulzheimer S, Bruder H. Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. *Rofo* 2004;176:1803-1810.
26. Brooks RA, Di Chiro G. Theory of image reconstruction in computed tomography. *Radiology*. 1975;117:561-572.
27. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005;235:756-773.
28. Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography--old ideas and new technology. *Eur Radiol*. 2011 Mar;21:510-517.
29. Löve A, Olsson ML, Siemund R, Stålhammar F, Björkman-Burtscher IM, Söderberg M. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. *Br J Radiol*. 2013;86:20130388.
30. May MS, Wüst W, Brand M, Stahl C, Allmendinger T, Schmidt B, Uder M, Lell MM. Dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography. *Invest Radiol*. 2011;46(7):465-770.
31. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;194(1):191-199.

32. Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, Noel A, Micard E, Felblinger J, Blum A. CT image quality improvement using Adaptive Iterative Dose Reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol.* 2012;22(2):295-301.
33. Winklehner A, Karlo C, Puippe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, Pfammatter T, Frauenfelder T, Alkadhi H. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol.* 2011;21(12):2521-2526.
34. Funama Y, Taguchi K, Utsunomiya D, Oda S, Yanaga Y, Yamashita Y, Awai K. Combination of a low-tube-voltage technique with hybrid iterative reconstruction (iDose) algorithm at coronary computed tomographic angiography. *J Comput Assist Tomogr.* 2011;35(4):480-485.
35. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005;235:756-773.
36. Judy PF, Swensson RG, Szulc M. Lesion detection and signal-to-noise ratio in CT images. *Med Phys.* 1981;8:13-23.
37. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging.* 2. Aufl. Williams and Wilkins, 1994, Baltimore, MD
38. Brenner DJ, Elliston CD. Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology* 2004;232:735-738.
39. Brenner DJ. What we know and what we don't know about cancer risks associated with radiation doses from radiological imaging. *Br J Radiol.* 2014;87:20130629.
40. McCollough CH, Chen GH, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, Wang G, Yu L, Pettigrew RI. Achieving routine submillisievert CT scanning: report from

- the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology*. 2012;264:567-580.
41. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, Saini S. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*. 2004;233:649-657.
42. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology*. 2004;232:347-353.
43. Bruesewitz MR, Thomas KB, Fletcher JG, Kofler JM, McCollough CH. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *RadioGraphics* 2011;31:835–848.
44. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology*. 2009;252:140-147.
45. American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT: Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. 2008. AAPM report 96.
46. Gkanatsios NA, Huda W, Peters KR. Effect of radiographic techniques (kVp and mAs) on image quality and patient doses in digital subtraction angiography. *Med Phys*. 2002;29:1643-1650.
47. Cardinal HN, Holdsworth DW, Drangova M, Hobbs BB, Fenster A. Experimental and theoretical x-ray imaging performance comparison of iodine and lanthanide contrast agents. *Med Phys*. 1993;20:15-31.

48. Kalva SP, Sahani DV, Hahn PF, Saini S. Using the K-edge to improve contrast conspicuity and to lower radiation dose with a 16-MDCT: a phantom and human study. *J Comput Assist Tomogr.* 2006;30:391-397.
49. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF. Low-kilovoltage multidetector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology.* 2004;231:169-174.
50. Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P, Schaller S, Nikolaou K, Suess C, Weber C, Reiser M, Becker C. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur Radiol.* 2005;15:334-341.
51. Discovery CT750 HD, technical reference manual, direction 5432432-1EN, Rev 2, 2012, Waukesha, WI: GE Healthcare
52. LightSpeed 7.X technical reference manual, direction 5116422-100, Rev 2, 2005, Waukesha, WI: GE Healthcare
53. Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, Shuman WP et al. Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;189:219-225.
54. Soederberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiologica.* 2010;51:625-634.
55. American Association of Physicists in Medicine. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. 2011. AAPM report 204
56. Youden WJ. Index for rating diagnostic tests. *Cancer.* 1950;3:32-35.

57. Timaran CH, Ohki T, Rhee SJ, th FJ, Gargiulo NJ 3rd, Toriumi H, Malas MB, Suggs WD, Wain RA, Lipsitz EC. Predicting aneurysm enlargement in patients with persistent type II endoleaks. *J Vasc Surg.* 2004;39:1157-1162
58. Singh S, Kalra MK, Do S, Thibault JB, Pien H, O'Connor OJ, Blake MA. Comparison of hybrid and pure iterative reconstruction techniques with conventional filtered back projection: dose reduction potential in the abdomen. *J Comput Assist Tomogr.* 2012;36:347-353.
59. Padole A, Singh S, Ackman JB, Wu C, Do S, Pourjabbar S, Khawaja RD, Otrakji A, Digumarthy S, Shepard JA, Kalra M. Submillisievert chest CT with filtered back projection and iterative reconstruction techniques. *AJR Am J Roentgenol.* 2014;203:772-781.
60. Stehli J, Fuchs TA, Bull S, Clerc OF, Possner M, Buechel RR, Gaemperli O, Kaufmann PA. Accuracy of coronary CT angiography using a submillisievert fraction of radiation exposure: comparison with invasive coronary angiography. *J Am Coll Cardiol.* 2014;64:772-780.
61. Vardhanabhuti V, Riordan RD, Mitchell GR, Hyde C, Roobottom CA. Image comparative assessment using iterative reconstructions: clinical comparison of low-dose abdominal/pelvic computed tomography between adaptive statistical, model-based iterative reconstructions and traditional filtered back projection in 65 patients. *Invest Radiol.* 2014;49:209-216.
62. Shuman WP, Chan KT, Busey JM, Mitsumori LM, Choi E, Koprowicz KM, Kanal KM. Standard and Reduced Radiation Dose Liver CT Images: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction versus Model-based Iterative Reconstruction-Comparison of Findings and Image Quality. *Radiology.* 2014;273:793-800.



63. Lin XZ, Machida H, Tanaka I, Fukui R, Ueno E, Chen KM, Yan FH. CT of the pancreas: comparison of image quality and pancreatic duct depiction among model-based iterative, adaptive statistical iterative, and filtered back projection reconstruction techniques. *Abdom Imaging*. 2014;39:497-505.
64. Olcott EW, Shin LK, Sommer G, Chan I, Rosenberg J, Molvin FL, Boas FE, Fleischmann D. Model-based iterative reconstruction compared to adaptive statistical iterative reconstruction and filtered back-projection in CT of the kidneys and the adjacent retroperitoneum. *Acad Radiol*. 2014;21:774-84.
65. Notohamiprodjo S, Deak Z, Meurer F, Maertz F, Mueck FG, Geyer LL, Wirth S. Image quality of iterative reconstruction in cranial CT imaging: comparison of model-based iterative reconstruction (MBIR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR). *Eur Radiol*. 2014 Aug 6. [Epub ahead of print]
66. Kuya K, Shinohara Y, Sakamoto M, Iwata N, Kishimoto J, Fujii S, Kaminou T, Watanabe T, Ogawa T. CT angiography after carotid artery stenting: assessment of the utility of adaptive statistical iterative reconstruction and model-based iterative reconstruction. *Neuroradiology*. 2014;56:947-953.
67. Smith EA, Dillman JR, Goodsitt MM, Christodoulou EG, Keshavarzi N, Strouse PJ. Model-based iterative reconstruction: effect on patient radiation dose and image quality in pediatric body CT. *Radiology*. 2014;270:526-534.
68. Sun J, Zhang Q, Hu D, Duan X, Peng Y. Improving pulmonary vessel image quality with a full model-based iterative reconstruction algorithm in 80kVp low-dose chest CT for pediatric patients aged 0-6 years. *Acta Radiol*. 2014 Sep 22. [Epub ahead of print].

## 8. DANKSAGUNG

Hiermit möchte ich mich beim Herrn PD Dr. med. Dr. Wirth für seine ausgezeichnete fachliche Betreuung ganz herzlich bedanken. Seine Unterstützung hat zum Erfolg dieser Arbeit wesentlich beigetragen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. F. Reiser, dem Leiter des Instituts und Herrn PD Dr. med. Linsenmaier, den ehemaligen geschäftsführenden Oberarzt der Radiologie Innenstadt, dafür, dass ich am Institut meine Fachausbildung fortsetzen und in der Forschung tätig werden konnte.

An Herrn PD Dr. med. Treitl möchte ich überdies für seine zahlreichen Anregungen und fachlichen Stimulierungen herzlich danken.

Für die Auswertung und Mitwirkung möchte ich den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern, Dr. med. Karla Treitl, Dr. med. Susan Notohamiprodjo, Fabian Mück, Dr. med. Lucas Geyer und Dr. med. Jochen Grimm, danken.

Ebenfalls möchte ich mich bei den MTRAs in der Innenstadt bedanken, die mir immer wieder wichtige Einblicke in die Gerätetechnik ermöglichten.

Schließlich möchte ich mich meinen Eltern und meinem Mann für ihre Unterstützung bedanken.

# **Eidesstattliche Versicherung**

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

## **Detektion Simulierter Gefäßläsionen**

**mit Niedrigdosis-Computertomographie-Angiographie am Phantom**

**— Vergleich der Gefilterten Rückprojektion**

**mit Statistischem und Modell-Basiertem Iterativen Verfahren**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

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

---

Ort, Datum

---

Unterschrift Doktorandin

## **Veröffentlichung der vorgelegten Dissertation**

Deak Z, Grimm JM, Mueck F, Geyer LL, Treitl M, Reiser MF, Wirth S. Endoleak and in-stent thrombus detection with CT angiography in a thoracic aortic aneurysm phantom at different tube energies using filtered back projection and iterative algorithms. *Radiology*. 2014;271:574-584.