

aus der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Arno Bücker M.Sc.

**Strahlenbelastung und Bildqualität in der Computertomographie; Vergleich der iterativen  
Bildrekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion in vitro und in vivo.  
Radiation exposure and image quality in computed tomography; comparison of iterative image  
reconstruction with the filtered back projection in vitro and in vivo.**

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin*  
**der Medizinischen Fakultät**  
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2016

vorgelegt von: Nikolay Peshkov  
geb. am: 22.03.1979 in Schymkent, Kasachstan

Gliederung	
1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	4
2.1. Hintergrund	4
2.1.1. Aufbau und Entwicklung von Computertomographen (CT-Geräte)	4
2.1.2. Strahlenbelastung	4
2.1.3. Strahlenreduktion	6
2.1.3.1. ALARA-Prinzip	6
2.1.3.2. Techniken zur Strahlenreduktion in der Computertomographie	6
2.1.3.2.1. Automatic exposure control systems (AEC-Systeme)	6
2.1.3.2.2. Anpassung an den Herzrhythmus (ECG-Pulsing)	7
2.1.3.3. Rekonstruktionsverfahren in der Computertomographie	7
2.1.3.3.1. Gefilterte Rückprojektion (FBP)	7
2.1.3.3.2. Iterative Bildrekonstruktion (IR)	7
2.1.3.3.3. Entwicklung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen von Philips	8
2.2. Zielsetzung der Arbeit	11
2.2.1. In-vitro-Studie	11
2.2.2. In-vivo-Studie	11
3. In-vitro-Studie	12
3.1. Material und Methoden	12
3.1.1. Aufbau des Phantoms	12
3.1.2. Untersuchungsgerät	12
3.1.3. Untersuchungsparameter	12
3.2. Ergebnisse	20
3.2.1. Analyse des Bildrauschens ( $SD_{Luft}$ )	20
3.2.2. Analyse des SNR und CNR	22
3.2.2.1. Analyse des kleinen Silikonröhrchens (KS)	22
3.2.2.1.1. Aufnahmen bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten	22
3.2.2.1.2. Aufnahmen bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten	24
3.2.2.1.3. Aufnahmen bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten	26
3.2.2.2. Analyse des großen Silikonröhrchens (GS)	28
3.2.2.2.1. Aufnahmen bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten	28
3.2.2.2.2. Aufnahmen bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten	30
3.2.2.2.3. Aufnahmen bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten	32
3.3. Diskussion	35
4. In-vivo-Studie	36
4.1. Material und Methoden	36
4.1.1. Untersuchungsgerät	36

4.1.2.	Subjektive Analyse	36
4.1.3.	Statistik	36
4.1.4.	Untersuchung des Thorax	36
4.1.4.1.	Patientenkollektiv	36
4.1.4.2.	Untersuchungsparameter	36
4.1.4.3.	Bildanalyse	37
4.1.5.	Untersuchung des Abdomens	38
4.1.5.1.	Patientenkollektiv	38
4.1.5.2.	Untersuchungsparameter	38
4.1.5.3.	Bildanalyse	39
4.2.	Ergebnisse	41
4.2.1.	Untersuchung des Thorax	41
4.2.1.1.	Objektive Analyse; FPB vs. IR	41
4.2.1.2.	Subjektive Analyse; FPB vs. IR	45
4.2.2.	Untersuchung des Abdomens	46
4.2.2.1.	Objektive Analyse; FPB vs. IR	46
4.2.2.2.	Subjektive Analyse; FPB vs. IR	52
4.3.	Diskussion	53
5.	Abkürzungen	56
6.	Literaturverzeichnis	57
7.	Danksagung	61

## 1 Zusammenfassung

### *Deutsch*

Die Reduktion der Applikationsdosis ist eine einfache und wirkungsvolle Strahlenschutzmaßnahme, um die schädliche Wirkung der im Rahmen der medizinischen Diagnostik eingesetzten, ionisierenden Strahlung zu reduzieren. Ziel der Arbeit war den Einfluss von zwei unterschiedlichen Bildrekonstruktionsalgorithmen in der Computertomographie - zum einen die herkömmliche gefilterte Rückprojektion und zum anderen die neue iterative Bildrekonstruktion, die unmittelbar mit der Applikationsdosis in Zusammenhang stehen - auf die Strahlenbelastung der Patienten und die Bildqualität mittels einer Phantomstudie und einer retrospektiven Patientenstudie zu untersuchen.

In der in-vitro-Studie wurde zunächst der Einfluss des Röhrenstroms, der Röhrenspannung und des Bildrekonstruktionsverfahrens auf die Bildqualität evaluiert, wobei objektive Bildqualitätsparameter wie das Signal-Rausch-Verhältnis, das Kontrast-Rausch-Verhältnis und die Kantenschärfe mit Hilfe eines Gefäßmodells analysiert wurden. Hierbei zeigte sich, dass die höchsten Werte des Signal-Rausch-Verhältnisses und des Kontrast-Rausch-Verhältnisses bei einer Röhrenspannung von 80 kV, einem Röhrenstrom von 400 mAs und iDose<sup>4</sup> Level 6 ermittelt wurden. Allerdings führte die Erhöhung des Röhrenstroms von 30 mAs auf 200 mAs zu einer deutlicheren (über 50%) Steigerung des Signal-Rausch-Verhältnisses und des Kontrast-Rausch-Verhältnisses als die Erhöhung von 200 mAs auf 400 mAs (bis 12%). Die Auswertung der Kantenschärfe zeigte die höchsten Werte bei einer Röhrenspannung von 80 kV; die Einstellungen des Röhrenstroms sowie des Bildrekonstruktionsverfahrens beeinflussten die Resultate nicht. Hinsichtlich des Bildrauschens wurde eine deutliche (z. T. über 30%) Reduktion nach der Anwendung der iterativen Bildrekonstruktionen erreicht.

In Anbetracht der Ergebnisse dieser Phantom-Studie könnten perspektivisch Protokolle mit einer reduzierten Röhrenspannung (z.B. 80 kV) in Kombination mit höheren Stufen von iDose<sup>4</sup> (z.B. Level 4-6) für die Volumenreduktion des intravenösen Kontrastmittels evaluiert werden. Aufgrund einer hohen Strahlungsdurchlässigkeit des Lungenparenchyms wäre diese Anwendung für die hochkontrastierte Gefäßdarstellung im Thoraxraum (z.B. der Aorta oder der Pulmonalarterien) besonders interessant.

In der retrospektiven in-vivo-Studie, bei der ein intraindividueller Vergleich von computertomographischen Aufnahmen mit gefilterter Rückprojektion und iterativer Bildrekonstruktion durchgeführt wurde, sollte zum einen der Einfluss der Bildrekonstruktionstechnik auf die Strahlenbelastung der Patienten untersucht und zum anderen die in der in-vitro-Studie erhobenen theoretischen Erkenntnisse überprüft werden. In diesem Teil der Studie konnte gezeigt werden, dass in der klinischen Routine durch die Verwendung der iterativen Bildrekonstruktion (iDose<sup>4</sup> Level 2 bzw. 3) die applizierte Strahlendosis bis zu 61% reduziert wurde. Die Analyse der objektiven Bildqualitätsparameter haben ergeben, dass es nach Einführung der iterativen Bildrekonstruktion zu einer leichten Erniedrigung des Signal-Rausch-Verhältnisses und des Kontrast-Rausch-Verhältnisses gekommen ist, was allerdings in erster Linie auf die veränderten Untersuchungsprotokolle mit deutlich geringeren Kontrastmittelvolumina (ca. 30%) zurückzuführen ist. Nach den Erfahrungen aus der in-vitro-Studie zufolge, wären ohne die iterative Bildrekonstruktion noch

niedrigere Signal- und Kontrast-Rausch-Verhältnissen zu erwarten gewesen. Die leicht erniedrigten Signal- und Kontrast-Rausch-Verhältnisse hatten jedoch keinen Einfluss auf die diagnostische Aussagekraft der Untersuchungen. Die subjektive Analyse der Bilder durch zwei Untersucher ergab, dass die iterative Bildrekonstruktion trotz der deutlich geringeren Strahlenbelastung gleich hochwertige Untersuchungsergebnisse liefert wie die gefilterte Rückprojektion mit deutlich höherer Strahlenbelastung.

In Zukunft könnte möglicherweise durch eine weitere Erhöhung der Rekonstruktionsstufe (z.B. iDose<sup>4</sup> Level 4 bzw. 5) die Bildqualität bei gleich hoher Strahlenbelastung erhöht werden oder bei gleichbleibender Bildqualität die Strahlenbelastung der Patienten weiter reduziert werden.

### *Englisch*

The reduction of application dose is a simple and effective method to reduce the harmful effects of the ionizing radiation in the medical diagnostics. The aim of the study was to investigate the influence of two different image reconstruction algorithms in computer tomography (firstly the standard filtered back projection and secondly, the new iterative image reconstruction) on the radiation exposure of patients and the image quality by means of a phantom study and a retrospective patient study.

Initially, in the in-vitro study the influence of the tube current, the tube voltage and the image reconstruction method on the image quality was evaluated, whereby objective image quality parameters such as signal-to-noise ratio, the contrast-to-noise ratio and edge sharpness were analyzed using a vessel model. The highest values of the signal-to-noise ratio and the contrast-to-noise ratio were determined at a tube voltage of 80 kV, a tube current of 400 mAs and iDose<sup>4</sup> Level 6. However, the increase of the tube current of 30 mAs to 200 mAs led to a more pronounced increase (over 50%) of the signal-to-noise ratio and the contrast-to-noise ratio than the increase of 200 mAs to 400 mAs (up to 12%). The evaluation of the edge sharpness showed the highest values at a tube voltage of 80 kV; the settings of the tube current and the image reconstruction method did not influence results. The image noise achieved a significant reduction (partly over 30%) by using iterative image reconstruction.

Considering the results of this phantom study, protocols could be modified in future with a reduced tube voltage (for example, 80 kV) in combination with higher levels of iDose<sup>4</sup> (example Level 4-6) for volume reduction of intravenous contrast agent. Due to an increased radiation permeability of the lung this application might be especially interesting for the highly contrasted angiography in the thorax (for example, the aorta or of the pulmonary arteries).

In the retrospective in-vivo study, in which an intra-individual comparison of computed tomography scans with filtered back-projection and iterative image reconstruction were performed, the influence of image reconstruction technique on the radiation exposure were investigated. This part of the study showed that in the clinical routine, the applied radiation dose could be reduced to up to 61% by using iterative image reconstruction (iDose<sup>4</sup> Level 2 or 3). The analysis of the objective picture quality parameters has shown that it has come to a slight reduction in the signal-to-noise ratio and the contrast-to-noise ratio after the introduction of iterative image reconstruction, which, however, primarily was caused by the changed examination protocols with significantly lower contrast medium volumes (ca . 30%). Based on the findings

in the in vitro study, even lower signal and contrast-to-noise ratios would have been expected without the iterative image reconstruction. However, the slightly reduced signal and contrast-to-noise ratio had no effect on the diagnostic significance of the studies. The subjective analysis of images by two examiners showed that the iterative image reconstruction, despite the significantly lower radiation dose provides equally high quality study results as the filtered back projection with significantly higher radiation exposure. In future, the image quality might be increased with the same radiation exposure by further increase of the reconstruction level (as iDose<sup>4</sup> Level 4 or 5) or the same image quality might be obtained with lower radiation exposure.

## 2 Einleitung

### 2.1 Hintergrund

Da auch ionisierende Strahlung, die im Rahmen der medizinischen Diagnostik eingesetzt wird, die Bildung von Neoplasien fördern kann, gehören Strahlenschutzmaßnahmen für Patienten und Anwender zur täglichen Routine in der Radiologie. Eine einfache und wirkungsvolle Maßnahme ist die Reduktion der Applikationsdosis. In dieser Arbeit soll der Einfluss von zwei unterschiedlichen Bildrekonstruktionsalgorithmen in der Computertomographie - zum einen die herkömmliche gefilterte Rückprojektion (FBP) und zum anderen die neue iterative Bildrekonstruktion (IR), die unmittelbar mit der Applikationsdosis in Zusammenhang stehen - auf die Patientendosis und die Bildqualität untersucht werden.

#### 2.1.1. Aufbau und Entwicklung von Computertomographen (CT-Geräte)

Moderne CT-Geräte bestehen aus einer rotierenden Gantry, einem Patiententisch, Elektronikkomponenten, Kühleinrichtungen und Systemen zur Signalübertragung und Steuerung des Computertomographen sowie zur Bildrekonstruktion und Archivierung der Aufnahmen. In der Gantry befinden sich Röntgenstrahler, Generator, Detektor und Kollimator<sup>1-4</sup>

Das erste medizinische CT-Gerät, Hounsfields Kopfscanner EMI Mark, wurde im Jahr 1972 konstruiert. Das Gerät verfügte über ein Detektorpaar und verwendete einen dünnen Nadelstrahl, mit dem zwei benachbarte Schichten gleichzeitig abgetastet werden konnten; die Aufnahmezeit für eine Doppelschicht bei einer Matrix von 80 x 80 Pixeln betrug ca. 7 Minuten und die räumliche Auflösung etwa 1,3 mm (4 Linienpaare pro cm). Die zweite Generation von CT-Geräten verwendete einen Fächerdetektor mit etwa 30 Detektorelementen. Durch einen Fächerwinkel von ca. 10° konnte die Aufnahmezeit auf etwa 18 Sekunden pro Schicht verkürzt werden. Sowohl bei den CT-Geräten der ersten als auch der zweiten Generation wurde das Translations-Rotationsprinzip angewendet, wobei jede Schicht durch eine kontinuierliche lineare Verschiebung des Röntgenstrahlers und des Detektors mit einer nachfolgenden Rotation des Systems um einen geringen Winkel aufgenommen wird. Die heute zur Verfügung stehenden CT-Geräten stellen die dritte Generation dar; in diesen rotieren der Röntgenstrahler und die Detektorelemente gemeinsam um den Patienten. Die Zahl der Detektorelemente beträgt etwa 700-900. Der Fächerwinkel von ca. 45-55° ergibt ein Messfeld von etwa 50 cm. Die Rotationszeit und die Messzeit pro Schicht betragen z.T. nur 0,27 s. Die räumliche Auflösung dieser CT-Geräte beträgt etwa 0,3-0,4 mm. Das Prinzip der vierten CT-Generation, in der nur der Röntgenstrahler um den Patienten rotiert und die Detektoren den vollen Umfang der Gantry abdecken, wurde aufgrund der hohen Kosten und inhärenten Bildqualitätsprobleme aufgegeben<sup>1-4</sup>.

Der Anteil der CT-Untersuchungen beträgt zwar nur 8% an der Gesamtzahl der Röntgenapplikationen in der Medizin, aber die Methode verursacht eine kollektive effektive Dosis von bis zu 62%<sup>5</sup>. Daher sind die Bemühungen die Strahlenbelastung in der Computertomographie zu reduzieren von besonderer Bedeutung.

#### 2.1.2. Strahlenbelastung

Für die Beschreibung der Strahlenexposition stehen mehrere Parameter zur Verfügung.

Die Energiedosis  $D$  [ $\text{Gy} = \text{J/kg}$ ] beschreibt die mittlere Energie  $dE$ , die durch ionisierende Strahlung in den spezifischen Absorber eingebracht wird. Der spezifische Absorber wird durch seine Masse  $dm$  entsprechend seiner Dichte  $\rho$  und seines Volumens  $dV$  charakterisiert.

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} = \frac{dE}{dV}$$

Der volumenbezogene computertomographische Dosisindex ( $CTDI_{vol}$ ) ist der CT-Parameter der absorbierten Dosis  $D$  [ $\text{mGy}$ ] im Untersuchungsvolumen. Der  $CTDI_{vol}$  berücksichtigt die örtliche Separation der einzelnen Strahlendosisprofile, besitzt die Einheit [ $\text{mGy}$ ] und ist umgekehrt proportional zum Pitch ( $p$ ):

$$CTDI_{vol} \sim \frac{1}{Pitch}$$

Der Pitch wird definiert als:

$$p = \frac{\textit{Tischvorschub pro Gantryumdrehung}}{\textit{Breite des Strahlenfächers in Patientenlangsrichtung}}$$

Der Pitch zeigt, ob die Datenaufnahme überlappend ( $p < 1$ ) oder mit Lücken ( $p > 1$ ) akquiriert wird.

Die Messgröße Dosis-Längen-Produkt ( $DLP$ ) ist das Integral des  $CTDI_{vol}$  entlang der z-Achse, besitzt die Einheit [ $\text{mGy} \times \text{cm}$ ] und charakterisiert die Gesamtenergie, die während der CT-Untersuchung appliziert wird.

Der Strahlenwichtungsfaktor ( $W_R$ ) der Röntgenstrahlung entspricht 1. Deswegen ist die Energiedosis  $E$  [ $\text{Gy}$ ] gleich der Äquivalentdosis  $H$  [ $\text{Sv}$ ].

Die effektive Dosis [ $\text{mSv}$ ] beschreibt das stochastische Risiko eines biologischen Schadens durch ionisierende Strahlung unter Einbeziehung der relativen Strahlenempfindlichkeit der exponierten Organe<sup>1-4,6</sup>.

Die gesamte Strahlenexposition pro Person in Deutschland beträgt durchschnittlich ca. 4,0 mSv pro Jahr. Diese besteht aus natürlichen Komponenten: Aufnahme radioaktiver Stoffe durch Atemluft und Nahrung (ca. 1,4 mSv), äußere Strahlenexposition durch kosmische sowie terrestrische Strahlung (ca. 0,7 mSv) und zivilisatorische Strahlenexposition durch medizinische und technische Anwendungen (ca. 1,9 mSv)<sup>7</sup>. Dabei tragen CT-Untersuchungen zu einem hohen Maße zu der medizinisch bedingten Strahlenexposition bei. Tabelle 1 zeigt eine Auflistung der effektiven Dosis ( $E_{eff}$ ), die bei CT-Untersuchungen unterschiedlichen Körperregionen appliziert werden.

Körperregion	Effektive Dosis in mSv
Hirnschädel	1,7 - 2,3
Lendenwirbelsäule	4,8 - 8,7
Thorax	4,2 - 6,7
Abdomen	8,8 - 16,4

Tabelle 1

#### Effektive Dosis der CT-Untersuchungen von unterschiedlichen Körperregionen

Es wird allerdings empfohlen (European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT), die effektive Dosis in der CT durch das Multiplizieren des DLP mit dem gewebespezifischen Konversionsfaktor

$k \left( \frac{mSv}{mGy \times cm} \right)$  zu evaluieren.

$$E_{eff} = k \times DLP$$

Der Konversionsfaktor  $k$  ist organ- und altersspezifisch und beträgt z.B. im Erwachsenenalter für die Keimdrüsen 0,08, für das rote Knochenmark sowie für die Brust 0,12 und für die Schilddrüse 0,04<sup>5</sup>.

Die hohe Strahlenbelastung durch die CT-Untersuchungen erfordert im besonderen Maße die suffiziente Anwendung von Strahlenschutzmaßnahmen und Entwicklung von technischen Möglichkeiten zur Strahlenreduktion, die im folgenden erörtert werden sollen.

### 2.1.3. Strahlenreduktion

#### 2.1.3.1. ALARA- Prinzip

Das ALARA-Prinzip bedeutet, so wenig wie möglich ionisierende Strahlung zu verwenden ohne dabei die diagnostische Qualität der Aufnahmen zu beeinträchtigen (As Low As Reasonably Achievable). Das Prinzip ist weiterhin aktuell, wobei nach dem Minimalisierungsgebot der Strahlenschutzverordnung von 2001 die vorgegebenen Dosisgrenzwerte in der Praxis sowohl für das Personal als auch für die Patienten nur selten erreicht werden<sup>6</sup>.

#### 2.1.3.2. Techniken zur Strahlenreduktion in der Computertomographie

##### 2.1.3.2.1. Automatic Exposure Control Systems (AEC-Systeme).

AEC-Systeme modulieren den Röhrenstrom in der xy-Ebene (angulare Modulation) oder in der z-Ebene (longitudinale Modulation). Auch eine Kombination beider Systeme ist möglich. Die Modulation erlaubt den Röhrenstrom in Abhängigkeit von der Größe und der Konfiguration des Untersuchungsobjekts anzupassen; der Operator gibt lediglich eine gewünschte Bildqualität der Untersuchung an. In Tabelle 2 sind AEC-Systeme einiger Hersteller aufgeführt<sup>10</sup>.

Hersteller	AEC-Modulation			
	Patient-based	Angular	Longitudinal	Kombiniert
GE Healthcare		AutomA	SmartmA	AutomA 3D
Philips Medical Systems	Automatic Current Selection (ACS)	D-DOM	Z-DOM	
Siemens Medical Solutions				Care Dose 4D
Toshiba Medical Systems				Sure Exposure 3D

Tabelle 2

#### AEC-Systeme unterschiedlicher Hersteller

##### 2.1.3.2.2. Anpassung an den Herzrhythmus (ECG-Pulsing)

Die retrospektiv EKG-gegatete Spiraluntersuchung des Herzens hat eine relativ hohe Strahlenexposition für den Patienten zur Folge. Bei dieser Technik wird der Patient kontinuierlich mit einem kleinen (0,2-0,3) Pitch untersucht; parallel dazu wird das EKG des Patienten aufgezeichnet. Nach Abschluss der Untersuchung werden die benötigten Datensätze in der gewünschten Herzphase rekonstruiert. Die Patientendosis lässt sich mittels EKG-gesteuerter Dosismodulationstechniken (ECG-Pulsing) deutlich verringern. Der Nominalwert des Röhrenstroms wird nur in einer, von dem Benutzer definierten Phase erreicht; in den übrigen Phasen beträgt der Röhrenstrom 4% bis 25% des Nominalwerts<sup>11,12</sup>.

##### 2.1.3.3. Rekonstruktionsverfahren in der Computertomographie

###### 2.1.3.3.1. Gefilterte Rückprojektion (FBP)

Die FBP ist ein klassisches Rekonstruktionsverfahren. Das Prinzip des Rekonstruktionsverfahrens mittels FBP besteht in einer Rückprojektion der Schwächungsprofile des Untersuchungsobjekts. Jede Messung des Untersuchungsobjekts entspricht einer Linie im CT-Bild. Die Wiederholung dieser Messung aus unterschiedlichen Raumrichtungen führt zu einer unscharfen Abbildung des Untersuchungsobjekts. Um die ursprüngliche Schärfe der Objektkanten wiederherzustellen, werden die Schwächungsprofile vor der Rückprojektion mittels eines mathematischen Hochpassfilters gefaltet<sup>1-4</sup>.

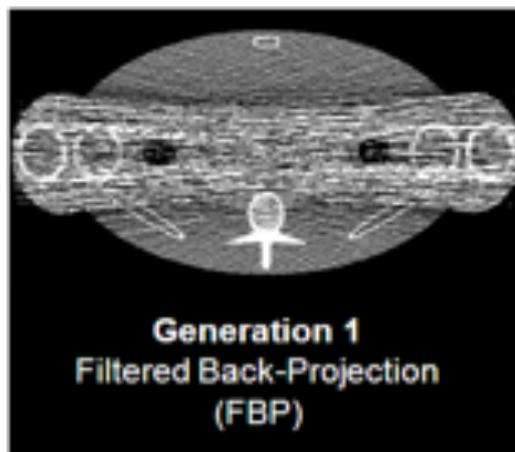
###### 2.1.3.3.2. Iterative Bildrekonstruktion (IR)

Die iterative (sich wiederholende, zyklische) Rekonstruktion (IR) wird seit der Jahrtausendwende in der CT-Bildgebung eingesetzt. Das Prinzip wird zwar schon länger zur Bildrekonstruktion z.B. im Bereich der Nuklearmedizin eingesetzt, für die Rekonstruktion von CT-Datensätzen konnte die IR jedoch erst realisiert werden, als leistungsfähigere Rechner zur Verfügung standen. Im Unterschied zur FBP werden bei der IR die Schwächungswerte und die räumliche Verteilung der Dichtewerte mittels eines mathematischen

Verfahrens aus der angenommenen Schwächung der Röntgenstrahlen berechnet. Die synthetisierten Projektionsdaten werden mit den Rohdaten verglichen; wenn das Ergebnis akzeptabel ist, wird der Prozess beendet, ansonsten wird eine Korrekturschleife gestartet. Die Korrekturzyklen reduzieren das Rauschen und verbessern die Auflösung. Im Gegensatz zur FBP sind bei der IR Bildauflösung und Bildrauschen vollständig entkoppelt; es fehlt der ständige Kompromiss wie bei der FBP zwischen Dosis und Bildqualität<sup>1-3</sup>.

#### 2.1.3.3.3. Entwicklung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen von Philips

Die erste Generation der Bildrekonstruktion von Philips war die FBP, wie auch bei den übrigen Herstellern von CT-Geräten. Die Hauptnachteile des Verfahrens sind die so genannte Photon-starvation-Artefakte, Bildrauschen sowie der ständige Kompromiss zwischen der Dosis und der Bildqualität. Die Photon-starvation-Artefakte entstehen, wenn in einem Volumen ein Objekt mit einer wesentlich höheren Ordnungszahl liegt (z.B. Humerusköpfe in der CT des Thorax oder in der CTA des Halses); hieraus resultiert eine extrem hohe Absorption der Röntgenstrahlung und die Entstehung von Streifenartefakten<sup>13,14</sup> (Abbildung 1<sup>13</sup>).



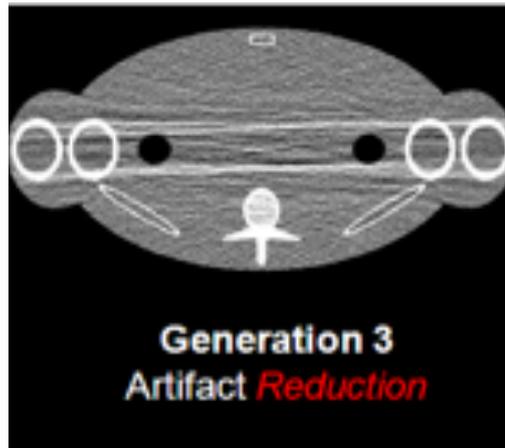
**Abbildung 1**

**Photon-starvation-Artefakte auf der CT-Aufnahme eines Phantoms des Abdomens; Rekonstruktion mittels FBP<sup>13</sup>.**

Das Bildrauschen sowie die Bildqualität sind in diesem Fall direkt von der applizierten Röhrenspannung und dem Röhrenstrom abhängig, dadurch entsteht immer ein Kompromiss zwischen der applizierten Dosis und der Bildqualität (je weniger Dosis, desto mehr Bildrauschen).

Die zweite Generation, „image based denoising/filtering“, war der erste Versuch der Verwendung iterativer Algorithmen; Das Rauschen der Rohdaten, „master dataset“, wurde reduziert und als Enddaten dargestellt. Die Technologie war jedoch nur eingeschränkt geeignet, um Bildartefakte zu reduzieren.

In der dritten Generation der Bildrekonstruktion wurde ein adaptiver linearer Filter als „basis iterative reconstruction technique“ verwendet. Mittels dieser Technologie konnten in der dritten Generation der Bildrekonstruktion sowohl die Photon-starvation-Artefakte als auch das Bildrauschen reduziert werden<sup>13,14</sup> (Abbildung 2<sup>13</sup>).



**Abbildung 2**

**Reduktion der Photon-starvation-Artefakte bei der CT-Aufnahme eines Phantoms des Abdomens; Rekonstruktion mittels Basis-IR<sup>13</sup>.**

Die vierte Generation der Bildrekonstruktion, „Advanced Iterative Reconstruction technique“, ist auch unter dem Namen „iDose<sup>4c</sup>“ (Philips Healthcare, Cleveland, Ohio, USA) bekannt.

Das erste Stadium findet im Projektionsraum statt. Nach der Akquisition des CT-Datensatzes wird jede Projektion durch den Vergleich mit einem Modell überprüft; das Modell enthält die wahren Photonstatistiken. Die rauschreichsten Projektionen werden korrigiert oder entfernt; die Information über die Grundstrukturen und die Kanten bleibt allerdings erhalten. Dadurch bleiben auch die Informationen über die räumliche Auflösung des Objekts trotz Reduktion des Rauschens erhalten. Gleichzeitig wird sämtlichen Artefakten vorgebeugt. Das restliche Rauschen propagiert in den Bildraum, wo es danach auch zyklisch entfernt wird.

Das zweite Stadium findet im Bildraum statt. Hier wird die Subtraktion des Bildrauschens unter Beibehaltung der Informationen über die Kanten, Anatomie und Pathologie des Objekts durchgeführt. Zuerst wird die wahrscheinliche Verteilung des Rauschens im Bildvolumen eingeschätzt; dies ist unverzichtbar, um die wahre Struktur des Objekts und das Energiespektrum der Aufnahme beim Entfernen des Rauschens zu erhalten. Des Weiteren werden ein rauschfreies strukturelles Modell und ein Modell, das am besten für die lokale Topologie des Bildvolumens passt, ausgewählt. Durch einen ständigen Vergleich mit den o.g. Modellen und zyklische Berechnungen wird eine Reduktion des Bildrauschens erreicht. Der Vorgang wird wiederholt, bis man ein akzeptables Bild bekommt<sup>13,14</sup> (Abbildungen 3 und 4<sup>13</sup>).

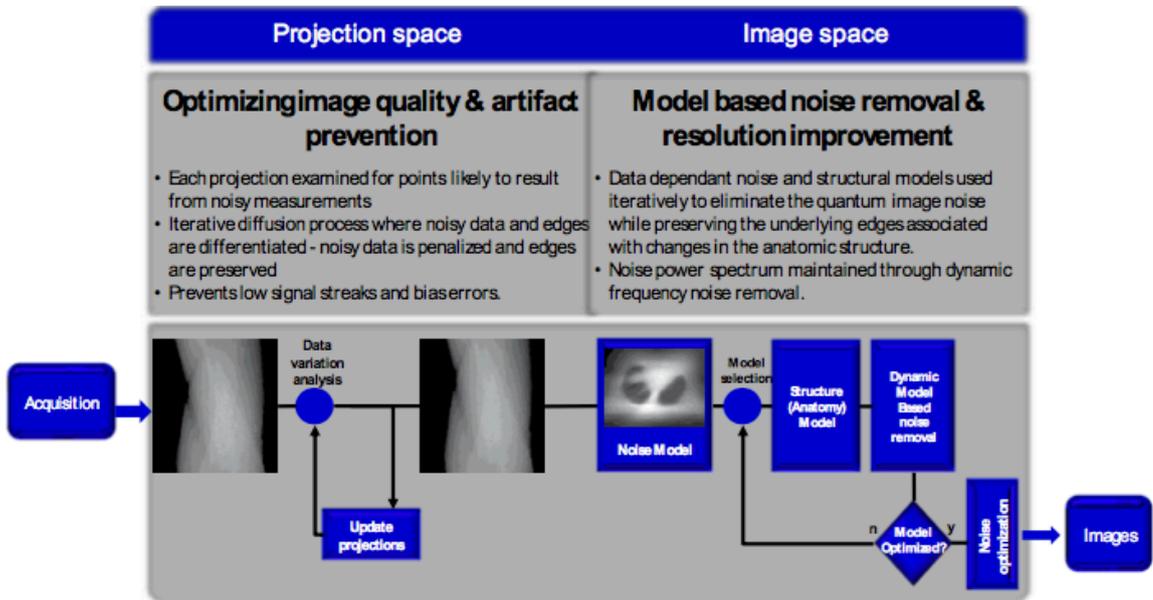


Abbildung 3

Schematische Darstellung des Algorithmus von iDose<sup>4</sup> im Projektionsraum und im Bildraum<sup>13</sup>.

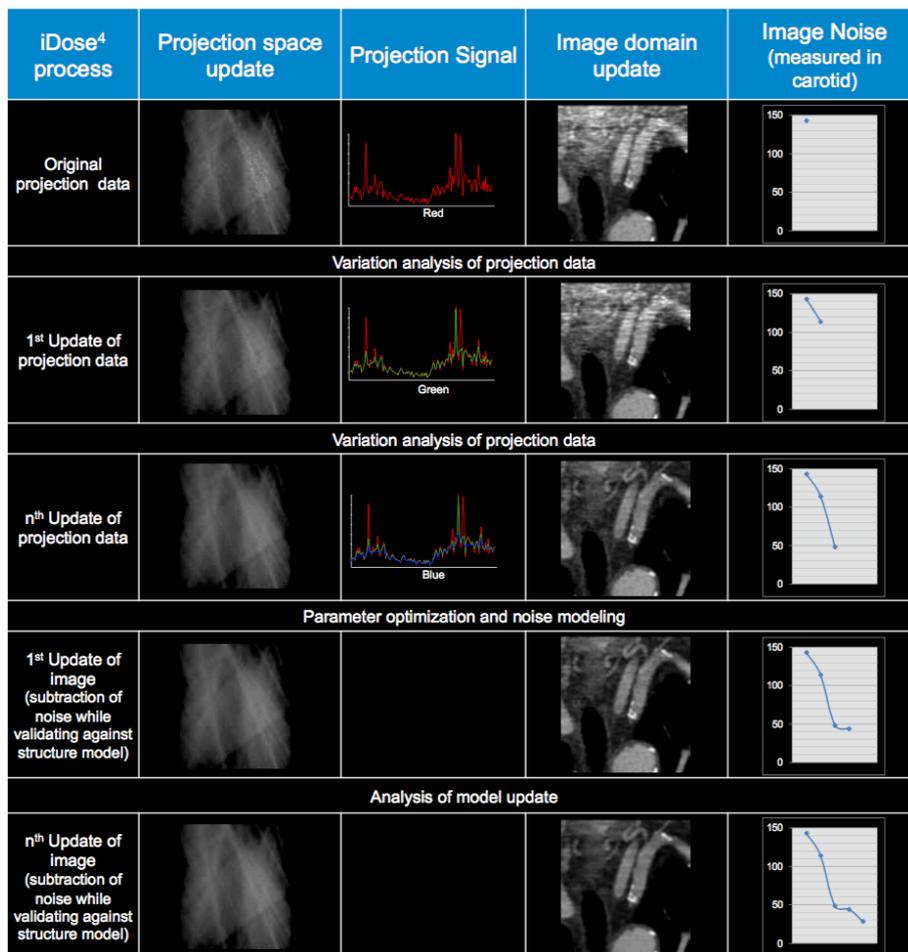


Abbildung 4

Zyklische Verbesserung der Aufnahme bei der Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> im Projektionsraum und im Bildraum<sup>13</sup>.

Mithilfe von iDose<sup>4</sup> ist es nun möglich geworden, sogar bei einer Niedrigdosis-CT sowohl Artefakte größtenteils zu unterdrücken, als auch das Bildrauschen erheblich zu reduzieren. Dieses geschieht ohne wesentliche Verluste der örtlichen Auflösung (Abbildung 5<sup>13</sup>). Abhängig von der Anzahl der Rechenzyklen stehen unterschiedliche Stufen von iDose<sup>4</sup>, „Level 1-7“, zur Verfügung; diese dienen zur Reduktion des Bildrauschens und der Artefakte von 11% (Level 1) bis 55% (Level 7). Somit erlauben die Rekonstruktionen mittels iDose<sup>4</sup> rechnerisch eine Dosisreduktion um bis zu 80%. Sämtliche Berechnungen während der Rekonstruktion mit iDose<sup>4</sup> werden mithilfe eines Hochleistungsrechners, „RapidView IR“ (Philips Healthcare), durchgeführt, wodurch keine wesentlichen Verzögerungen bei der Bildrekonstruktion mehr entstehen<sup>13,14</sup>.

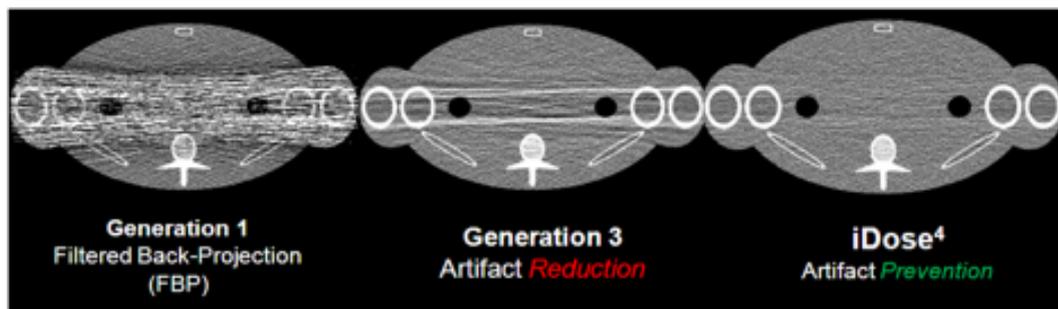


Abbildung 5

Vorbeugung sämtlicher Artefakte und Reduktion des Bildrauschens durch die Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> ohne wesentliche Verluste in der Auflösung<sup>13</sup>.

Die kommende fünfte Generation der Bildrekonstruktion, „Iterative Model Rekonstruktion“ (Philips Healthcare, Cleveland, Ohio, USA) basiert auf die gleichen Optimierungsprozesse wie iDose<sup>4</sup> und hat das Potenzial für eine weitere Reduktion des Bildrauschens sowie der Bildartefakte bzw. für die Dosisreduktion<sup>15</sup>

## 2.2. Zielsetzung

### 2.2.1. In-vitro-Studie

Das Ziel der Studie war die Evaluation der objektiven Bildqualität von CT-Aufnahmen eines Gefäßmodells, die mit unterschiedlichen Einstellungen des Röhrenstroms und der Röhrenspannung sowie unterschiedlichen Rekonstruktionsverfahren akquiriert wurden.

### 2.2.2. In-vivo-Studie

Das Ziel der retrospektiven Studie war die Evaluation und intraindividuelle Vergleich von CT-Aufnahmen unterschiedlicher Körperregionen, die sowohl mit der FBP als auch mit der IR rekonstruiert wurden und den Einfluss auf die applizierte Strahlendosis und deren subjektive und objektive Bildqualität zu analysieren.

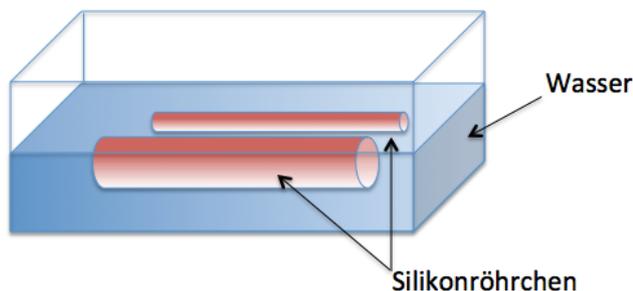
### 3. In-vitro-Studie

#### 3.1. Material und Methoden

Es wurden insgesamt vier Bildrekonstruktionsverfahren mittels CT-Untersuchungen eines Phantoms untersucht (FBP und iDose<sup>4</sup> Level 1, Level 3 und Level 6). Das Level 1 entspricht einer Reduktion des Bildrauschens um ca. 11%, das Level 3 um ca. 23% und das Level 6 um ca. 45%<sup>13,14</sup>.

##### 3.1.1. Aufbau des Phantoms

Das Phantom bestand aus einer Schaumstoffbox (ca. 38 x 21 x 13 cm), die zwei Silikonröhrchen beinhaltet; eines mit einem Durchmesser von 7 mm und ein anderes mit einem Durchmesser von 12 mm. Es wurden zwei Silikonröhrchen unterschiedlichen Durchmessers verwendet, um zwei unterschiedlich große Gefäßkaliber zu simulieren. Die Silikonröhrchen wurden mit verdünntem Kontrastmittel (2:3) gefüllt (Imeron® 350, Bracco Imaging Deutschland GmbH, Konstanz, Deutschland). Als Medium zwischen den Röhrchen diente Wasser (Abbildung 6). Zusätzlich wurde eine Phantom-Wasserflasche (Volumen 5 Liter) parallel zur Schaumstoffbox auf dem CT-Tisch positioniert. Diese dient zum Ausgleich der Breite und Dichte des Untersuchungsobjekts.



**Abbildung 6.**

**Schematische Darstellung des Phantoms**

##### 3.1.2. Untersuchungsgerät

Brilliance iCT 256-Slice CT-Scanner (Philips Healthcare, Best, The Netherlands).

##### 3.1.3. Untersuchungsparameter

Die Datenakquisition wurde mit einer Röhrenspannung von 80, 100 und 120 kV, und jeweils mit einem Röhrenstrom von 30, 200 und 400 mAs, durchgeführt.

Die übrigen Akquisitionsparameter waren wie folgt: Matrix 512 x 512, Fenstermitte 50 HU, Fensterbreite 390 HU, Schichtdicke 5 mm, Inkrement 4 mm, Kollimation 128 x 0,625 mm und Pitch 0,601. Jeder Datensatz wurde mittels FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6 im gleichen Fenster mit

einer Schichtdicke von 1 mm und einem Inkrement von 0,5 mm rekonstruiert. Insgesamt standen somit 36 Datensätze zur Analyse zur Verfügung (Abbildungen 7-20). Für die objektive Analyse der akquirierten Datensätze wurde das Programm „Soap-bubble“ verwendet (Abbildungen 21 und 22). Dieses Programm wurde für die Beurteilung der Kantenschärfe (Abbildungen 19 und 20), der Länge und des Diameters der Koronararterien bei Kardio-MRT-Untersuchungen entwickelt<sup>16,17</sup>. Mithilfe eines Konverters (DICOM-to-REC-Converter) wurden die CT-Datensätze (DICOM) in MR-kompatible Datensätze (REC) umgewandelt. Die konvertierten Datensätze wurden anschließend mittels „Soap-bubble“ ausgewertet. Darüber hinaus wurde das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) bestimmt. Die Dichtewerte wurden in beiden Silikonröhrchen (Gefäß), im Medium (Wasser) und im Hintergrund (Luft) gemessen. Die Formel für das  $SNR_{Gefäß}$  ist die gemessene Dichte im Silikonröhrchen dividiert durch die Standardabweichung der Luft:

$$SNR_{(Gefäß)} = \frac{SI_{(Gefäß)}}{SD_{(Luft)}}$$

Die Formel für das  $CNR_{Gefäß}$  ist die Differenz zwischen der gemessenen Dichte im Silikonröhrchen und der gemessenen Dichte des Mediums (Wasser), dividiert durch Standardabweichung der Luft:

$$CNR_{(Gefäß)} = \frac{SI_{(Gefäß)} - SI_{(Wasser)}}{SD_{(Luft)}}$$

Für die Analyse des Bildrauschens wurde die Standardabweichung der Luft der akquirierten Datensätze ( $SD_{Luft}$ ) verglichen.

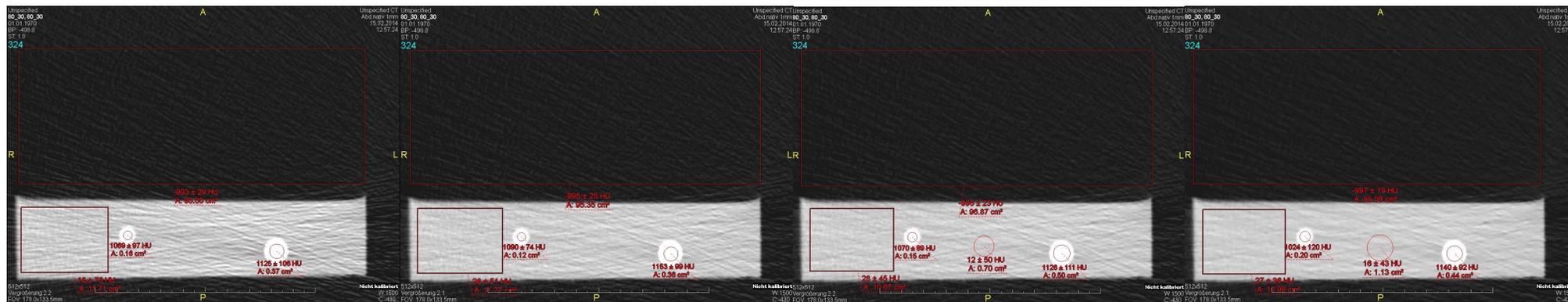


Abbildung 7. Aufnahme mit 30 mAs und 80 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6

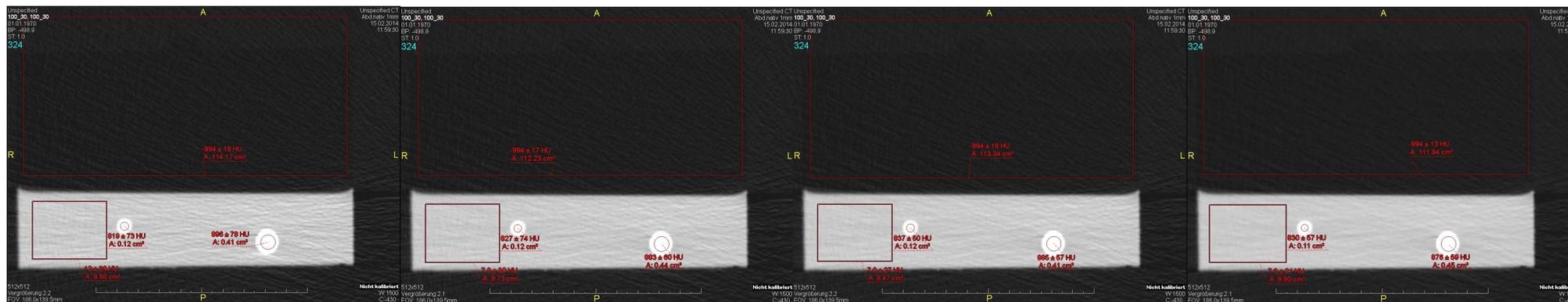
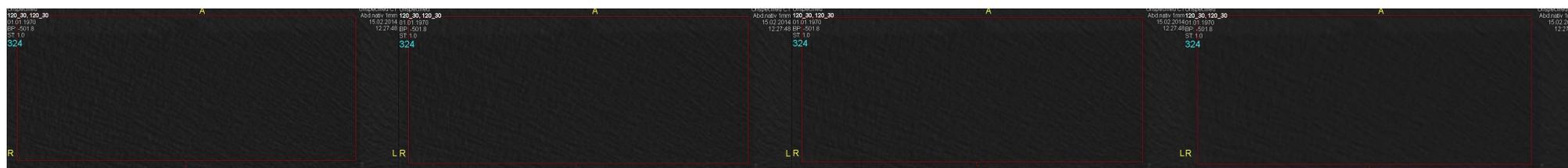


Abbildung 8. Aufnahme mit 30 mAs und 100 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6



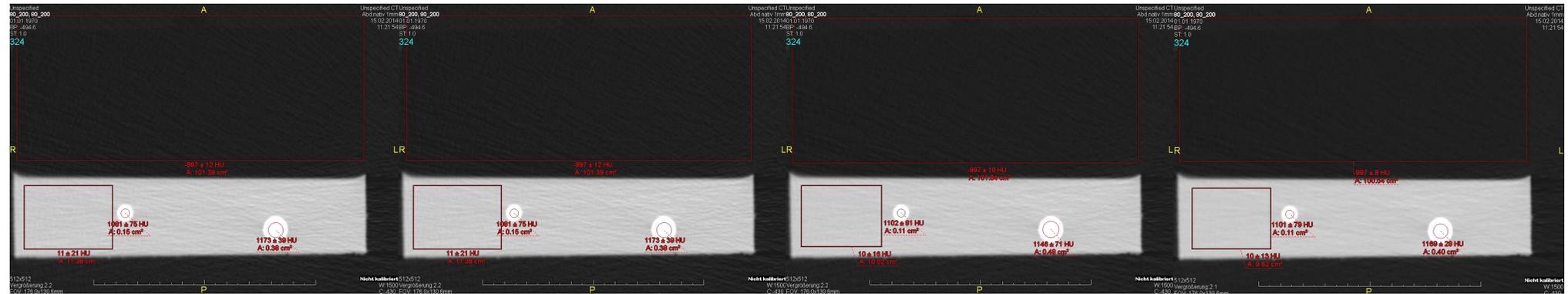


Abbildung 10. Aufnahme mit 200 mAs und 80 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6

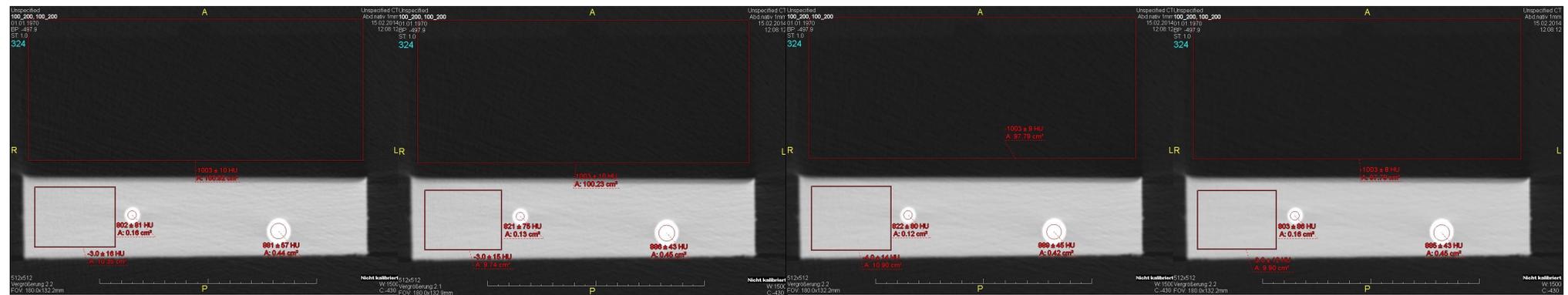


Abbildung 11. Aufnahme mit 200 mAs und 100 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6

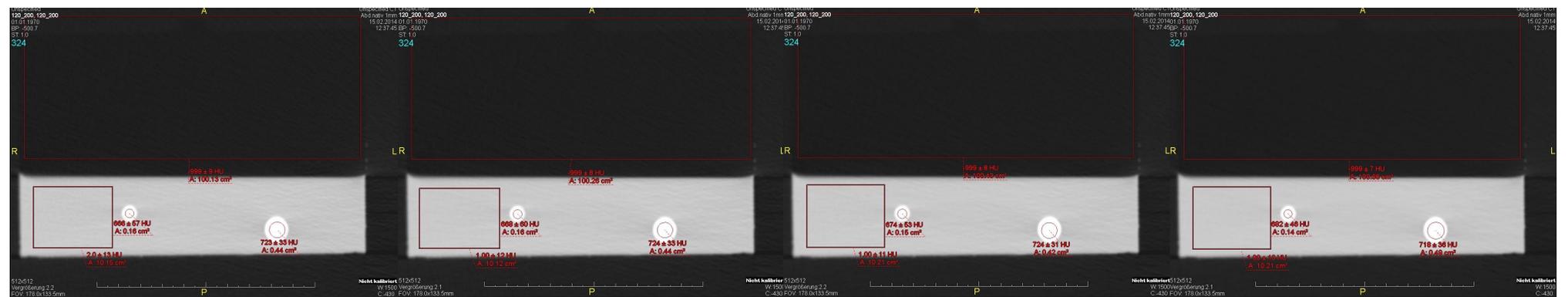


Abbildung 12. Aufnahmen mit 200 mAs und 120 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6

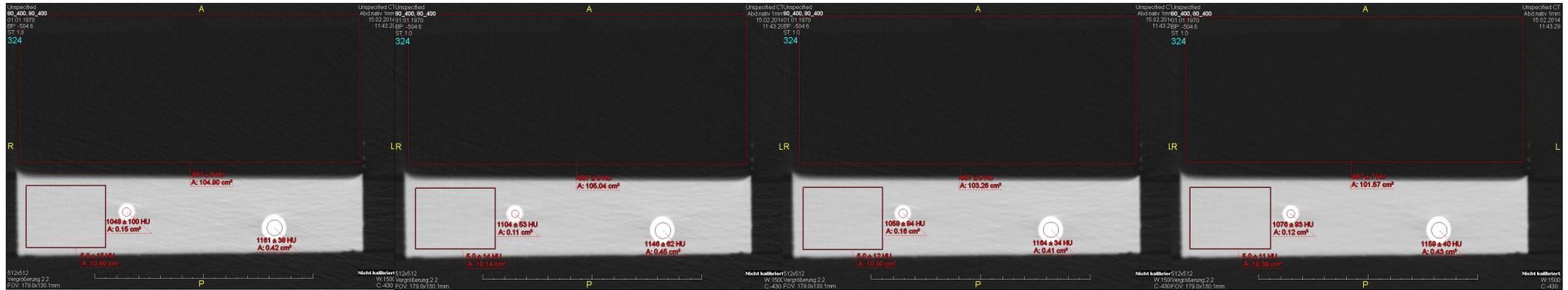


Abbildung 13. Aufnahmen mit 400 mAs und 80 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6



Abbildung 14. Aufnahmen mit 400 mAs und 100 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6

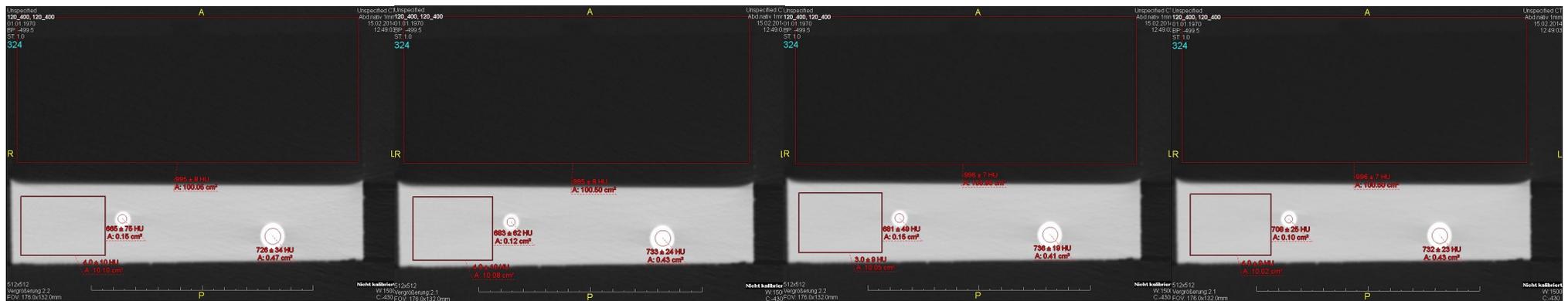


Abbildung 15. Aufnahmen mit 400 mAs und 120 kV. Rekonstruktion mit FBP, iDose<sup>4</sup> Level 1, iDose<sup>4</sup> Level 3 und iDose<sup>4</sup> Level 6

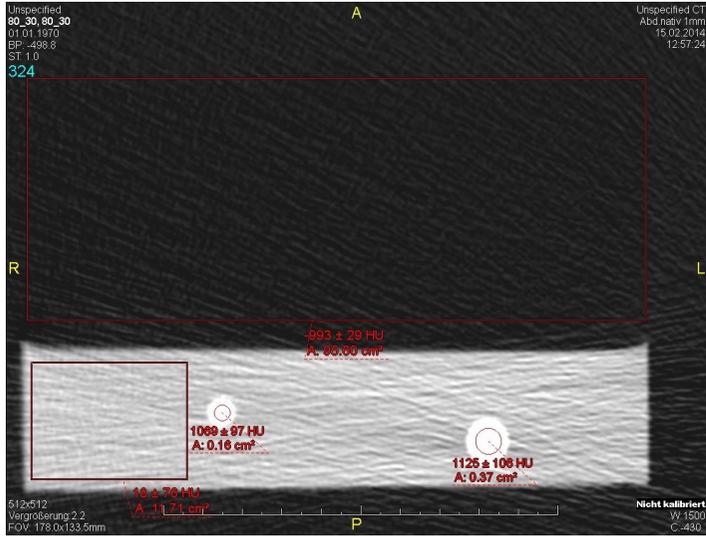


Abbildung 16. Aufnahme mit 30 mAs und 80 kV. Rekonstruktion mit FBP

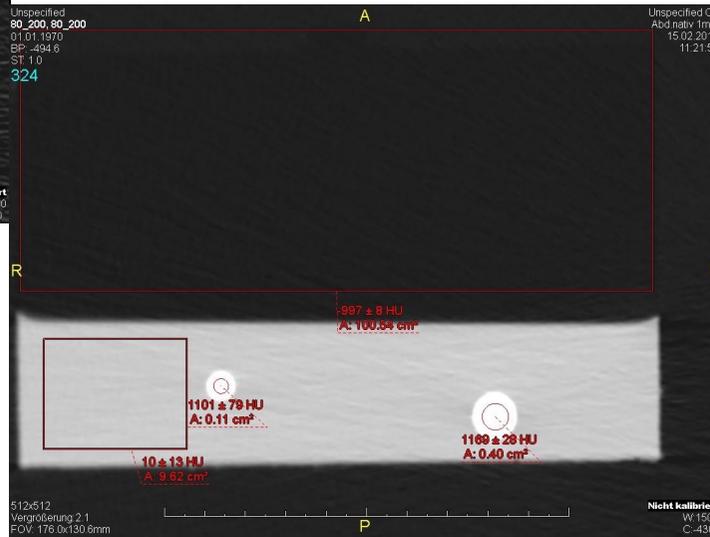


Abbildung 17. Aufnahme mit 200 mAs und 80 kV. Rekonstruktion mit iDose<sup>4</sup> Level 6.

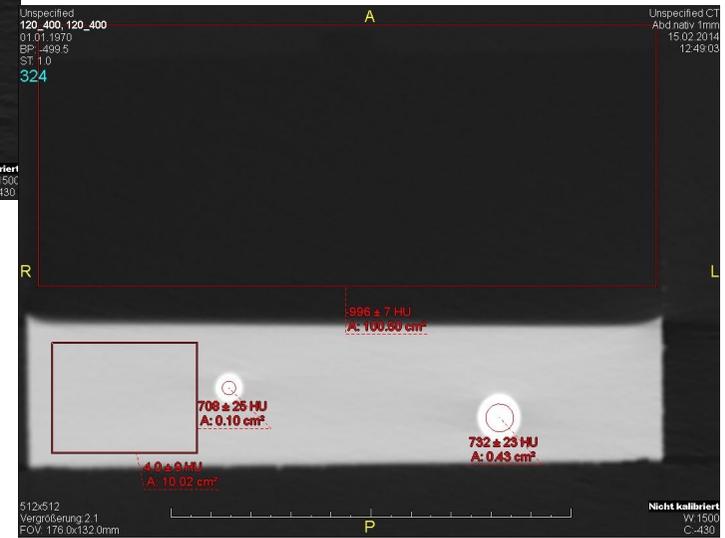


Abbildung 18. Aufnahme mit 400 mAs und 120 kV. Rekonstruktion mit iDose<sup>4</sup> Level 6.

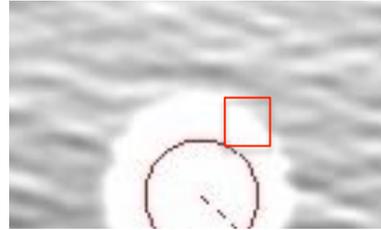
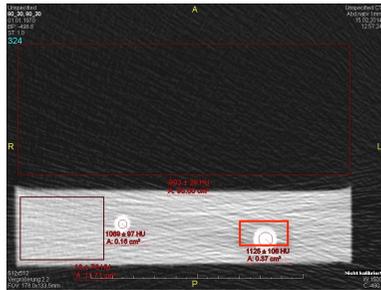


Abbildung 19. Ausschnittsvergrößerung des großen Silikonröhrchens am Rand. Aufnahme mit 80 kV und 30 mAs. Rekonstruktion mit FBP.

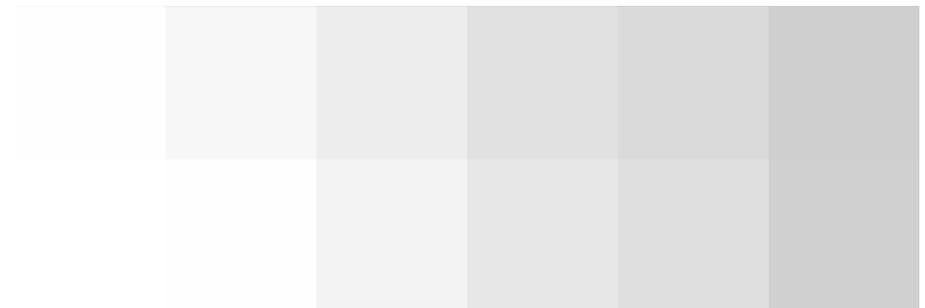
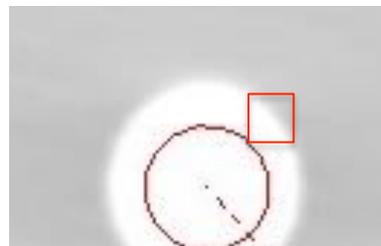
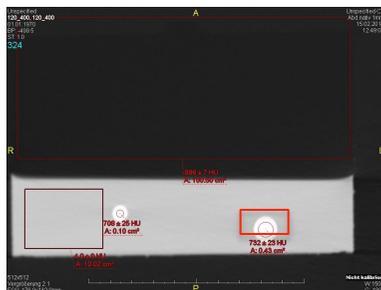


Abbildung 20. Ausschnittsvergrößerung des großen Silikonröhrchens am Rand. Aufnahme mit 120 kV und 400 mAs. Rekonstruktion mit iDose<sup>4</sup> Level 6.

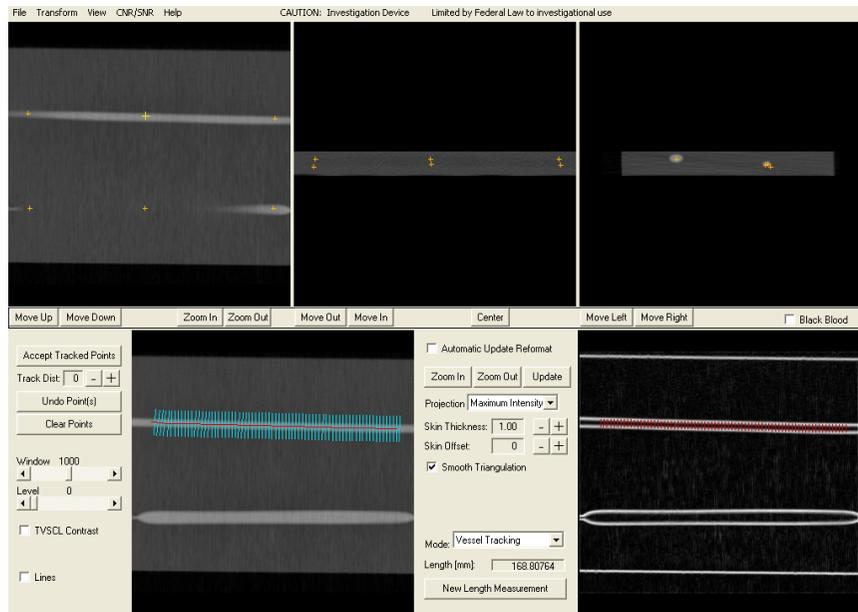


Abbildung 21

Auswertung des kleinen Silikonröhrchens mittels „Soap-bubble“

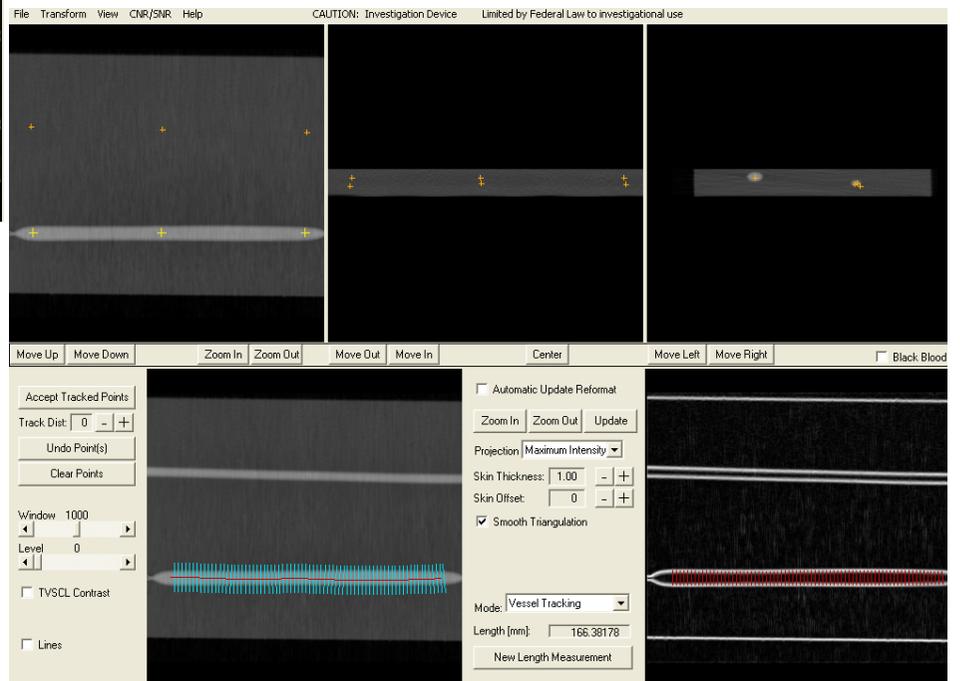


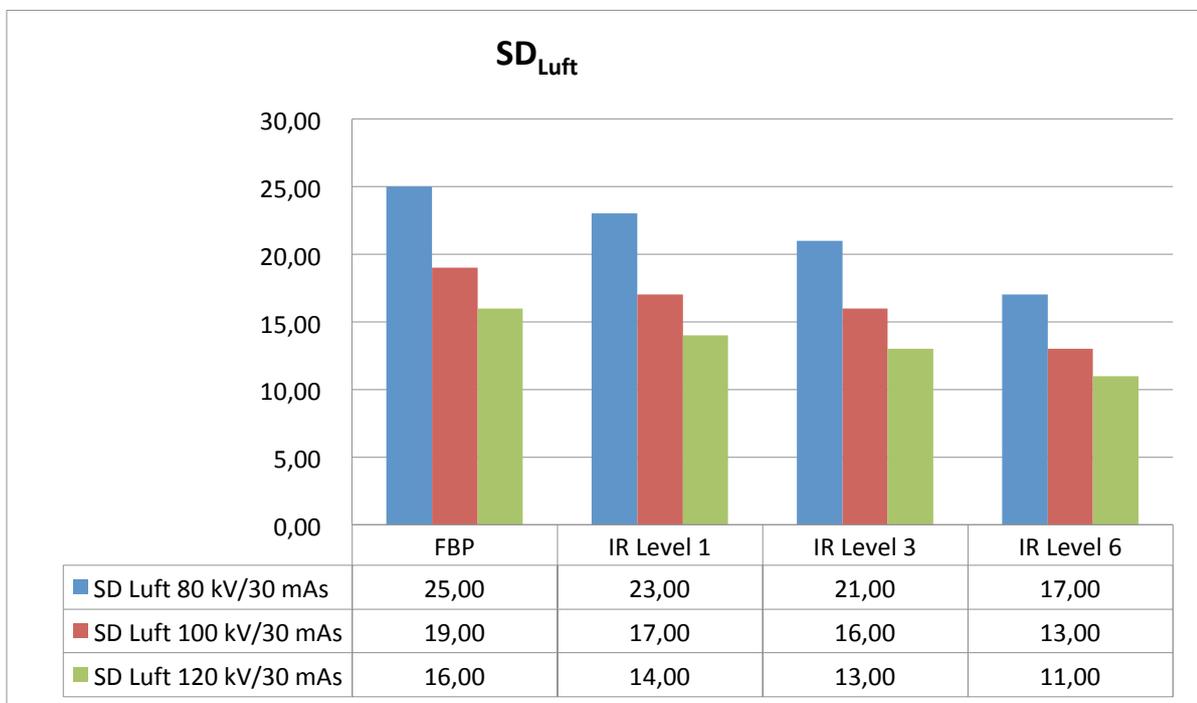
Abbildung 22

Auswertung des großen Silikonröhrchens mittels „Soap-bubble“

### 3.2. Ergebnisse

#### 3.2.1. Analyse des Bildrauschens ( $SD_{Luft}$ )

Der höchste Wert der  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 30 mAs ( $\pm 25$  HU) war bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktion mittels FBP zu detektieren (Abbildung 23). Der niedrigste Wert der  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 30 mAs ( $\pm 11$  HU) war bei einer Röhrenspannung von 120 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> (Level 6) zu sehen. Zwischen den Rekonstruktionsverfahren der Aufnahmen mit einem Röhrenstrom von 30 mAs zeigte sich ein deutlicher Unterschied; die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 80 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 25$  HU bzw.  $\pm 17$  HU (Reduktion um ca. 32 %), die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 100 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 19$  HU bzw.  $\pm 13$  HU (Reduktion um ca. 32 %) und die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 120 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 16$  HU bzw.  $\pm 11$  HU (Reduktion um ca. 31 %).

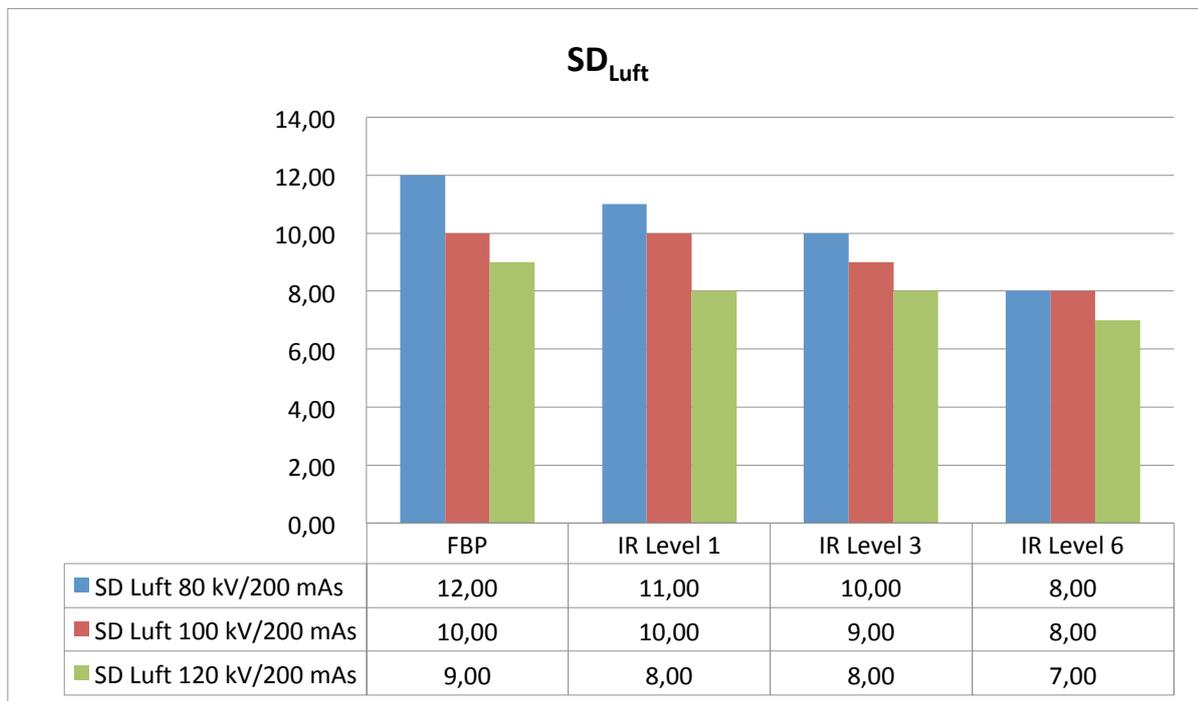


**Abbildung 23**

**$SD_{Luft}$  der Modelle bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

Der höchste Wert der  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 200 mAs ( $\pm 12$  HU) war bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktion mittels FBP zu detektieren (Abbildung 24). Der niedrigste Wert der  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 200 mAs ( $\pm 7$  HU) war bei einer Röhrenspannung von 120 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> (Level 6) zu sehen. Zwischen den Rekonstruktionsverfahren der Aufnahmen mit einem Röhrenstrom von 200 mAs zeigte sich folgender Unterschied; die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 80 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 12$  HU bzw.  $\pm 8$  HU (Reduktion um ca. 33 %), die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 100 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend

$\pm 10$  HU bzw.  $\pm 8$  HU (Reduktion um ca. 20 %) und die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 120 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 9$  HU bzw.  $\pm 7$  HU (Reduktion um ca. 22 %).



**Abbildung 24**

**$SD_{Luft}$  der Modelle bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

Der höchste Wert der  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 400 mAs ( $\pm 9$  HU) war bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktionen mittels FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 1) zu detektieren (Abbildung 25). Der niedrigste Wert der  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 400 mAs ( $\pm 6$  HU) war bei einer Röhrenspannung von 100 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> (Level 6) zu sehen. Zwischen den Rekonstruktionsverfahren der Aufnahmen mit einem Röhrenstrom von 400 mAs zeigte sich ein folgender Unterschied; die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 80 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 9$  HU bzw.  $\pm 7$  HU (Reduktion um ca. 22 %), die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 100 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 8$  HU bzw.  $\pm 6$  HU (Reduktion um ca. 25 %) und die  $SD_{Luft}$  der Aufnahmen mit 120 kV und Rekonstruktionen mit FBP und iDose<sup>4</sup> (Level 6) betrug entsprechend  $\pm 8$  HU bzw.  $\pm 7$  HU (Reduktion um ca. 13 %).

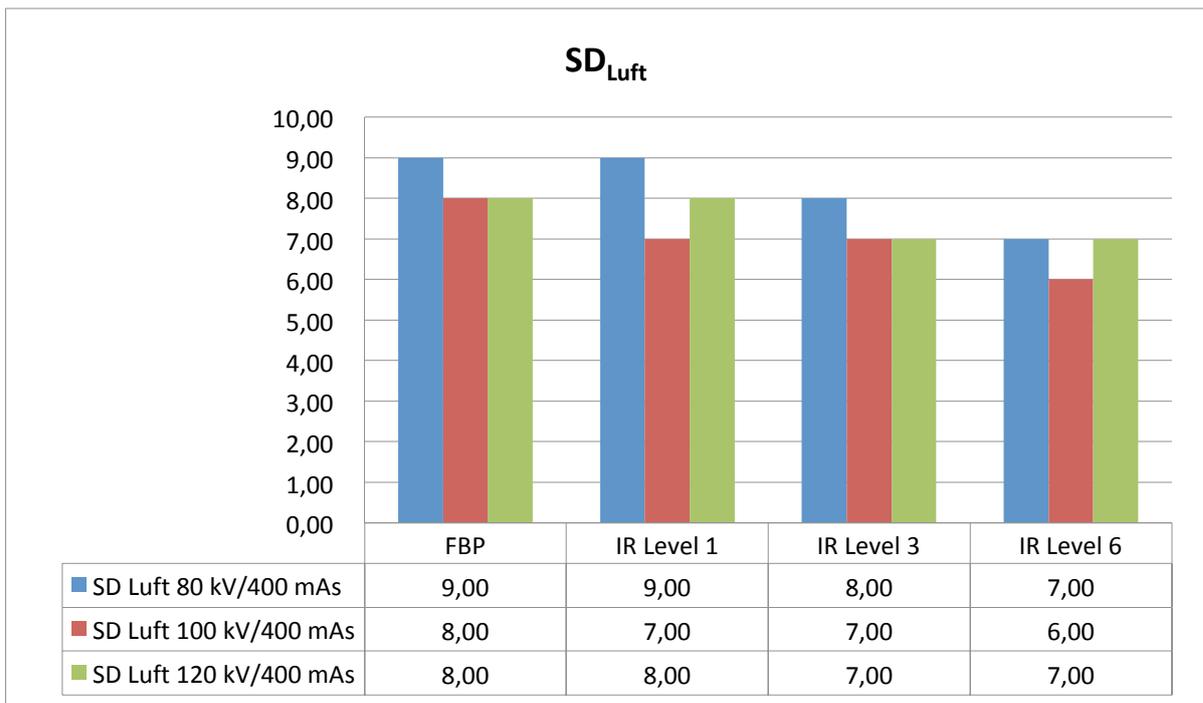


Abbildung 25

**SD<sub>Luft</sub> der Modelle bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

### 3.2.2. Analyse des SNR und CNR

#### 3.2.2.1. Analyse des kleinen Silikonröhrchens (KS)

##### 3.2.2.1.1. Aufnahmen bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

Die höchsten SNR- und CNR-Werte wurden mit einer Röhrenspannung von 80 kV und der Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6 (66,2 bzw. 64,6) gemessen. Bei 80 kV zeigte sich nur ein diskreter Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren iDose<sup>4</sup> Level 1 (47,4 bzw. 46,2) und iDose<sup>4</sup> Level 3 (51,0 bzw. 49,6); die niedrigsten Werte der beiden o.g. Parameter zeigten die Rekonstruktionen mittels FBP (42,8 bzw. 42,0). Eine Erhöhung der Röhrenspannung auf 100 kV bzw. 120 kV ergab keine wesentlichen Änderung der beiden o.g. Parameter (Abbildungen 26 und 27). Die Auswertung der Kantenschärfe mit dem Programm „Soap-bubble“ ergab die höchsten Werte bei einer Röhrenspannung von 80 kV; das Rekonstruktionsverfahren hatte hier keinen Einfluss (Abbildungen 28).

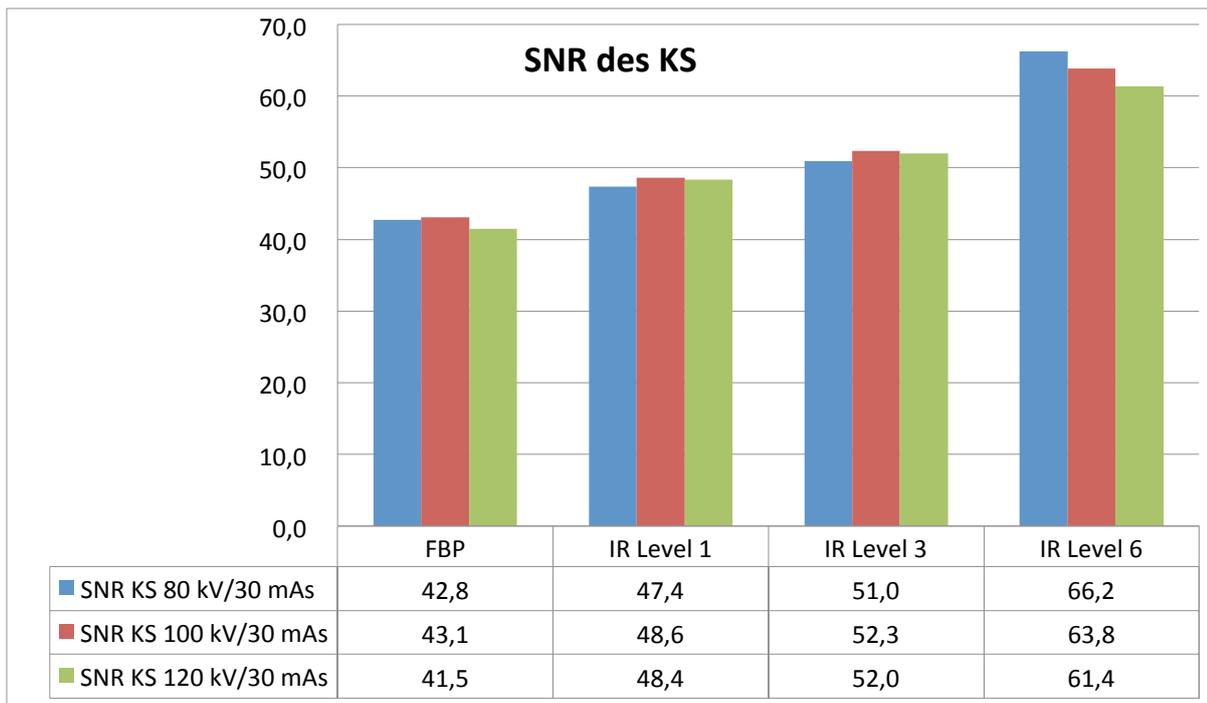


Abbildung 26

SNR des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

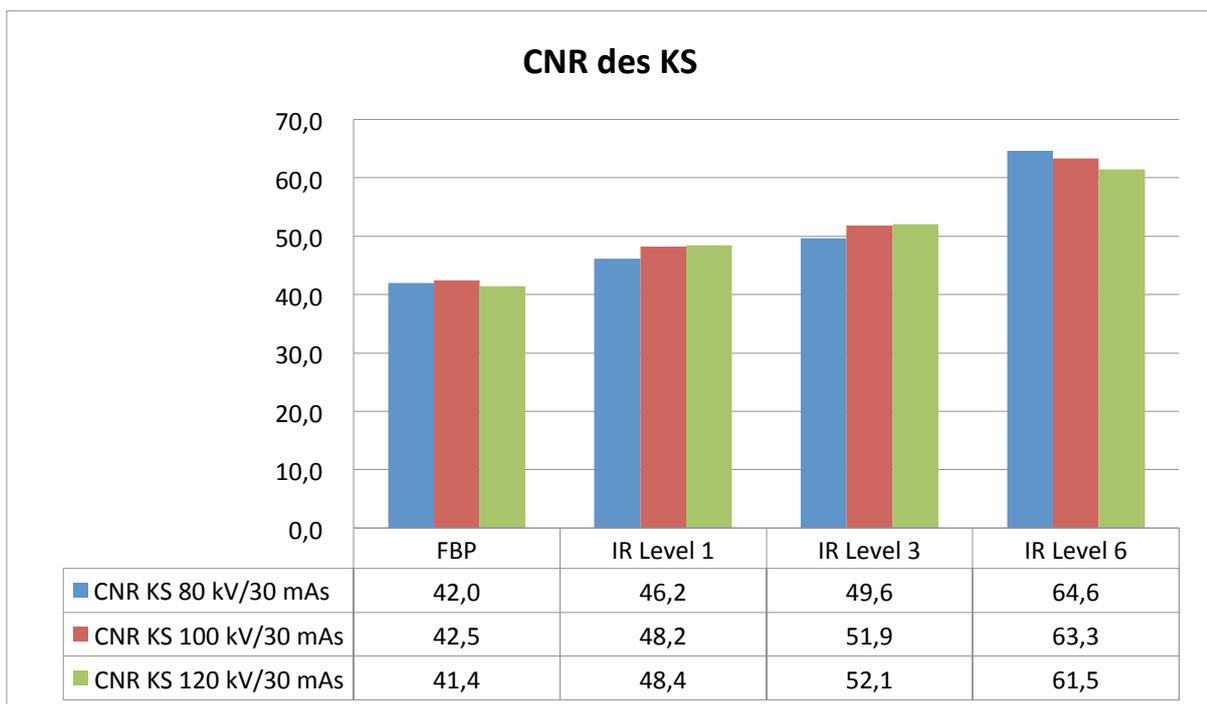


Abbildung 27

CNR des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

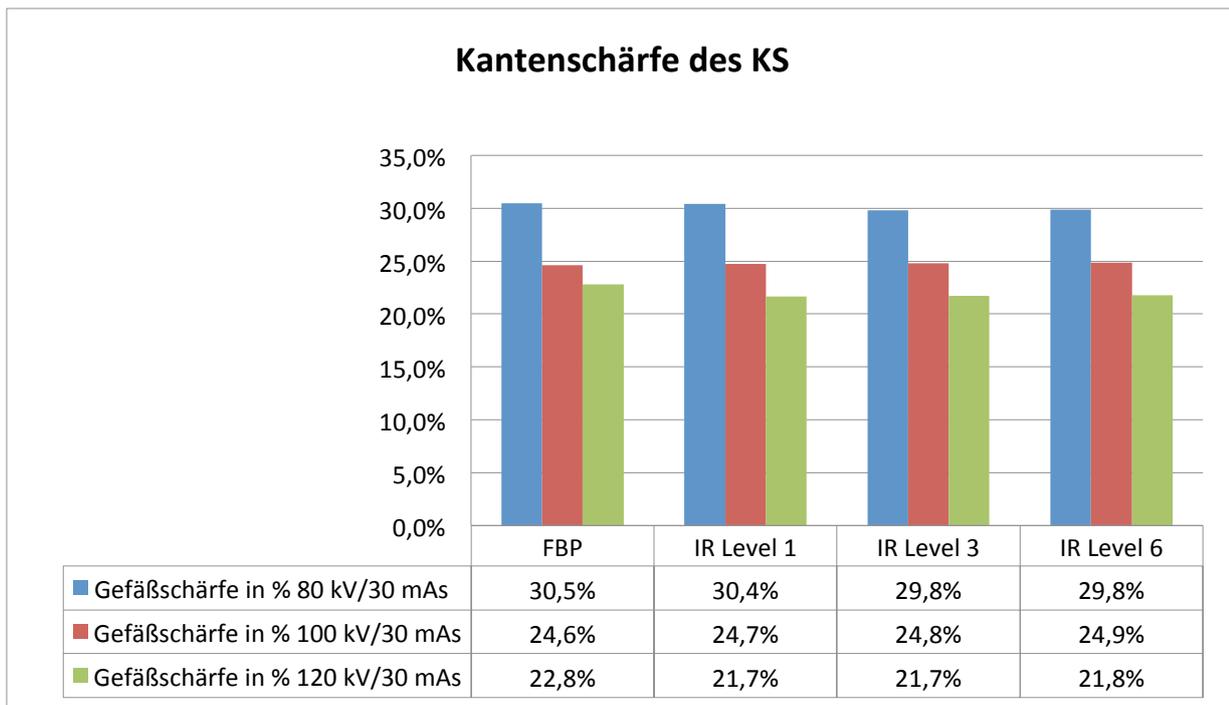


Abbildung 28

Auswertung mittels "Soap-bubble" des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

#### 3.2.2.1.2. Aufnahmen bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

Die höchsten SNR und CNR waren bei einer Röhrenspannung von 80 kV und der Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6 (137,6 bzw. 136,4) zu erreichen.

Bei 80 kV zeigte sich ein diskreter Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren iDose<sup>4</sup> Level 1 (99,8 bzw. 98,9) und iDose<sup>4</sup> Level 3 (110,2 bzw. 109,2); die niedrigsten Werte der beiden o.g. Parameter zeigten die Rekonstruktionen mittels FBP (90,1 bzw. 89,2). Eine Erhöhung der Röhrenspannung auf 100 kV bzw. 120 kV ergab keine große Änderung der beiden o.g. Parameter (Abbildungen 29 und 30).

Die Auswertung der Kantenschärfe mit dem Programm „Soap-bubble“ zeigte die höchsten Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 80 kV; das Rekonstruktionsverfahren hatte hier keinen Einfluss (Abbildung 31).

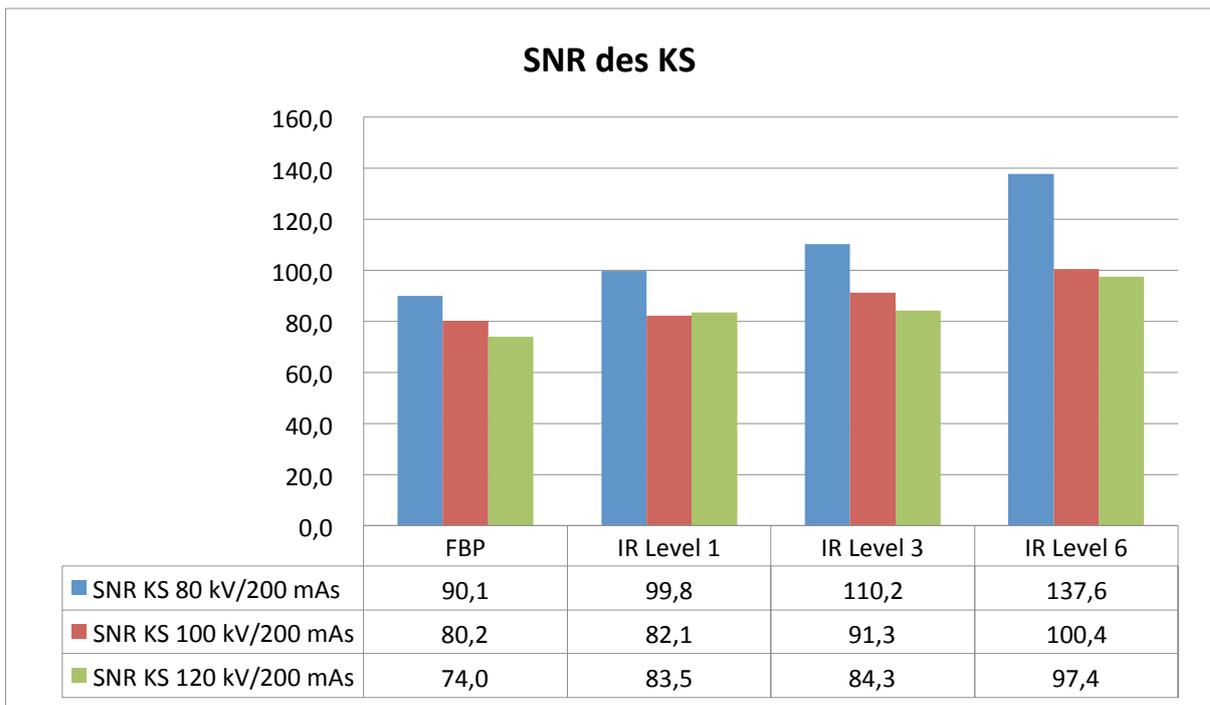


Abbildung 29

SNR des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

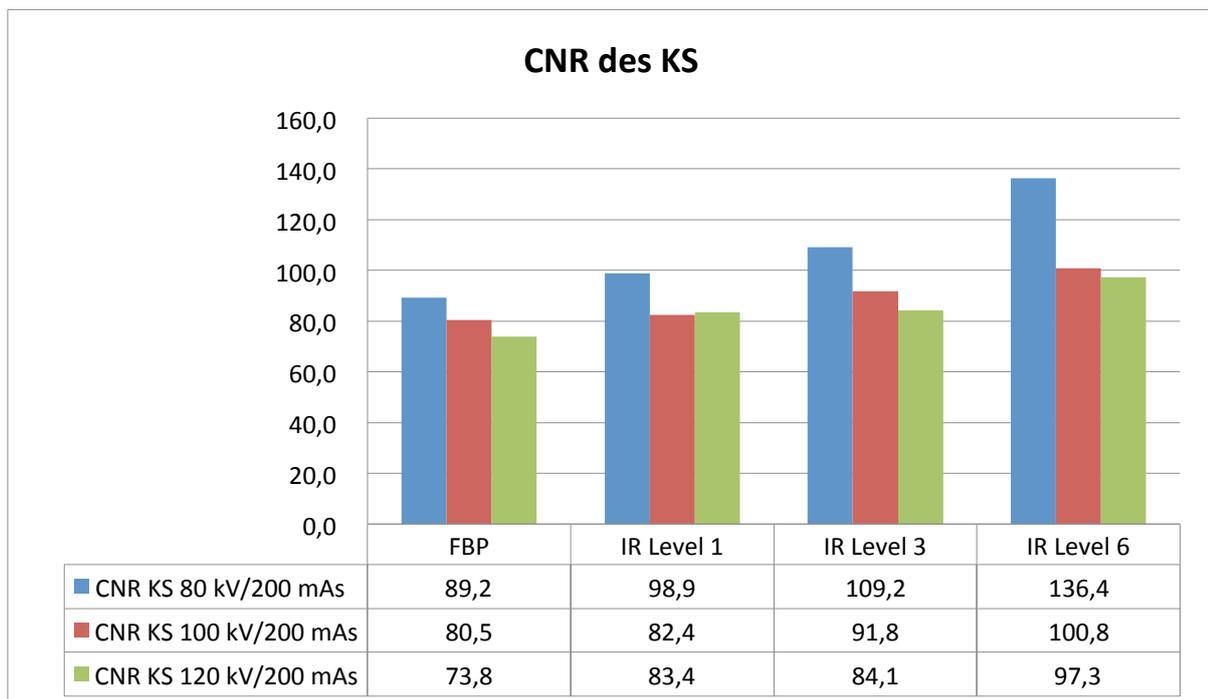
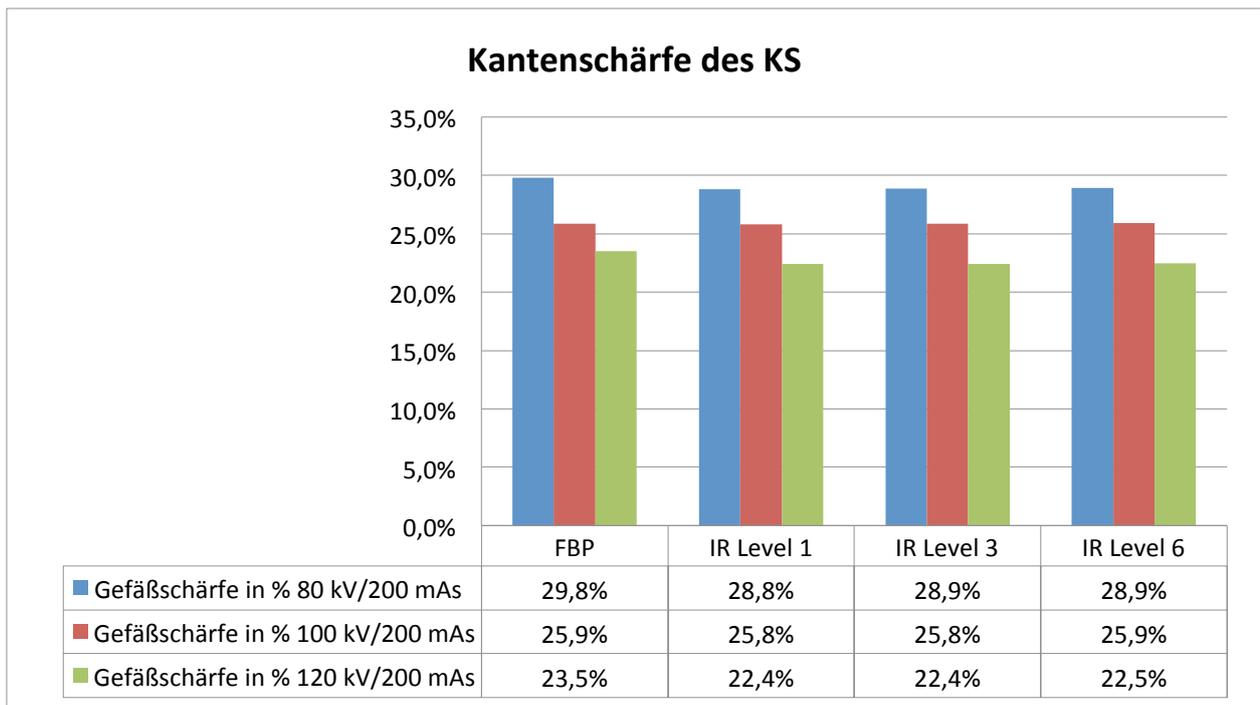


Abbildung 30

CNR des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten



**Abbildung 31**

**Auswertung mittels "Soap-bubble" des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

### 3.2.2.1.3. Aufnahmen bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

Die höchsten SNR und CNR waren bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6 (153,7 bzw. 153,0) zu erreichen.

Bei 80 kV zeigte sich ein diskreter Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren iDose<sup>4</sup> Level 1 (122,7 bzw. 122,1) und iDose<sup>4</sup> Level 3 (132,4 bzw. 131,8); die niedrigsten Werte der beiden o.g. Parameter zeigten die Rekonstruktionen mittels FBP (116,4 bzw. 115,9). Eine Erhöhung der Röhrenspannung auf 100 kV und 120 kV ergab eine diskrete Minderung der beiden o.g. Parameter (Abbildungen 32 und 33). Die Auswertung der Kantenschärfe zeigte die höchsten Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 80 kV; das Rekonstruktionsverfahren hatte hier keinen Einfluss (Abbildung 34).

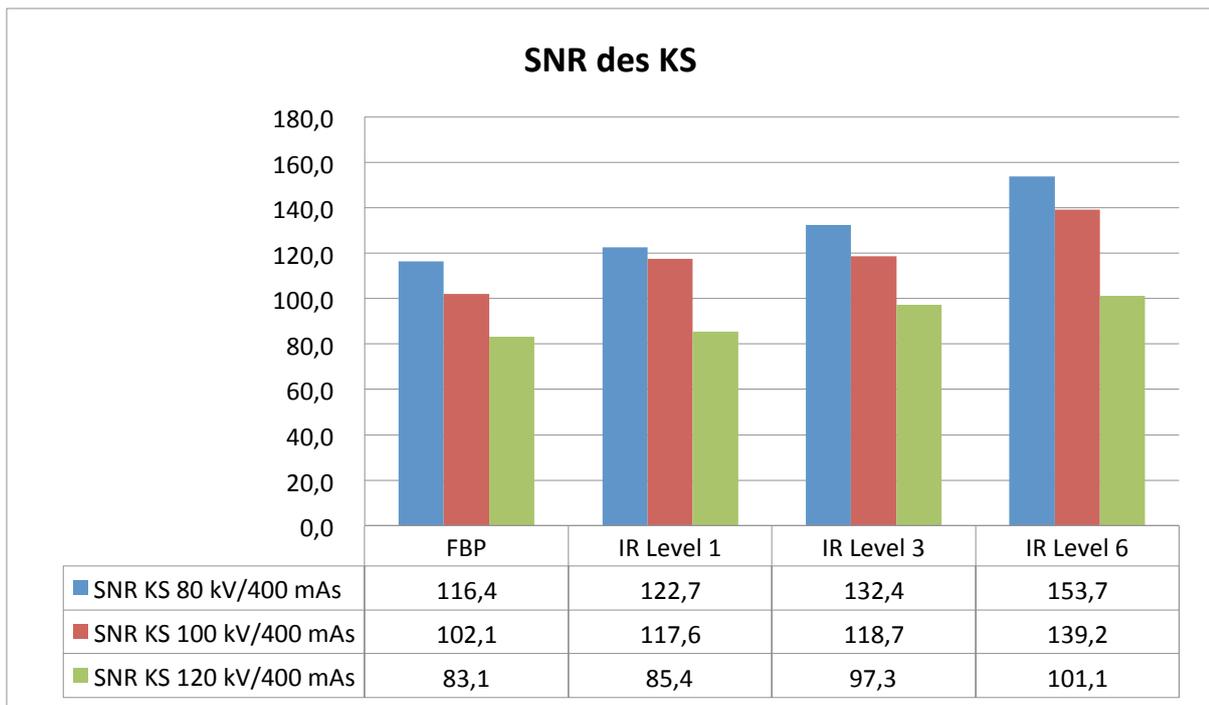


Abbildung 32

SNR des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

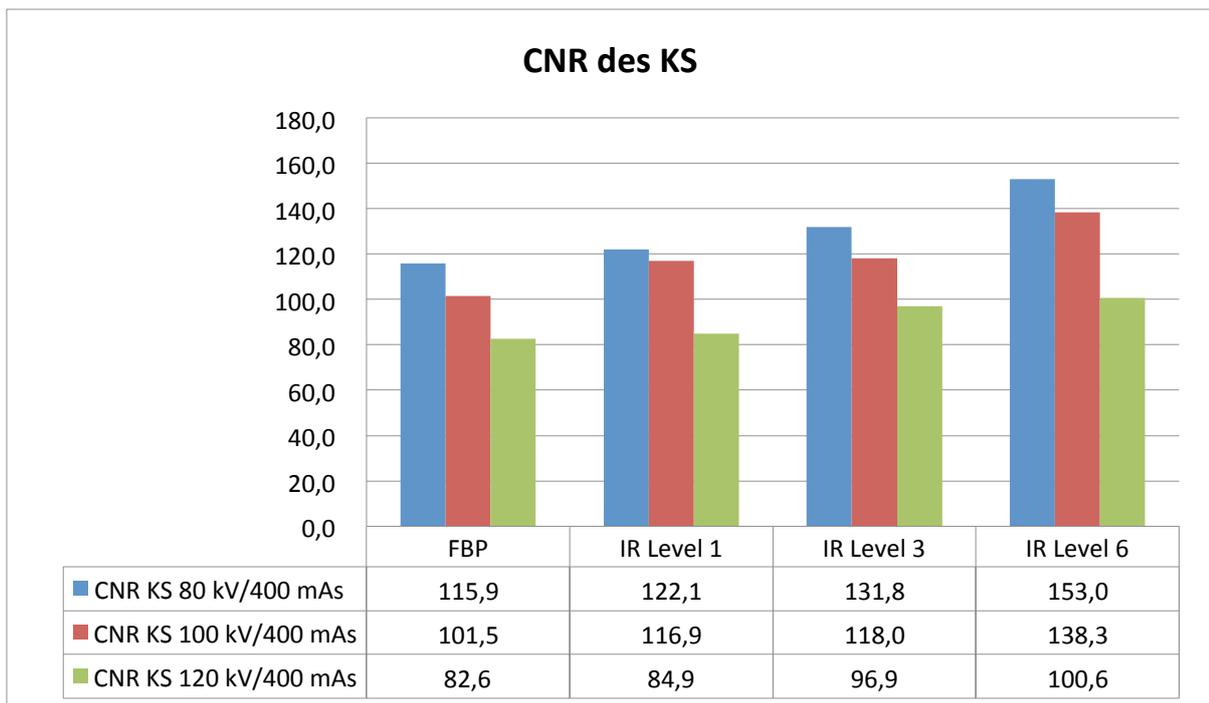


Abbildung 33

CNR des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

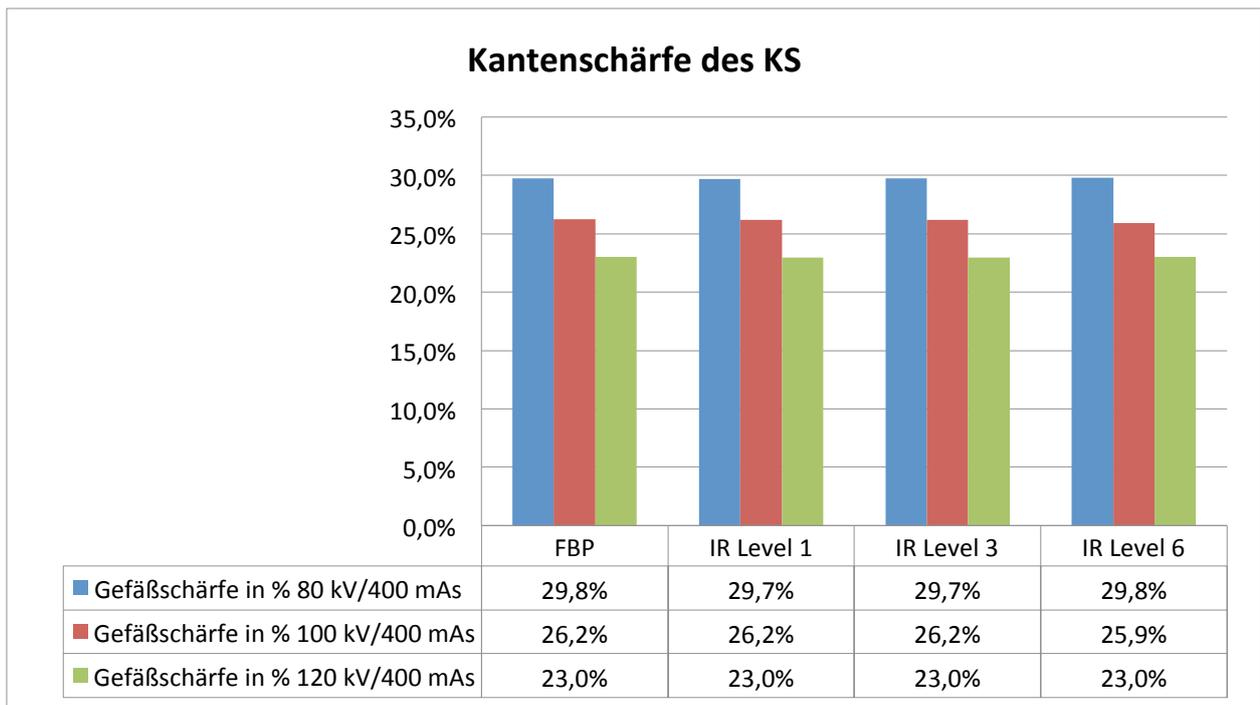


Abbildung 34

**Auswertung mittels "Soap-bubble" des kleinen Silikonröhrchens (KS) bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

### 3.2.2.2. Analyse des großen Silikonröhrchens (GS)

#### 3.2.2.2.1. Aufnahmen bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

Die höchsten SNR und CNR waren bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6 (67,1 bzw. 65,5) zu erreichen. Bei 80 kV zeigte sich ein diskreter Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren iDose<sup>4</sup> Level 1 (50,1 bzw. 48,9) und iDose<sup>4</sup> Level 3 (53,6 bzw. 52,3); die niedrigsten Werte der beiden o.g. Parameter zeigten die Rekonstruktionen mittels FBP (45,0 bzw. 44,3). Eine Erhöhung der Röhrenspannung auf 100 kV und 120 kV beeinflusste die beiden o.g. Parameter nur minimal (Abbildungen 35 und 36). Die zusätzliche Auswertung der Kantenschärfe mit dem Programm „Soap-bubble“ zeigte die höchsten Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 80 kV; das Rekonstruktionsverfahren hatte hier keine Bedeutung (Abbildung 37).

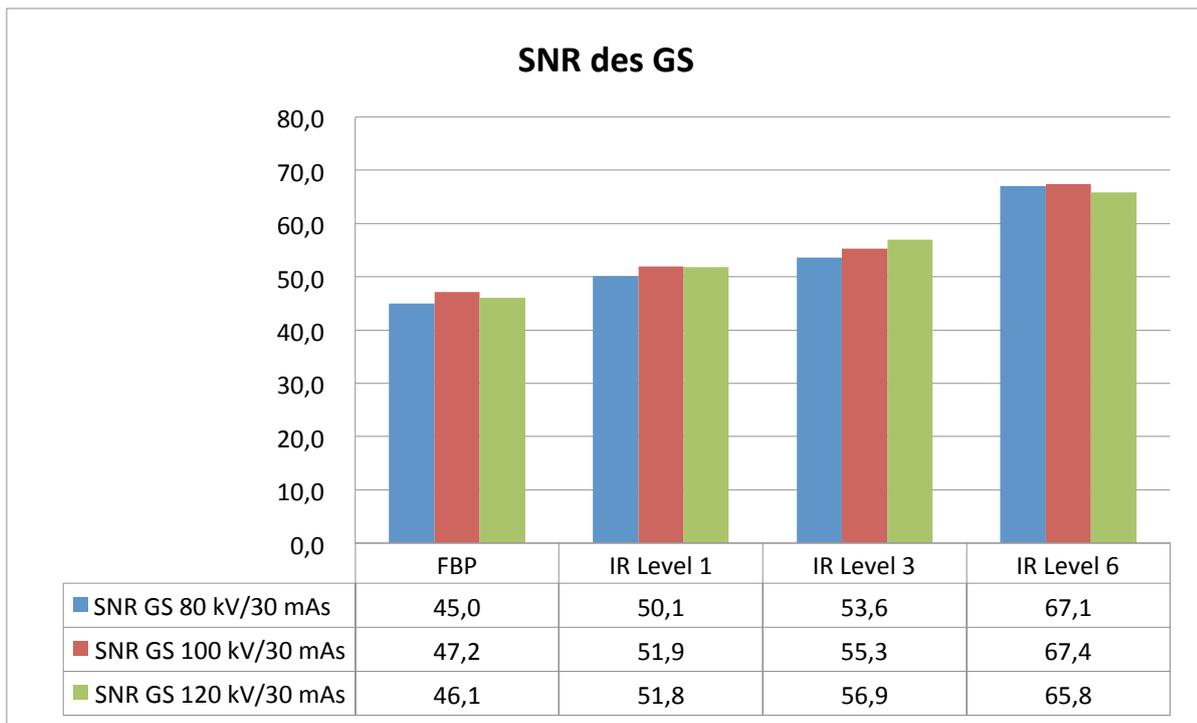


Abbildung 35

SNR des großen Silikonröhrchens (GS) bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

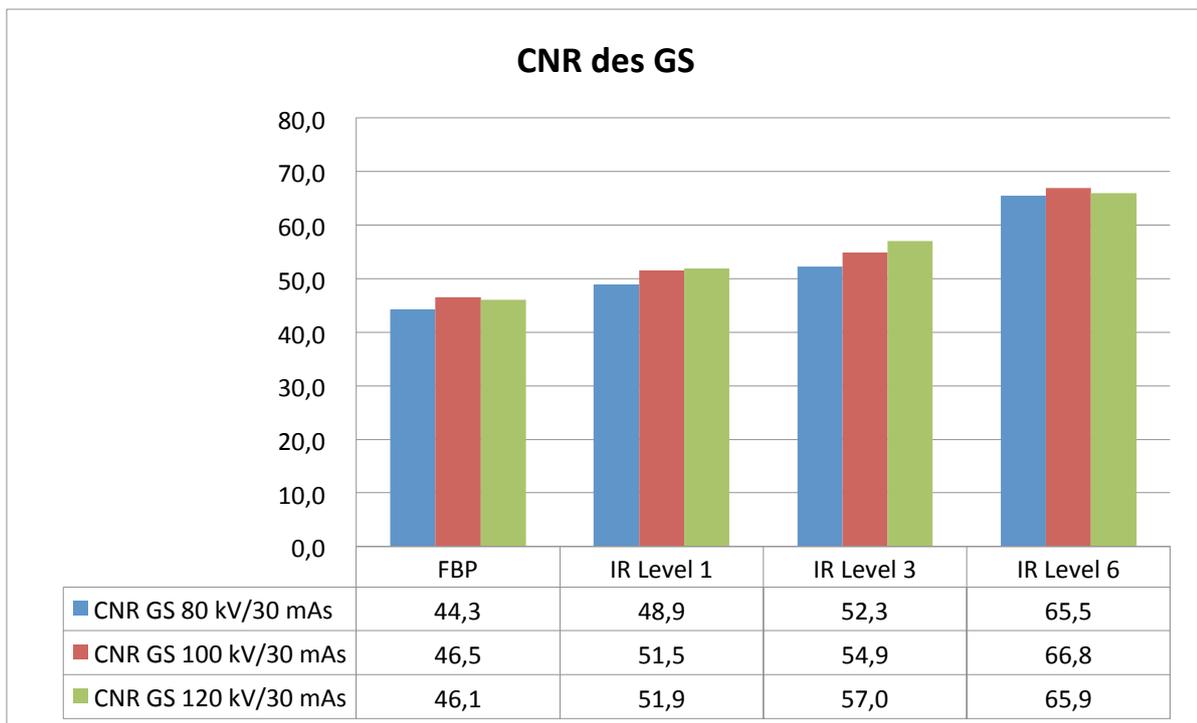


Abbildung 36

CNR des großen Silikonröhrchens (GS) bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

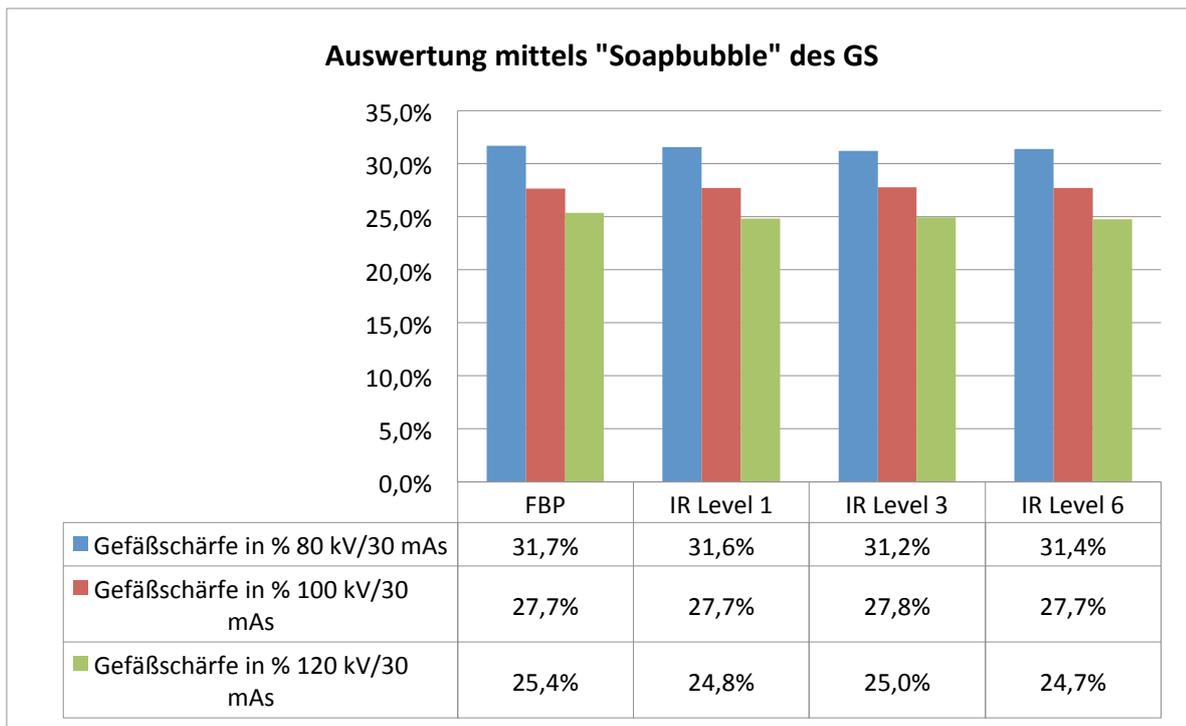


Abbildung 37

**Auswertung mittels "Soap-bubble" des großen Silikonröhrchens (GS) bei 30 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

#### 3.2.2.2.2. Aufnahmen bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

Die höchsten SNR und CNR waren bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6 (146,1 bzw. 144,9) zu erreichen. Bei 80 kV zeigte sich ein diskreter Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren iDose<sup>4</sup> Level 1 (105,3 bzw. 104,4) und iDose<sup>4</sup> Level 3 (114,6 bzw. 113,6); die niedrigsten Werte der beiden o.g. Parameter zeigten die Rekonstruktionen mittels FBP (97,8 bzw. 96,8). Eine Erhöhung der Röhrenspannung auf 100 kV und 120 kV ergab eine z.T. deutliche Minderung der beiden o.g. Parameter (Abbildungen 38 und 39). Die zusätzliche Auswertung der Kantenschärfe mit dem Programm „Soap-bubble“ zeigte die höchsten Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 80 kV; das Rekonstruktionsverfahren hatte hier keine Bedeutung (Abbildung 40).

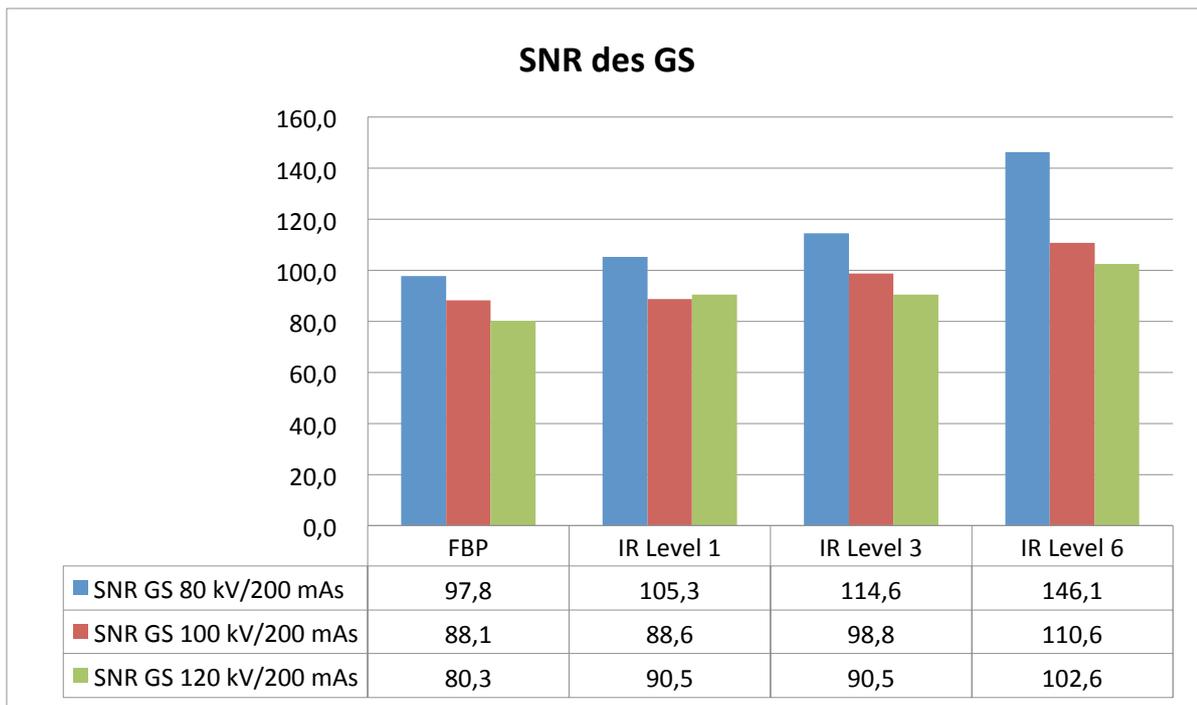


Abbildung 38

SNR des großen Silikonröhrchens (GS) bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

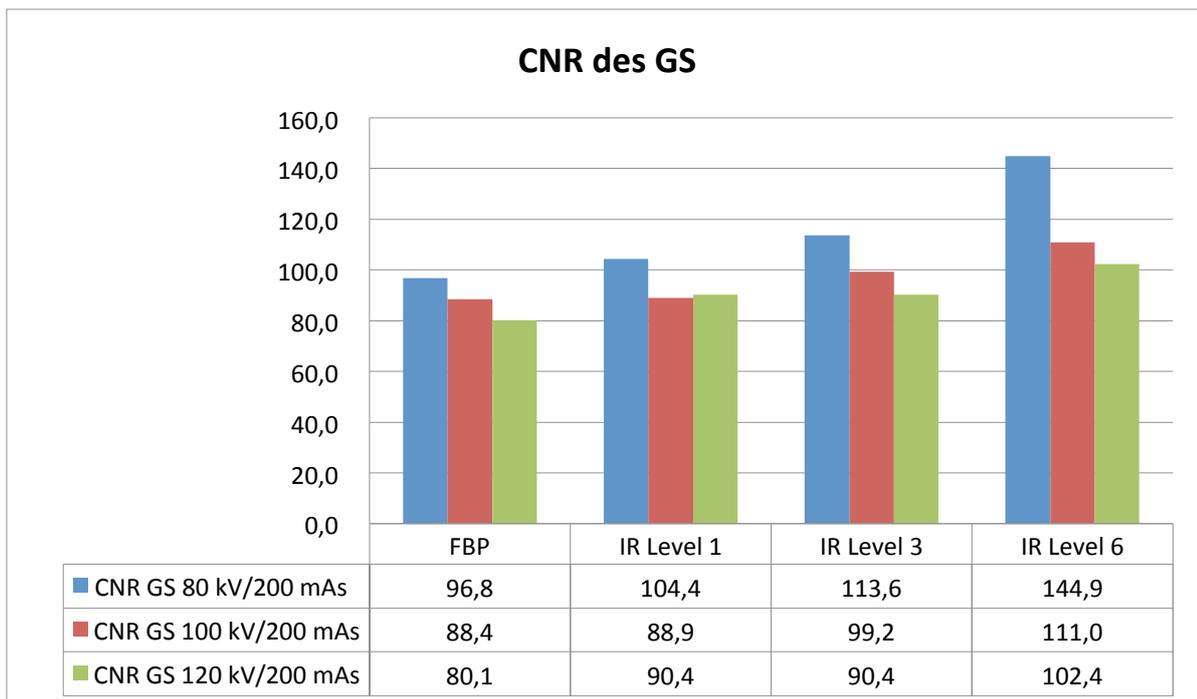


Abbildung 39

CNR des großen Silikonröhrchens (GS) bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

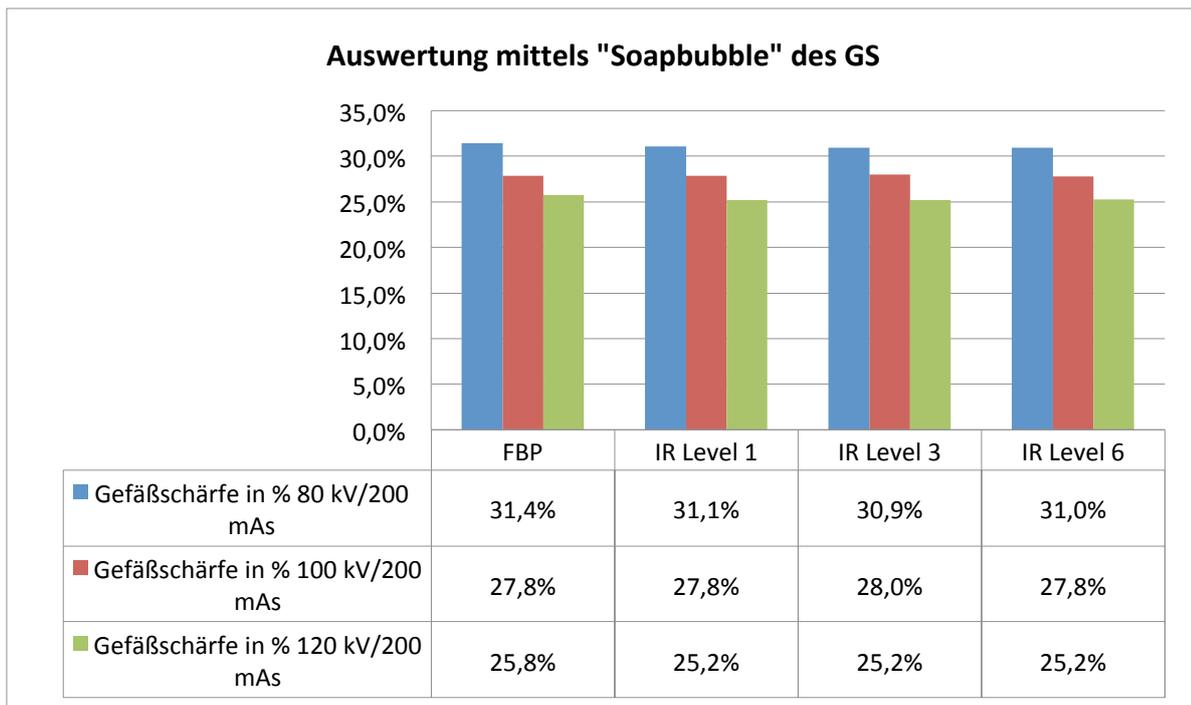


Abbildung 40

**Auswertung mittels "Soap-bubble" des großen Silikonröhrchens (GS) bei 200 mAs und unterschiedlichen kV-Werten**

### 3.2.2.2.3. Aufnahmen bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

Die höchsten SNR und CNR waren bei einer Röhrenspannung von 80 kV und Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6 (165,6 bzw. 164,9) zu erreichen. Bei 80 kV zeigte sich ein deutlicher Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren iDose<sup>4</sup> Level 1 (127,3 bzw. 126,8) und iDose<sup>4</sup> Level 3 (145,5 bzw. 144,9); die Rekonstruktionen mittels FBP (129,0 bzw. 128,4) zeigten etwas bessere Ergebnisse als die Rekonstruktionen mittels iDose<sup>4</sup> Level 1. Eine Erhöhung der Röhrenspannung auf 100 kV und 120 kV ergab eine z.T. deutliche Minderung der beiden o.g. Parameter (Abbildungen 41 und 42). Die zusätzliche Auswertung der Kantenschärfe mit dem Programm „Soap-bubble“ zeigte die höchsten Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 80 kV; das Rekonstruktionsverfahren hatte hier keine Bedeutung (Abbildung 43).

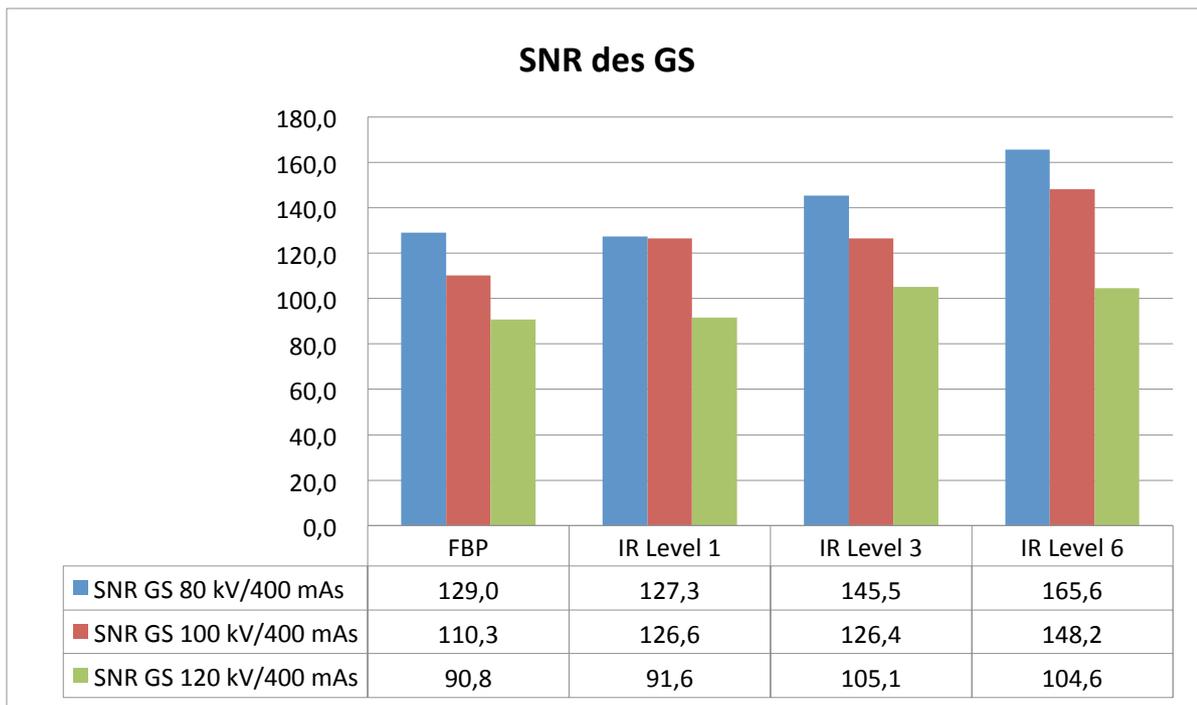


Abbildung 41

SNR des großen Silikonröhrchens (GS) bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

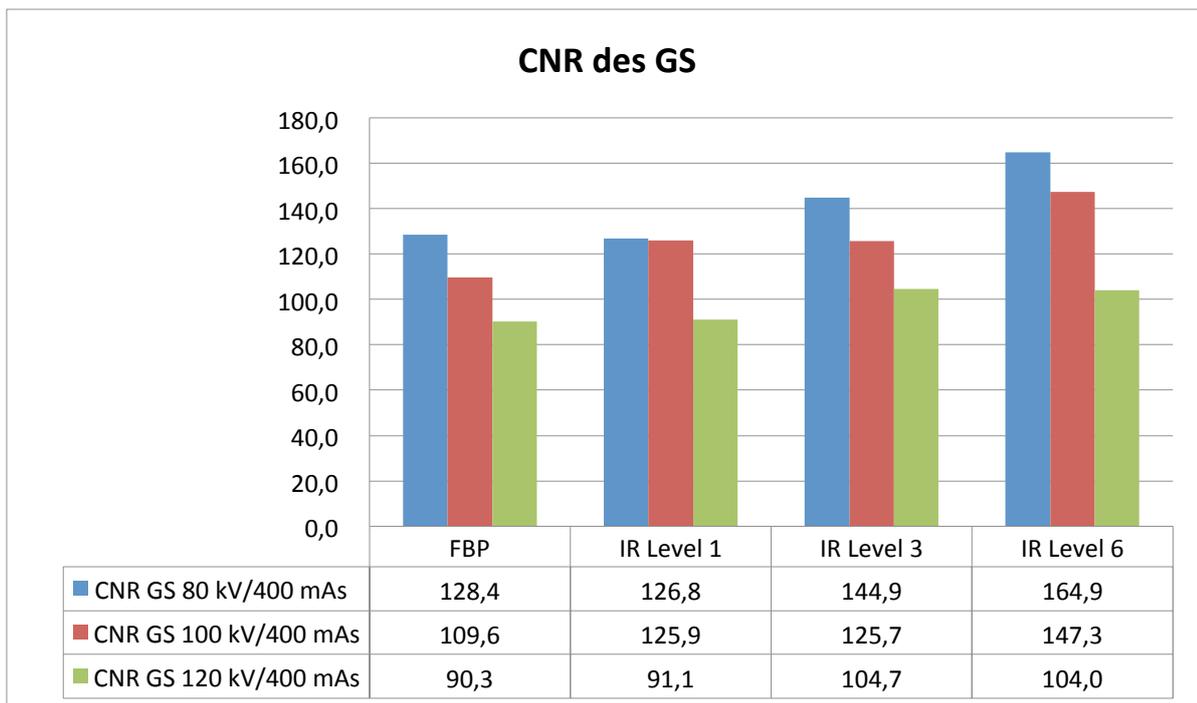


Abbildung 42

CNR des großen Silikonröhrchens (GS) bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

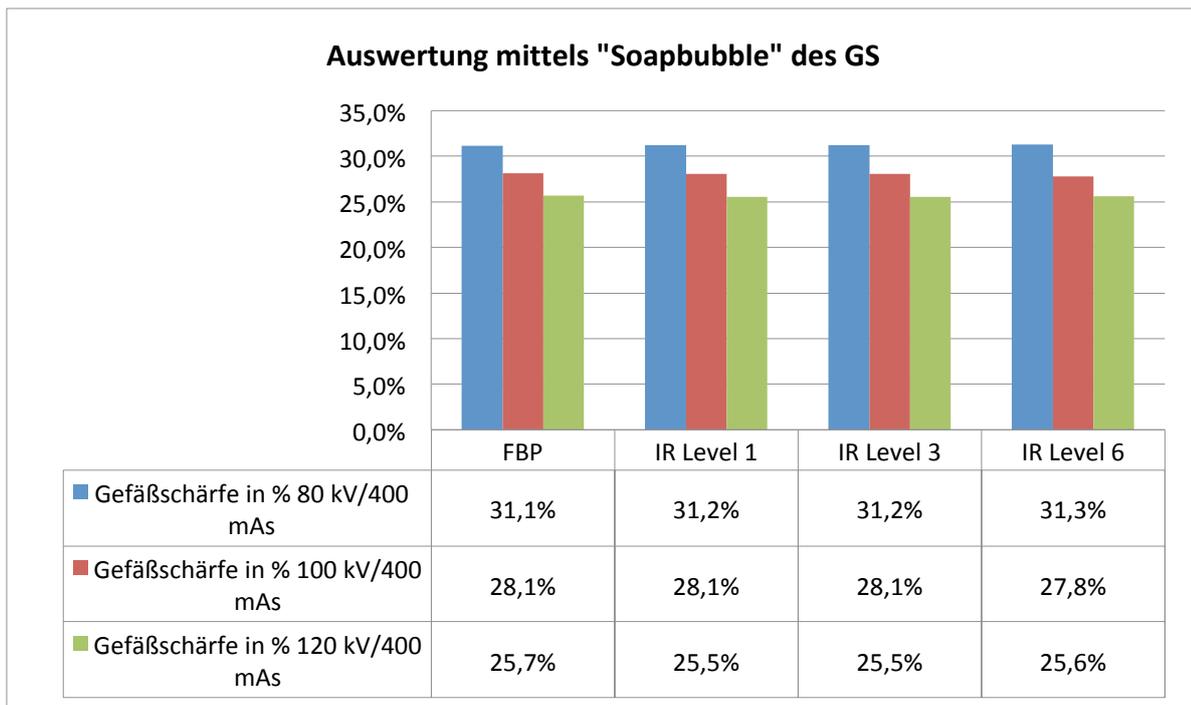


Abbildung 43

Auswertung mittels "Soap-bubble" des großen Silikonröhrchens (GS) bei 400 mAs und unterschiedlichen kV-Werten

### 3.3. Diskussion

In dieser Phantomstudie zeigte sich eine deutliche (z.T. über 30%) Reduktion des Bildrauschens im Vergleich zur FBP durch die Anwendung der IR (vor allem iDose<sup>4</sup> Level 6). Die Reduktion des Bildrauschens wird durch nahezu alle Studien zur IR der unterschiedlichen Hersteller bestätigt<sup>14,18-36</sup>.

Die höchsten SNR- und CNR-Werte zeigten die Aufnahmen bei einer Röhrenspannung von 80 kV, einem Röhrenstrom von 400 mAs und bei der Rekonstruktion mittels iDose<sup>4</sup> Level 6. Die niedrigsten SNR- und CNR-Werte zeigten die Aufnahmen bei einem Röhrenstrom von 30 mAs und Rekonstruktion mittels FBP. Allerdings führte eine Erhöhung des Röhrenstroms von 30 mAs auf 200 mAs zu einer deutlicheren (über 50%) Steigerung des CNR und SNR als eine weitere Erhöhung des Röhrenstroms von 200 mAs auf 400 mAs (bis 12%). Es lässt sich zusammenfassen, dass eine Röhrenspannung von 80 kV und ein Röhrenstrom von 200 mAs die optimalsten Einstellparameter für dieses Gefäßmodell sind; die Ergebnisse sind in erster Linie durch eine Steigerung des Photoeffekts bei den Aufnahmen mit einer niedrigeren Röhrenspannung zu erklären. Die Steigerung des Photoeffekts erklärt sich durch eine hohe Absorptionsrate der Röntgenstrahlung durch das jodhaltige Kontrastmittel nach dem Absorptionsgesetz<sup>6</sup>.

Ähnliche Ergebnisse bezüglich des CNR zeigten die Studien zu iDose<sup>4</sup> von Noel et al. 2011<sup>14</sup> und Higuchi et al. 2013<sup>24</sup>. In der Studie von Itatani et al. 2013 (iDose<sup>4</sup>) wurden nur CT-Werte beim kontrastierten Gefäßmodell bestimmt; die Ergebnisse ähneln den Ergebnissen unserer Studie. Dabei wurde auch die Möglichkeit einer Kontrastmittelreduktion bei Studien mit niedrigen kV-Protokollen diskutiert, um eine kontrastmittelinduzierte Nephropathie zu vermeiden<sup>19</sup>. Die Studie von Kondo et al. 2013 (iDose<sup>4</sup>) zeigte allerdings, dass die Verwendung von iDose<sup>4</sup> keine signifikante Verbesserung im Vergleich zur FBP bei der Untersuchung von Niedrigkontrast-Objekten bringt<sup>27</sup> und die Studie von Klink et al. 2013 (iDose<sup>4</sup>) zeigte eine vergleichbare Qualität der Aufnahmen nach Rekonstruktionen mittels iDose<sup>4</sup> und FBP<sup>26</sup>.

Studien, die die IR anderer Gerätehersteller (Siemens, General Electric, Toshiba) untersuchten haben, zeigten ebenso eine Verbesserung der Bildqualität nach der Anwendung der IR<sup>20,21,25,28,29,31-34</sup>.

Die Auswertung der Kantenschärfe mittels des Programms „Soap-bubble“ zeigte die höchsten Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 80 kV, einem Röhrenstrom von 30 mAs und der Rekonstruktion mittels FBP. Die niedrigsten Werte waren bei einer Röhrenspannung von 120 kV und einem Röhrenstrom von 30 mAs zu detektieren. Eine Erhöhung des Röhrenstroms auf 200 mAs und auf 400 mAs zeigte keine signifikante Veränderung der Kantenschärfe. Innerhalb einer Serie betrug der Unterschied zwischen den Rekonstruktionsverfahren weniger als 1%. Zwischen den beiden unterschiedlich großen Silikonröhrchen wurde auch kein nennenswerter Unterschied bezüglich der Kantenschärfe festgestellt. Es lässt sich somit zusammenfassen, dass für die Kantenschärfe bei der Auswertung der Ergebnisse mittels des Programms „Soap-bubble“ die Parameter der Röhrenspannung deutlich wichtiger sind als das Rekonstruktionsverfahren oder die Einstellung des Röhrenstroms; die Ergebnisse sind ebenfalls in erster Linie durch die Steigerung des Photoeffekts bei den Aufnahmen mit einer niedrigeren Röhrenspannung zu erklären.

Analoge Untersuchungen mit Verwendung des Programms „Soap-bubble“ im Bereich der Computertomographie existieren bislang nicht.

#### 4. In-vivo-Studie

##### 4.1. Material und Methoden

In die Studie wurden Patienten retrospektiv eingeschlossen, bei denen vor Einführung der IR-Technologie eine kontrastmittelgestützte CT-Untersuchung des Thorax oder Abdomen durchgeführt wurde und die Daten mittels FBP rekonstruiert wurden und die nach Einführung der IR-Technologie am gleichen Gerät eine Wiederholungsuntersuchung erhielten. Zum einen wurde die Bildqualität subjektiv und objektiv analysiert, zum anderen wurden die Dosisprodukte verglichen.

##### 4.1.1. Untersuchungsgerät

Brilliance iCT 256-Slice CT-Scanner (Philips Healthcare, Best, The Netherlands).

##### 4.1.2. Subjektive Analyse

Für die subjektive Beurteilung der Bildqualität wurde eine 5-Punkt-Likert-Skala verwendet (Tabelle 3). Die Auswertung der Studien erfolgte im Konsensverfahren zweier Radiologen unterschiedlichen Ausbildungsstands (mit und ohne abgeschlossene Facharztausbildung).

Die Aufnahme nach IR ist definitiv besser	-2
Die Aufnahme nach IR ist etwas besser als	-1
Die Aufnahmen FBP und IR sind gleich	0
Die Aufnahme nach FBP ist etwas besser	1
Die Aufnahme nach FBP ist definitiv besser	2

**Tabelle 3**

**Das Prinzip der Punkteverteilung bei der subjektiven Beurteilung der Aufnahmen anhand einer 5-Punkt-Likert-Skala.**

##### 4.1.3. Statistik

Der p-Wert wurde mittels StatPlus:mac LE (AnalystSoft Inc., StatPlus:mac - Programm statistischer Analyse. Version v6. [www.analystsoft.com/de/](http://www.analystsoft.com/de/)) bestimmt; die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde für alle Tests mit  $p=0,05$  festgelegt. Die übrige statistische Auswertung sowie die Erstellung aller Diagramme wurden mittels des Programms Microsoft Excel für Mac 2011, Version 14.5.3 (150624) durchgeführt.

##### 4.1.4. Untersuchung des Thorax

###### 4.1.4.1. Patientenkollektiv

Das Untersuchungskollektiv umfasst 27 Patienten (9 Frauen (33%), 18 Männer (67%); Durchschnittsalter 67 Jahre (32-81 Jahre)).

###### 4.1.4.2. Untersuchungsparameter

Die CT-Untersuchungen vor Anwendung der IR wurden mit folgenden Parametern akquiriert: Röhrenspannung 120 kV, adaptierter Röhrenstrom (ACS, Z-DOM-Modulation), Kollimation 128 x 0,625

mm, Pitch 0,993, Rotationszeit 0,5 sec., Kontrastmittelvolumen 90 ml, Flussrate 3 ml/sec., Delay 50 sec. Die CT-Spirale wurde mit einer Schichtdicke von 5 mm und einem Inkrement von 4 mm im Weichteilfenster (Fensterbreite von 50 bis 390 HU) und im Lungenfenster (Fensterbreite von -400 bis 1800 HU) rekonstruiert. Als Rekonstruktionsverfahren wurde die FBP verwendet.

Nach Einführung der IR wurden die CT-Untersuchungen mit folgenden Parametern akquiriert: Röhrenspannung 120 kV, adaptierter Röhrenstrom (ACS und Z-DOM-Modulation), Kollimation 128 x 0,625, Pitch 0,993, Rotationszeit 0,5 sec., Kontrastmittelvolumen 60 ml, Bolustriggerung, Flussrate 3 ml/sec. Eine Reduktion des Kontrastmittelvolumens erfolgte zwecks einer Vorbeugung der kontrastmittelinduzierten Nephropathie und das Bolus-Tracking im Truncus pulmonalis zwecks einer besseren Darstellung der hilären Lymphknoten. Die CT-Spirale wurde mit einer Schichtdicke von 5 mm im Weichteilfenster (Fensterbreite von 50 bis 390 HU) und im Lungenfenster (Fensterbreite von -400 bis 1800 HU) rekonstruiert. Als Rekonstruktionsverfahren wurden iDose<sup>4</sup> Level 2 (Weichteilfenster) und Level 3 (Lungenfenster) verwendet.

#### 4.1.4.3. Bildanalyse

In Rahmen der objektiven Analyse wurden die Dosisprodukte vor und nach der Anwendung der IR verglichen. Als Dosisprodukte wurden  $CTDI_{Vol}$  und DLP definiert. Ebenso wurden das SNR des Muskelgewebes  $SNR_{Muskel}$ , das SNR des Fettgewebes  $SNR_{Fett}$  und das CNR zwischen Muskelgewebe und Fettgewebe  $CNR_{Muskel/Fett}$  vor und nach der Anwendung von iDose<sup>4</sup> verglichen. Die Formel für das  $SNR_{Muskel}$  ist die gemessene Dichte des Muskelgewebes der Thoraxwand dividiert durch die Standardabweichung der Luft:

$$SNR_{Muskel} = \frac{SI_{Muskel}}{SD_{Luft}}$$

Die Formel für das  $SNR_{Fett}$  ist die gemessene Dichte des Fettgewebes des Mediastinums dividiert durch die Standardabweichung der Luft:

$$SNR_{Fett} = \frac{SI_{Fett}}{SD_{Luft}}$$

Die Formel für das  $CNR_{Muskel/Fett}$  ist die Differenz zwischen der gemessenen Dichte des Muskelgewebes der Thoraxwand und der gemessenen Dichte des mediastinalen Fettgewebes, dividiert durch Standardabweichung der Luft (Abbildung 44):

$$CNR_{Muskel/Fett} = \frac{SI_{Muskel} - SI_{Fett}}{SD_{Luft}}$$

Für die Analyse des Bildrauschens wurden die Standardabweichungen der Luft ( $SD_{Luft}$ ) vor und nach der Anwendung der IR verglichen.

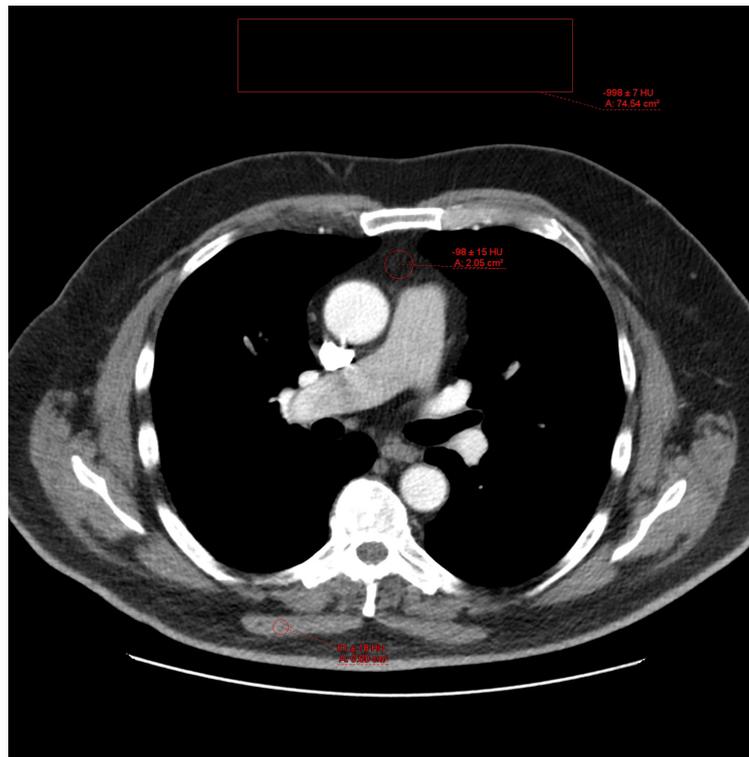


Abbildung 44

#### Beispiel der Bestimmung der Dichtewerte in der Thorax-CT

Die subjektive Analyse wurde anhand der 5-Punkt-Likert-Skala und im Konsensverfahren zweier Radiologen durchgeführt. Es sind folgende Kriterien evaluiert worden:

1. Visuelle Kantenschärfe des Mediastinums auf Höhe der Carina.
2. Visuelle Kantenschärfe der Trachea auf Höhe der Carina
3. Visuelle Kantenschärfe der BWS auf Höhe der Carina
4. Visuelle Kantenschärfe der Rückenmuskulatur auf Höhe der Carina.

#### 4.1.5. Untersuchung des Abdomens

##### 4.1.5.1. Patientenkollektiv

Das Untersuchungskollektiv umfasste 29 Patienten (13 Frauen (45%), 16 Männer (55%); Durchschnittsalter 67 Jahre (38-94 Jahre).

##### 4.1.5.2. Untersuchungsparameter

Die CT-Untersuchungen vor Anwendung der IR wurden mit folgenden Parametern akquiriert: Röhrenspannung 120 kV, adaptierter Röhrenstrom (ACS und Z-DOM-Modulation), Kollimation 64 x 0,625, Pitch 0,984, Rotationszeit 0,75 sec., Kontrastmittelvolumen 150 ml, Flussrate 3 ml/sec., Delay 60 sec. (Protokoll Doppelspirale) und 90 sec. (Protokoll Einzelspirale). Delay des Restabdomens (Becken) 150 sec. Die CT-Spirale wurde mit einer Schichtdicke von 5 mm und einem Inkrement von 4 mm im Weichteilfenster (Fensterbreite von 50 bis 390) HU rekonstruiert. Als Rekonstruktionsverfahren wurde die FBP verwendet.

Nach Anwendung der IR wurden die CT-Untersuchungen mit folgenden Parametern akquiriert:

Röhrensorgung 120 kV, adaptierter Röhrenstrom (ACS und Z-DOM-Modulation), Kollimation 64 x 0,625, Pitch 0,984, Rotationszeit 0,75 sec., Kontrastmittelvolumen 100 ml, Delay 60 sec. (Protokoll Doppelspirale) und 90 sec. (Protokoll Einzelspirale), Flussrate 3 ml/sec. Die CT-Spirale wurde mit einer Schichtdicke von 5 mm im Weichteilfenster (Fensterbreite von 50 bis 390 HU) rekonstruiert. Als Rekonstruktionsverfahren wurde iDose<sup>4</sup> Level 3 verwendet.

#### 4.1.5.3. Bildanalyse

In Rahmen der objektiven Analyse wurden die Dosisprodukte vor und nach der Anwendung der IR verglichen. Als Dosisprodukte wurden  $CTDI_{Vol}$  und DLP definiert. Verglichen wurden auch das SNR des Muskelgewebes ( $SNR_{Muskel}$ ), der Leber ( $SNR_{Leber}$ ) und des Fettgewebes ( $SNR_{Fett}$ ) sowie das CNR zwischen Muskelgewebe und Fettgewebe ( $CNR_{Muskel/Fett}$ ), Fettgewebe und Leber ( $CNR_{Fett/Leber}$ ) und Leber und Muskelgewebe ( $CNR_{Leber/Muskel}$ ) vor und nach der Anwendung der IR. Hier sind die Formeln für die Berechnung verschiedener SNR- und CNR-Werte. Ein Beispiel für die Ermittlung der Dichtewerte ist in Abbildung 45 zu sehen.

$$SNR_{Muskel} = \frac{SI_{Muskel}}{SD_{Luft}}$$

$$SNR_{Leber} = \frac{SI_{Leber}}{SD_{Luft}}$$

$$SNR_{Fett} = \frac{SI_{Fett}}{SD_{Luft}}$$

$$CNR_{Muskel/Fett} = \frac{SI_{Muskel} - SI_{Fett}}{SD_{Luft}}$$

$$CNR_{Fett/Leber} = \frac{SI_{Fett} - SI_{Leber}}{SD_{Luft}}$$

$$CNR_{Leber/Muskel} = \frac{SI_{Leber} - SI_{Muskel}}{SD_{Luft}}$$

Für die Analyse des Bildrauschens wurden die Standardabweichungen der Luft ( $SD_{Luft}$ ) vor und nach der Anwendung der IR verglichen.

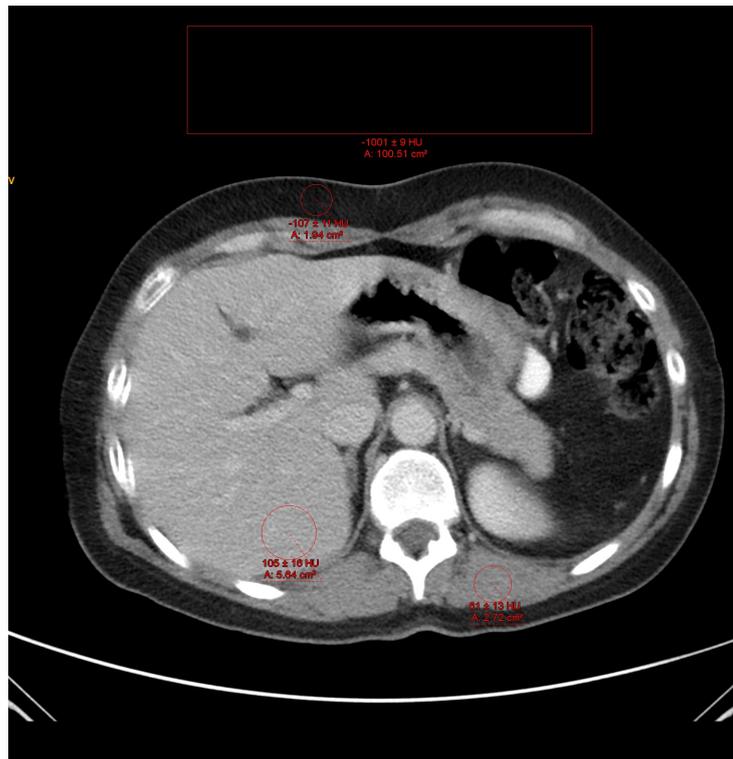


Abbildung 45

Beispiel der Bestimmung der Dichtewerte in der Abdomen-CT.

Die subjektive Analyse wurde anhand der 5-Punkt-Likert-Skala und im Konsensverfahren zweier Radiologen durchgeführt. Es wurden folgende Kriterien evaluiert:

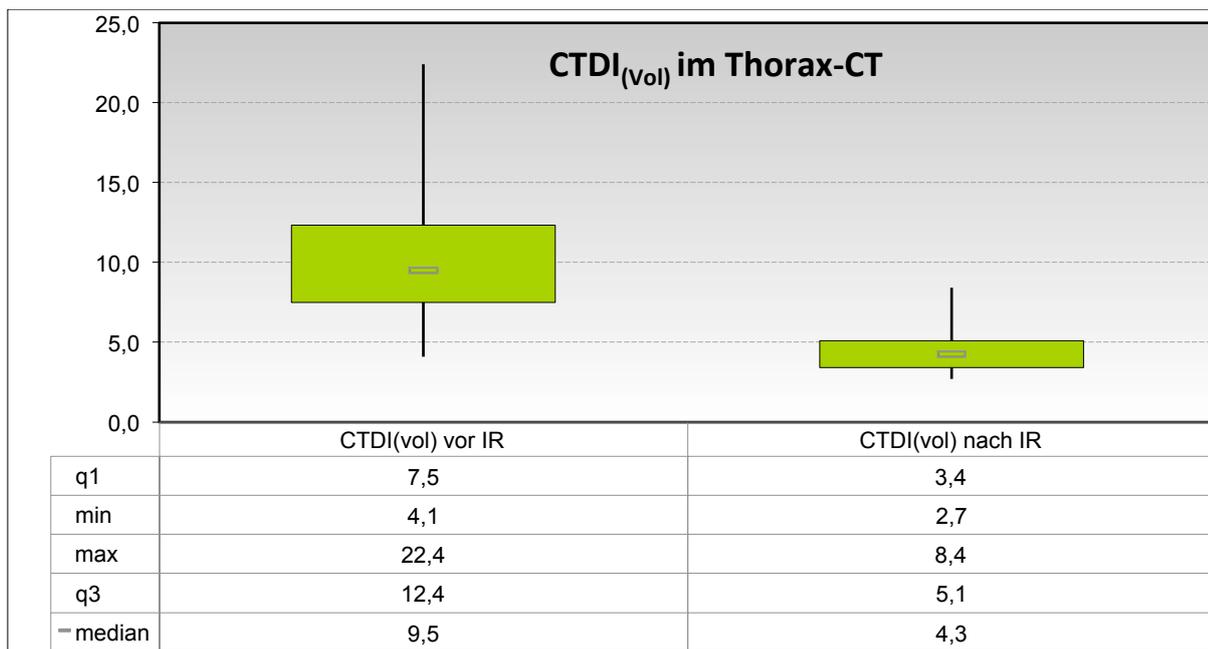
1. Visuelle Kantenschärfe der Leber
2. Visuelle Kantenschärfe des Pankreas
3. Visuelle Kantenschärfe der Nieren
4. Visuelle Kantenschärfe der oberen LWS (LWK1/LWK2)
5. Visuelle Kantenschärfe der Rückenmuskulatur auf Höhe LWK1/LWK2

## 4.2. Ergebnisse

### 4.2.1. Untersuchung des Thorax

#### 4.2.1.1. Objektive Analyse; FPB vs. IR

Das erste Quartil des  $CTDI_{Vol}$  lag vor der Anwendung der IR bei 7,5 mGy und danach bei 3,4 mGy. Das dritte Quartil des  $CTDI_{Vol}$  lag vor der Anwendung der IR bei 12,4 mGy und danach bei 5,1 mGy. Das Minimum und das Maximum des  $CTDI_{Vol}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 4,1 mGy bzw. 2,7 mGy und 22,4 mGy bzw. 8,4 mGy. Der Median des  $CTDI_{Vol}$  lag vor der Anwendung der IR bei 9,5 mGy und danach bei 4,3 mGy. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $CTDI_{Vol}$  nach der Anwendung der IR um ca. 55% (Abbildung 46);  $p < 0,05$ .



**Abbildung 46**

**Vergleich des  $CTDI_{Vol}$  vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Thorax**

Das erste Quartil des DLP lag vor der Anwendung der IR bei 332,4 mGy x cm und danach bei 148,4 mGy x cm. Das dritte Quartil des DLP lag vor der Anwendung der IR bei 553,9 mGy x cm und danach bei 231,6 mGy x cm. Das Minimum und das Maximum des DLP vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 195,0 mGy x cm bzw. 117,5 mGy x cm und 1107,2 mGy x cm bzw. 371,0 mGy x cm. Der Median des DLP lag vor der Anwendung der IR bei 431,0 mGy x cm und danach bei 172,3 mGy x cm. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des DLP nach der Anwendung der IR um ca. 60% (Abbildung 47);  $p < 0,05$ .

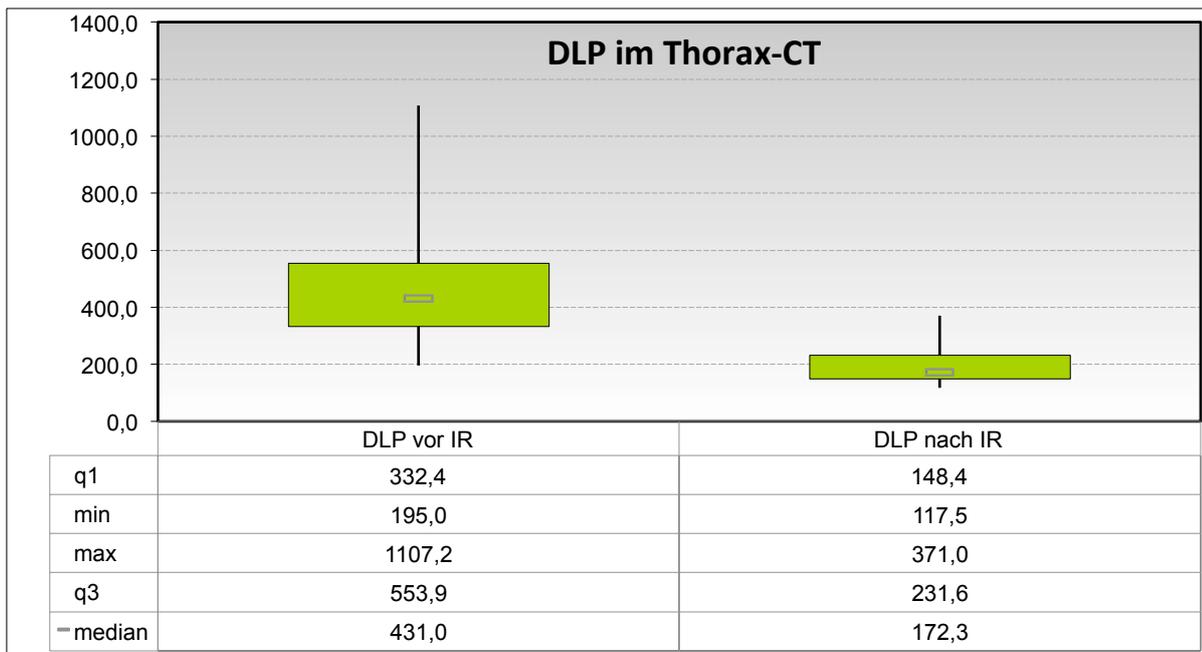


Abbildung 47

Vergleich des DLP vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Thorax

Das erste Quartil des  $SNR_{\text{Muskel}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 5,3 und danach bei 5,7. Das dritte Quartil des  $SNR_{\text{Muskel}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 8,8 und danach bei 7,2. Das Minimum und das Maximum des  $SNR_{\text{Muskel}}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 1,8 bzw. 2,9 und 12,3 bzw. 9,6. Der Median des  $SNR_{\text{Muskel}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 7,2 und danach bei 6,4. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $SNR_{\text{Muskel}}$  nach der Anwendung der IR um ca. 11% (Abbildung 48);  $p < 0,05$ .

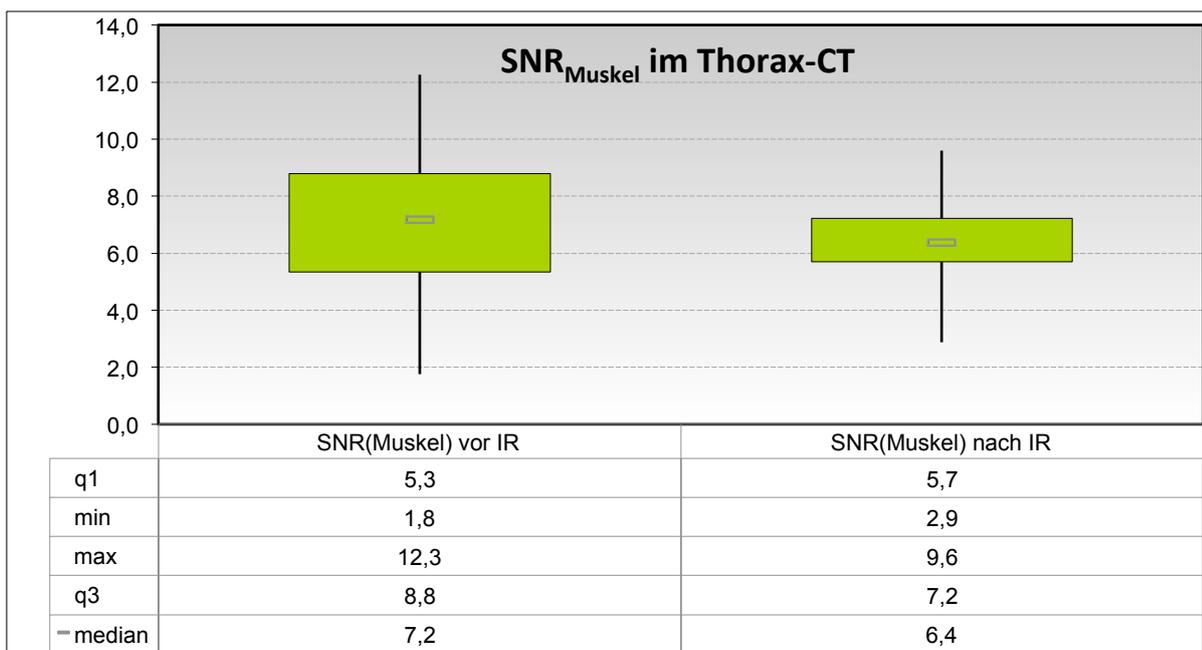
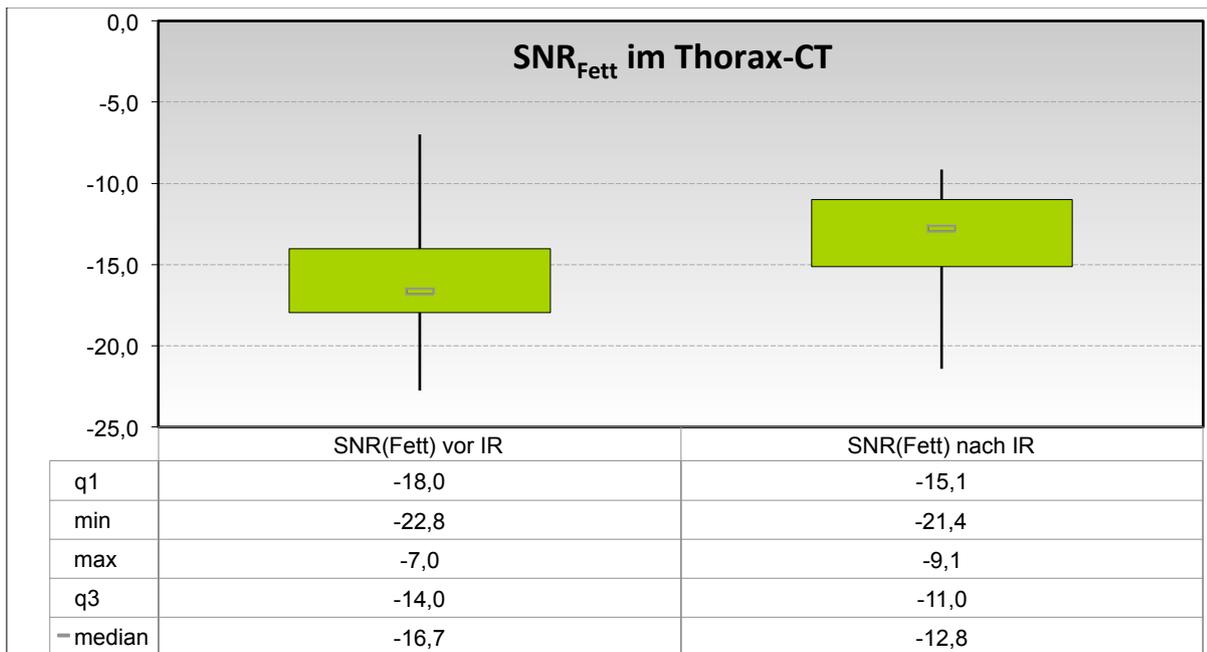


Abbildung 48

Vergleich des  $SNR_{\text{Muskel}}$  vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Thorax

Das erste Quartil des  $SNR_{Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei -18 und danach bei -15. Das dritte Quartil des  $SNR_{Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei -14 und danach bei -11. Das Minimum und das Maximum des  $SNR_{Fett}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei -22,8 bzw. -21,4 und -7 bzw. -9,1. Der Median des  $SNR_{Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei -16,7 und danach bei -12,8. Es ergab sich somit eine Steigerung des  $SNR_{Fett}$  nach der Anwendung der IR um ca. 23% (Abbildung 49); der Unterschied erreichte jedoch nicht das Signifikanzniveau ( $p > 0,05$ ).



**Abbildung 49**

**Vergleich des  $SNR_{Fett}$  vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Thorax**

Das erste Quartil des  $CNR_{Muskel/Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei 20,2 und danach bei 16,6. Das dritte Quartil des  $CNR_{Muskel/Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei 25,6 und danach bei 22,2. Das Minimum und das Maximum des  $CNR_{Muskel/Fett}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 8,8 bzw. 13,9 und 34,5 bzw. 31,0. Der Median des  $CNR_{Muskel/Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei 23,8 und danach bei 19,8. Es ergab sich somit eine Reduktion des  $CNR_{Muskel/Fett}$  nach der Anwendung der IR um ca. 17% (Abbildung 50); der Unterschied erreichte jedoch nicht das Signifikanzniveau ( $p > 0,05$ ).

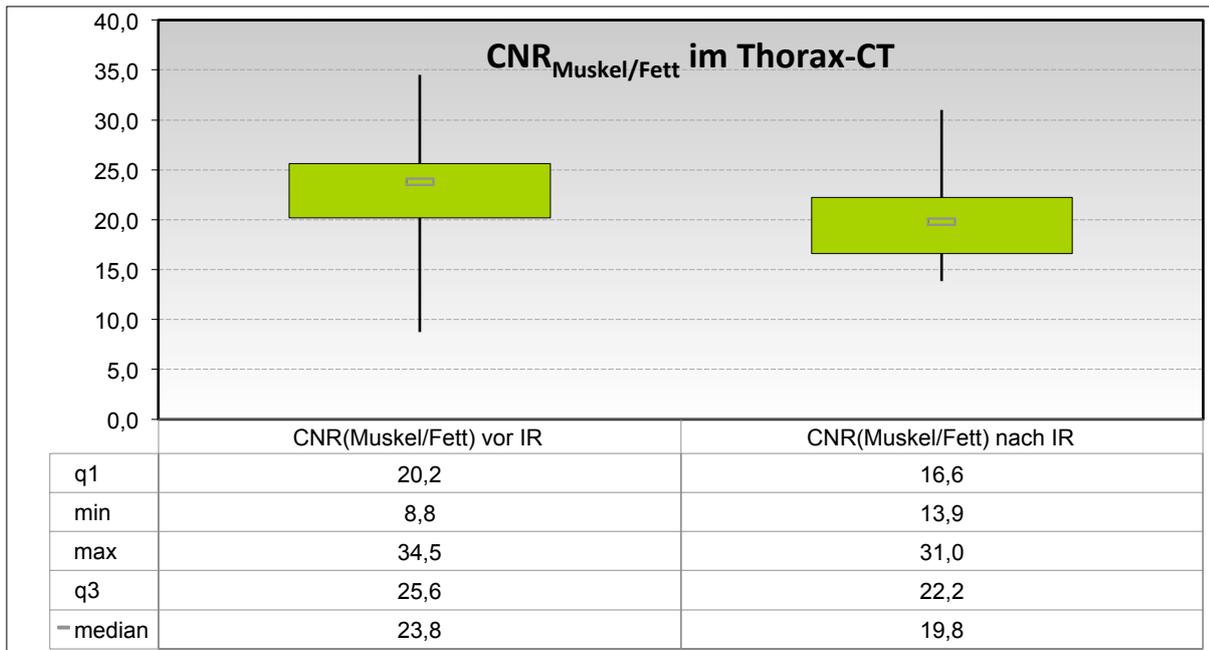


Abbildung 50

Vergleich des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Thorax

Das erste Quartil der Standardabweichung der Luft ( $SD_{Luft}$ ) lag vor der Anwendung der IR bei  $\pm 5,5$  HU und danach bei  $\pm 6,5$  HU; das dritte Quartil lag vor der Anwendung der IR bei  $\pm 6,5$  HU und danach bei  $\pm 8$  HU. Das Minimum und das Maximum der Standardabweichung der Luft vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei  $\pm 4$  HU bzw.  $\pm 5$  HU und  $\pm 12$  HU bzw.  $\pm 11$  HU; der Median lag vor der Anwendung der IR bei  $\pm 6$  HU und danach bei  $\pm 7$  HU. Es ergab sich somit keine wesentliche Änderung des Werts nach der Anwendung der IR (Abbildung 51);  $p > 0,05$ .

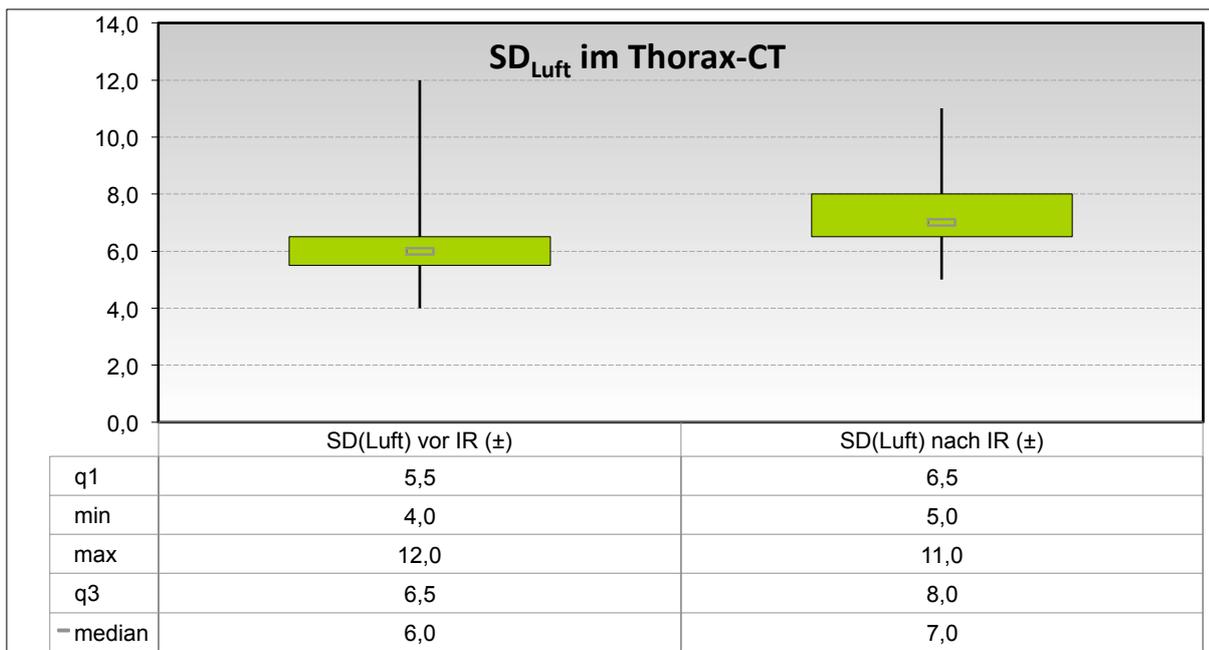


Abbildung 51

Vergleich der Standardabweichungen der Luft ( $SD_{Luft}$ ) vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Thorax

## 4.2.1.2. Subjektive Analyse; FPB vs. IR

Die Tabelle 4 und die Abbildung 52 zeigen, dass die Qualität der Aufnahmen in Bezug auf die Kantenschärfe (insbesondere Kriterien 2 und 3) vergleichbar ist. Fünf Untersuchungen waren wegen einer schlechten Abgrenzbarkeit der mediastinalen Kanten (aufgrund einer ausgeprägten Kachexie) und eine Untersuchung wegen einer schlechten Abgrenzbarkeit der Kanten der Rückenmuskulatur (aufgrund einer Muskelatrophie) nicht beurteilbar.

	Die Aufnahme nach IR ist definitiv besser (-2)	Die Aufnahme nach IR ist etwas besser (-1)	Die Aufnahmen nach FPB und IR sind gleich (0)	Die Aufnahme nach FPB ist etwas besser (+1)	Die Aufnahme nach FPB ist definitiv besser (+2)
Visuelle Kantenschärfe des Mediastinums auf Höhe der Carina	0,0%	18,2%	50,0%	27,3%	4,5%
Visuelle Kantenschärfe der Trachea auf Höhe der Carina	0,0%	7,4%	92,6%	0,0%	0,0%
Visuelle Kantenschärfe der BWS auf Höhe der Carina	0,0%	0,0%	96,3%	3,7%	0,0%
Visuelle Kantenschärfe der Rückenmuskulatur auf Höhe der Carina	0,0%	15,4%	61,5%	23,1%	0,0%

Tabelle 4

Ergebnisse der subjektiven Analyse der Kantenschärfe der CT-Untersuchungen des Thorax.

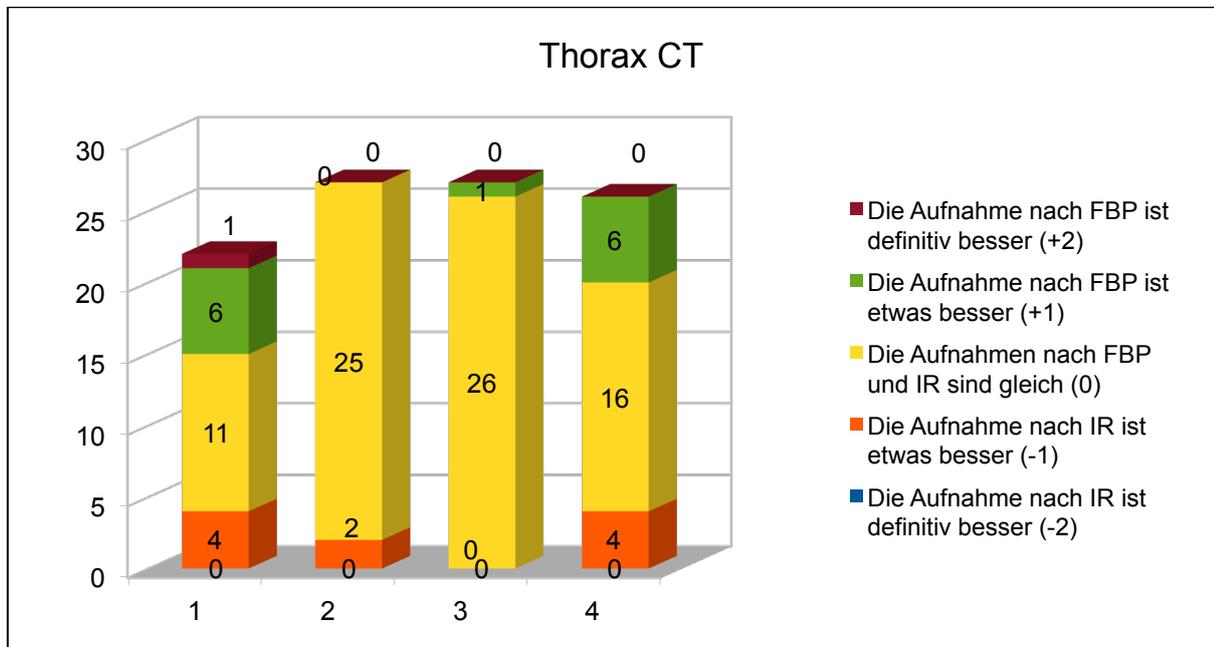


Abbildung 52

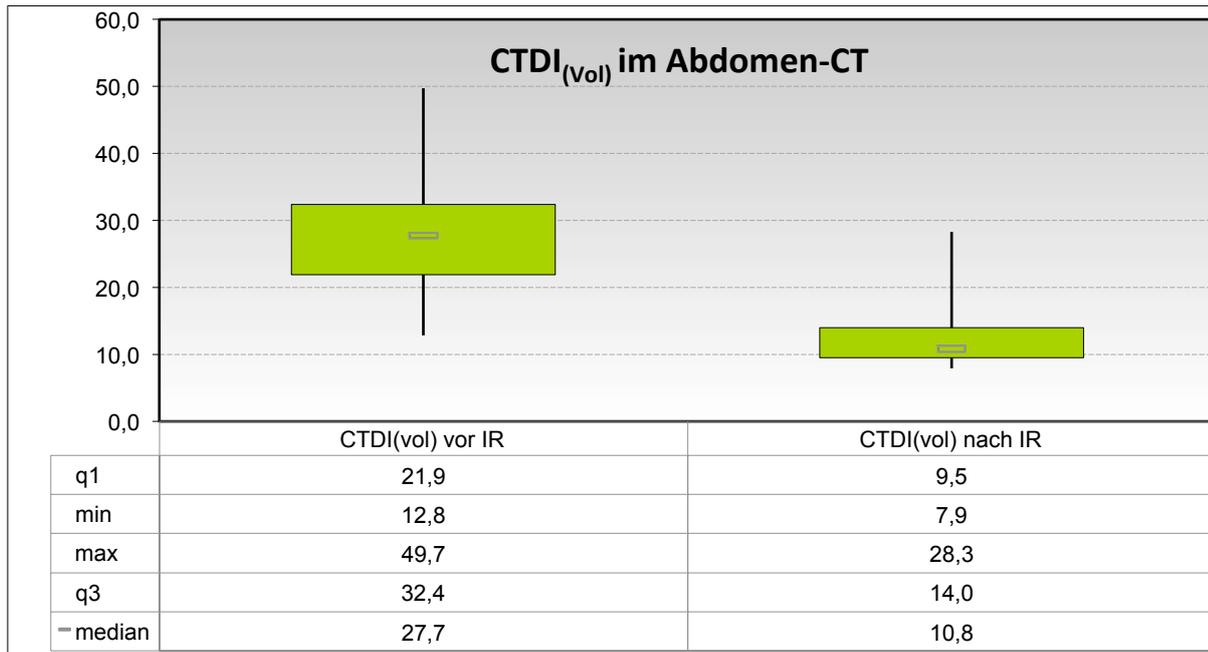
Subjektive Analyse der Kantenschärfe der CT-Untersuchungen des Thorax.

Die 1. Säule entspricht der visuellen Kantenschärfe des Mediastinums, die 2. der visuellen Kantenschärfe der Trachea, die 3. der visuellen Kantenschärfe der BWS und die 4. der visuellen Kantenschärfe der Rückenmuskulatur.

## 4.2.2. Untersuchung des Abdomens

### 4.2.2.1. Objektive Analyse; FPB vs. IR

Das erste Quartil des  $CTDI_{vol}$  lag vor der Anwendung der IR bei 21,9 mGy und danach bei 9,5 mGy. Das dritte Quartil des  $CTDI_{vol}$  lag vor der Anwendung der IR bei 32,4 mGy und danach bei 14 mGy. Das Minimum und das Maximum des  $CTDI_{vol}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 12,8 mGy bzw. 7,9 mGy und 49,7 mGy bzw. 28,3 mGy. Der Median des  $CTDI_{vol}$  lag vor der Anwendung der IR bei 27,7 mGy und danach bei 10,8 mGy. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $CTDI_{vol}$  nach der Anwendung der IR um ca. 61% (Abbildung 53);  $p < 0,05$ .



**Abbildung 53**

### Vergleich des $CTDI_{vol}$ vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens

Das erste Quartil des DLP lag vor der Anwendung der IR bei 661 mGy x cm und danach bei 494,9 mGy x cm. Das dritte Quartil des DLP lag vor der Anwendung der IR bei 1010,3 mGy x cm und danach bei 822,6 mGy x cm. Das Minimum und das Maximum des DLP vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 407,4 mGy x cm bzw. 389 mGy x cm und 1623,2 mGy x cm bzw. 1564,5 mGy x cm. Der Median des DLP lag vor der Anwendung der IR bei 891,4 mGy x cm und danach bei 591,5 mGy x cm. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des DLP nach der Anwendung der IR um ca. 33% (Abbildung 54);  $p < 0,05$ .

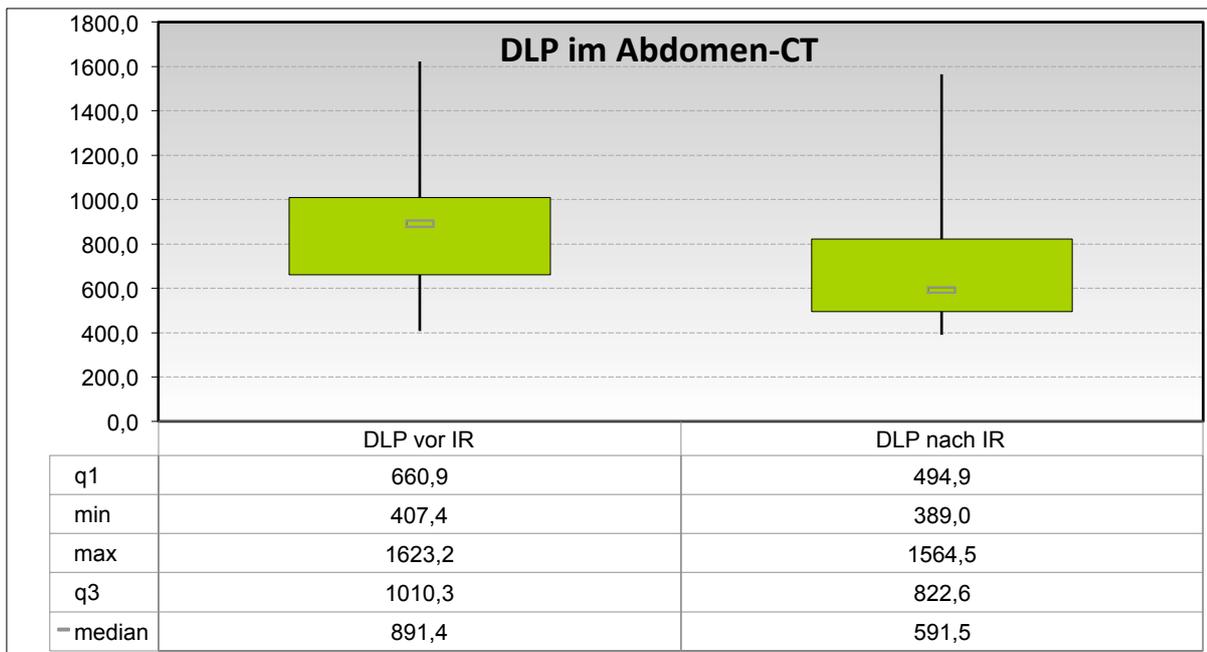


Abbildung 54

#### Vergleich des DLP vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens

Das erste Quartil des  $SNR_{\text{Leber}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 12,9 und danach bei 10,1. Das dritte Quartil des  $SNR_{\text{Leber}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 18,8 und danach bei 14,3. Das Minimum und das Maximum des  $SNR_{\text{Leber}}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 8,9 bzw. 4,1 und 27,2 bzw. 25,0. Der Median des  $SNR_{\text{Leber}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 16,8 und danach bei 13,1. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $SNR_{\text{Leber}}$  nach der Anwendung der IR um ca. 22% (Abbildung 55);  $p < 0,05$ .

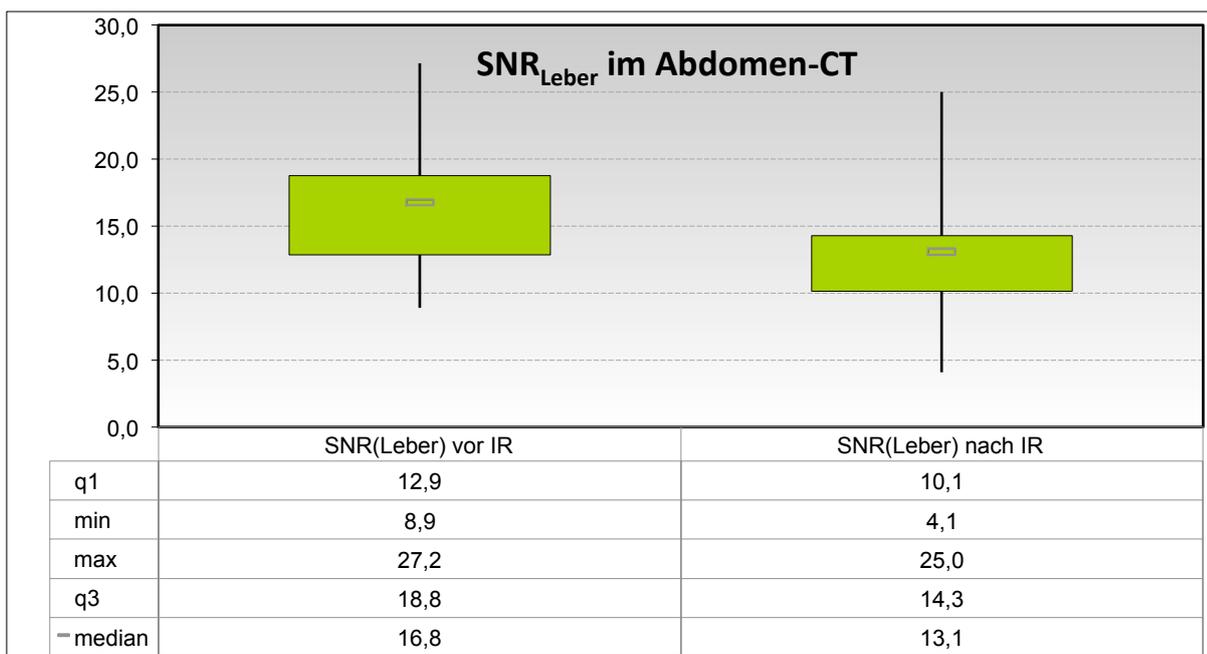
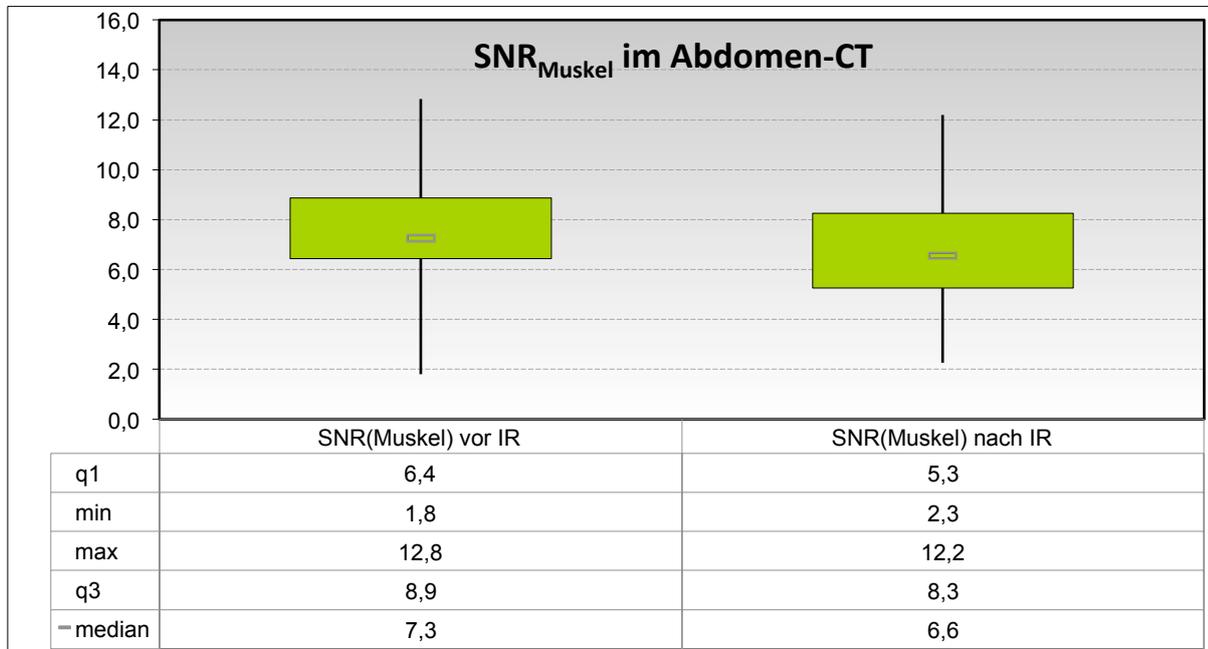


Abbildung 55

#### Vergleich des $SNR_{\text{Leber}}$ vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens

Das erste Quartil des  $SNR_{Muskel}$  lag vor der Anwendung der IR bei 6,4 und danach bei 5,3. Das dritte Quartil des  $SNR_{Muskel}$  lag vor der Anwendung der IR bei 8,9 und danach bei 8,3. Das Minimum und das Maximum des  $SNR_{Muskel}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 1,8 bzw. 2,3 und 12,8 bzw. 12,2. Der Median des  $SNR_{Muskel}$  lag vor der Anwendung der IR bei 7,3 und danach bei 6,6. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $SNR_{Muskel}$  nach der Anwendung der IR um ca. 10% (Abbildung 56);  $p < 0,05$ .



**Abbildung 56**

**Vergleich des  $SNR_{Muskel}$  vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens**

Das erste Quartil des  $SNR_{Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei -15,4 und danach bei -13,7. Das dritte Quartil des  $SNR_{Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei -11,3 und danach bei -10. Das Minimum und das Maximum des  $SNR_{Fett}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei -17,6 bzw. -20,6 und -5 bzw. -8,7. Der Median des  $SNR_{Fett}$  lag vor der Anwendung der IR bei -13 und danach bei -11,9. Es ergab sich somit eine signifikante Steigerung des  $SNR_{Fett}$  nach der Anwendung der IR um ca. 9% (Abbildung 57);  $p < 0,05$ . Die Dichtewerte des Fettgewebes liegen im negativen Bereich, sodass es sich hier um eine tendenzielle Reduktion der Bildqualität handelte.

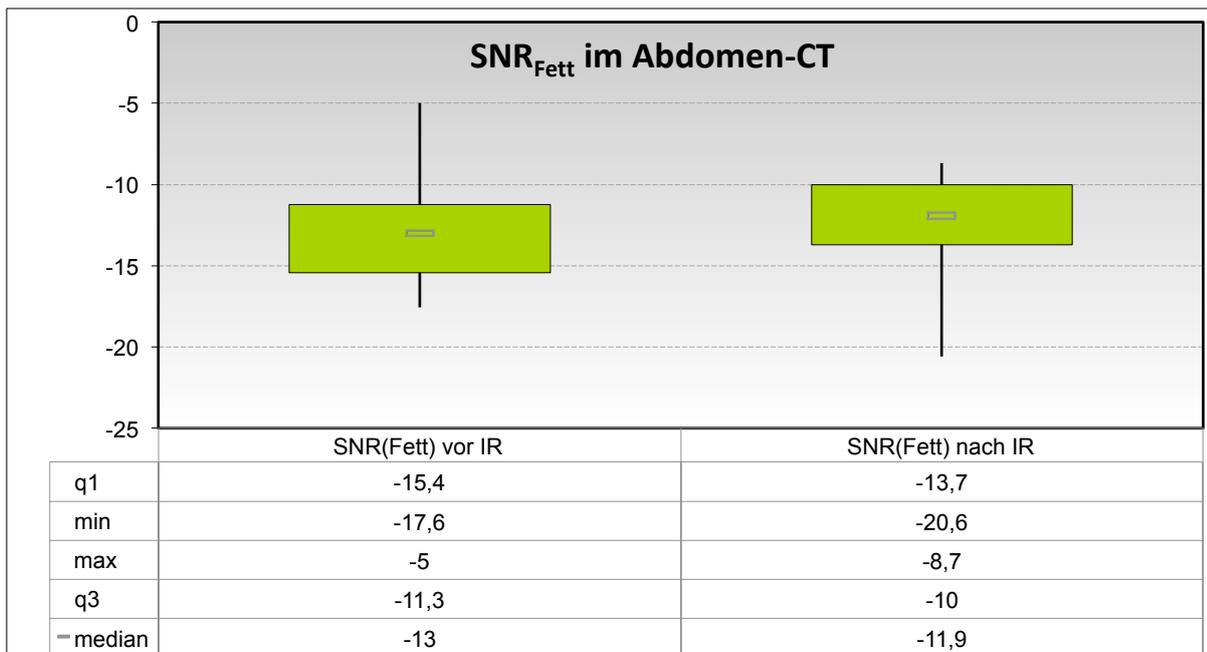


Abbildung 57

**Vergleich des SNR<sub>Fett</sub> vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens**

Das erste Quartil des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> lag vor der Anwendung der IR bei 18,2 und danach bei 16,2. Das dritte Quartil des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> lag vor der Anwendung der IR bei 23,3 und danach bei 21,0. Das Minimum und das Maximum des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 12,5 bzw. 12,3 und 29,8 bzw. 32,8. Der Median des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> lag vor der Anwendung der IR bei 20,1 und danach bei 17,7. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> nach der Anwendung der IR um ca. 12% (Abbildung 58);  $p < 0,05$ .

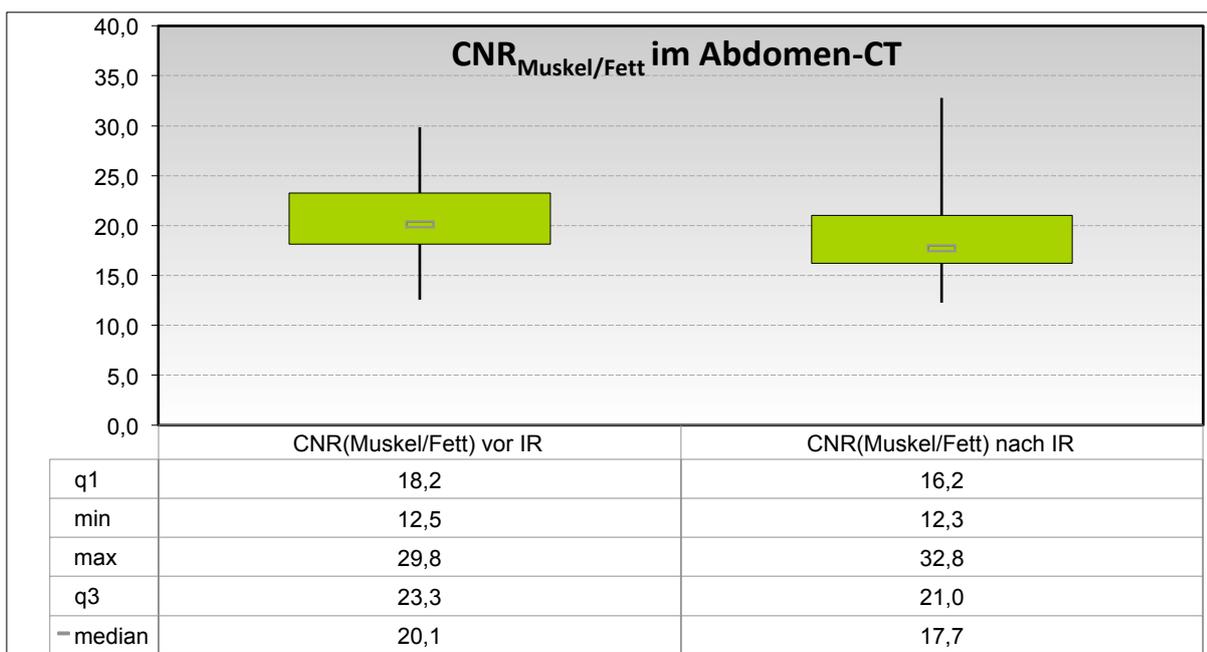
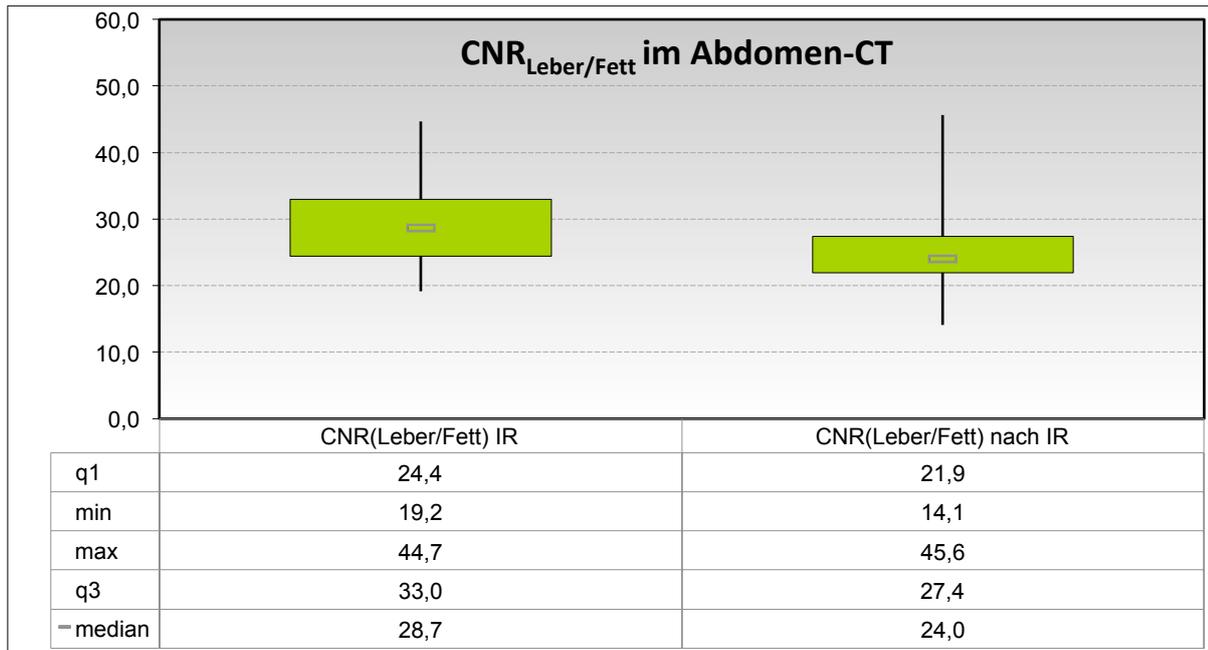


Abbildung 58

**Vergleich des CNR<sub>Muskel/Fett</sub> vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens**

Das erste Quartil des  $CNR_{\text{Leber/Fett}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 24,4 und danach bei 21,9. Das dritte Quartil des  $CNR_{\text{Leber/Fett}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 33 und danach bei 27,4. Das Minimum und das Maximum des  $CNR_{\text{Leber/Fett}}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 19,2 bzw. 14,1 und 44,7 bzw. 45,6. Der Median des  $CNR_{\text{Leber/Fett}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 28,7 und danach bei 24. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $CNR_{\text{Leber/Fett}}$  nach der Anwendung der IR um ca. 16% (Abbildung 59);  $p < 0,05$ .



**Abbildung 59**

**Vergleich des  $CNR_{\text{Leber/Fett}}$  vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens**

Das erste Quartil des  $CNR_{\text{Leber/Muskel}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 6,3 und danach bei 4,7. Das dritte Quartil des  $CNR_{\text{Leber/Muskel}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 10,5 und danach bei 7,7. Das Minimum und das Maximum des  $CNR_{\text{Leber/Muskel}}$  vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei 2,4 bzw. 0,4 und 14,8 bzw. 12,8. Der Median des  $CNR_{\text{Leber/Muskel}}$  lag vor der Anwendung der IR bei 9,3 und danach bei 6. Es ergab sich somit eine signifikante Reduktion des  $CNR_{\text{Leber/Muskel}}$  nach der Anwendung der IR um ca. 35% (Abbildung 60);  $p < 0,05$ .

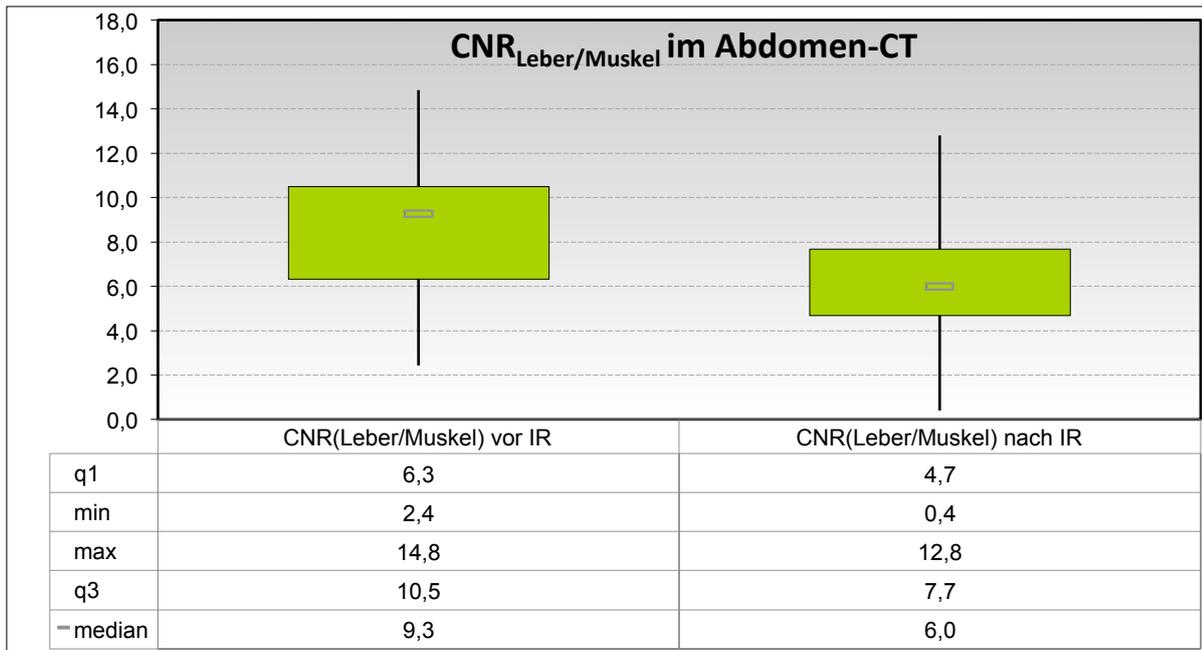


Abbildung 60

**Vergleich des CNR<sub>Leber/Muskel</sub> vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens**

Das erste Quartil der Standardabweichung der Luft ( $SD_{Luft}$ ) lag vor und nach der Anwendung der IR bei  $\pm 7$  HU und das dritte Quartil lag vor und nach der Anwendung der IR bei  $\pm 9$  HU. Das Minimum und das Maximum der Standardabweichung der Luft vor und nach der Anwendung der IR lagen entsprechend bei  $\pm 6$  HU bzw.  $\pm 5$  HU und  $\pm 11$  HU bzw.  $\pm 12$  HU; der Median lag vor und nach der Anwendung der IR bei  $\pm 8$  HU. Es ergab sich somit keine wesentliche Änderung des Werts nach der Anwendung der IR (Abbildung 61);  $p < 0,05$ .

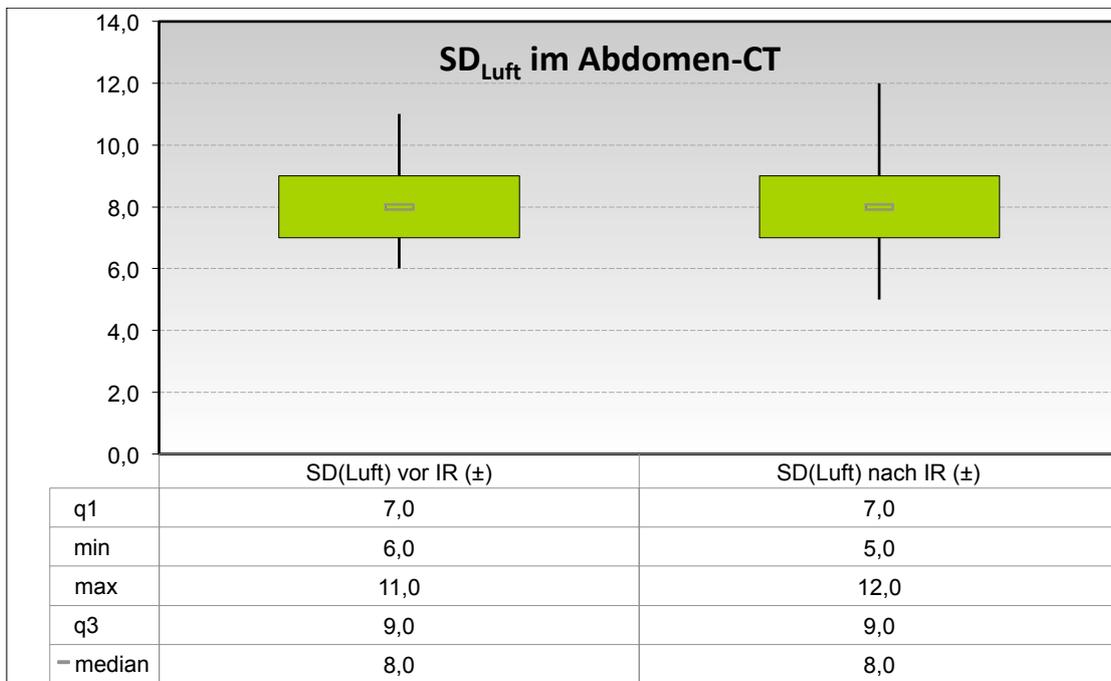


Abbildung 61

**Vergleich der Standardabweichungen der Luft ( $SD_{Luft}$ ) vor und nach der Anwendung von IR in den CT-Untersuchungen des Abdomens**

## 4.2.2.2. Subjektive Analyse; FPB vs. IR

Die Tabelle 5 und die Abbildung 62 zeigen, dass die Qualität der Aufnahmen im Hinblick auf die Kantenschärfe (insbesondere Kriterien 3 und 4) vergleichbar ist.

	Die Aufnahme nach IR ist definitiv besser (-2)	Die Aufnahme nach IR ist etwas besser (-1)	Die Aufnahmen nach FPB und IR sind gleich (0)	Die Aufnahme nach FPB ist etwas besser (+1)	Die Aufnahme nach FPB ist definitiv besser (+2)
Visuelle Kantenschärfe der Leber	0,0%	24,1%	65,5%	10,3%	0,0%
Visuelle Kantenschärfe des Pankreas	0,0%	11,1%	66,7%	14,8%	7,4%
Visuelle Kantenschärfe der Nieren	0,0%	3,4%	75,9%	20,7%	0,0%
Visuelle Kantenschärfe der oberen LWS (LWK1/LWK2)	0,0%	0,0%	89,7%	10,3%	0,0%
Visuelle Kantenschärfe der Rückenmuskulatur auf Höhe LWK1/LWK2	0,0%	20,7%	62,1%	13,8%	3,4%

Tabelle 5

Prozentuale Daten der subjektiven Analyse der Kantenschärfe der CT-Untersuchungen des Abdomens.

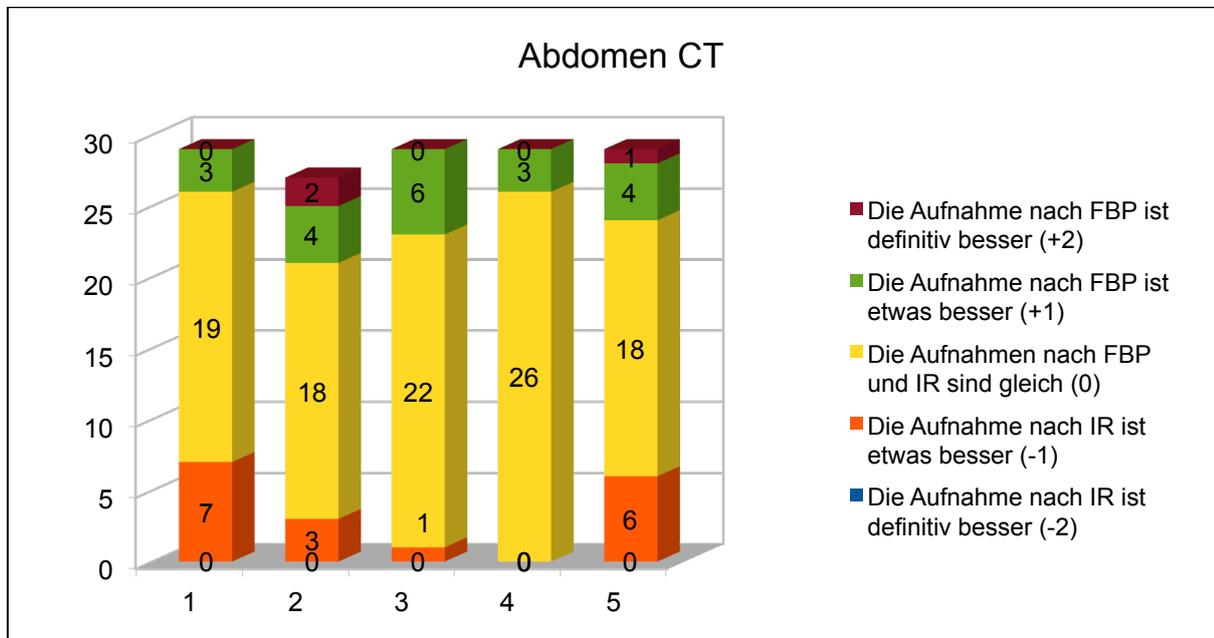


Abbildung 62

Subjektive Analyse der Kantenschärfe der CT-Untersuchungen des Abdomens.

Die 1. Säule entspricht der visuellen Kantenschärfe der Leber, die 2. der visuellen Kantenschärfe des Pankreas, die 3. der visuellen Kantenschärfe der Nieren, die 4. der visuellen Kantenschärfe der oberen LWS und die 5. der visuellen Kantenschärfe der Rückenmuskulatur.

### 4.3. Diskussion

In der Thorax-Studie zeigte sich eine Reduktion des  $CTDI_{Vol}$  und des DLP um 55% bzw. 60% und in der Abdomen-Studie um 61% bzw. 34% nach der Anwendung der IR bzw. der  $iDose^4$ -Technik. Während in der Thorax-Studie eine Korrelation zwischen dem  $CTDI_{Vol}$  und dem DLP besteht, zeigt sich in der Abdomen-Studie ein deutlicher Unterschied von fast 30% bezüglich der Reduktion beider Parameter. Diese Diskrepanz bzw. die geringere Reduktion des DLP in der Abdomen-Studie kann nur durch ein größeres Scanvolumen (in der z-Achse) erklärt werden. Offensichtlich wurde nach der Umstellung der Protokolle mit der IR auch auf ein größeres Scanvolumen Wert gelegt, um cranial die Leberkuppe und caudal die Leistenlymphknoten sicher zu erfassen.

Vergleichbare klinische Studien, die den  $CTDI_{Vol}$  und das DLP für den Thorax oder Abdomen in Zusammenhang mit  $iDose^4$  untersucht haben existieren in der Literatur bislang nicht. Ploussi et al. 2014 und bzw. Arapakis et al., 2014, die den gesamten Körperstamm untersucht haben, haben mit der  $iDose^4$ -Technik in Abhängigkeit vom Körpergewicht eine Reduktion des  $CTDI_{Vol}$  um 47,5-58,7% bzw. um 45,8-56,2% und des DLP um 47,5-53,7 bzw. 45,6-56,0% erreicht. In diesen Studien wurde  $iDose^4$  Level 4 bzw. Level 4 und 6 angewendet und die Patienten mit einem Körpergewicht unter 90 kg mit einer Röhrenspannung von 120 kV und darüber mit einer Röhrenspannung von 140 kV untersucht<sup>37,38</sup>.

Li et al. hat die effektive Dosis bei CT-Untersuchungen mit  $iDose^4$  des Thorax untersucht. Hier konnte gezeigt werden, dass die effektive Dosis über 70% reduziert werden kann. In dieser Studie wurde  $iDose^4$  Level 4 angewendet<sup>39</sup>.

Studien, in denen die IR anderer Gerätehersteller (Siemens, General Electric, Toshiba) untersucht wurde, zeigen, dass der  $CTDI_{Vol}$  sowie das DLP durch die Anwendung der IR in ähnlicher Größenordnung reduziert werden können<sup>23,40-45</sup>. Eine weitere Reduktion der Applikationsdosis ist wohl mit der nächsten Generationen der IR (z.B. Iterative Model Reconstruction, Philips Healthcare)<sup>15</sup> zu erwarten.

Eine alleinige Reduktion der Applikationsdosis führt zunächst zu einer Steigerung des Bildrauschens sowie zu einer Vermehrung der Bildartefakte. Das Bildrauschen sowie die Bildartefakte werden jedoch durch die iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmen zyklisch entfernt. Die Auswertung des Bildrauschens in unserer Studie zeigte keinen nennenswerten Unterschied vor und nach der Anwendung der IR. Die Ergebnisse ähneln den Ergebnissen der Studie von Itatani et al., 2013 ( $iDose^4$ ) und von Karpitschka, Augart, Becker, Reiser, & Graser, 2013 (Siemens)<sup>19,40</sup>. In den übrigen Studien sowohl zu  $iDose^4$  als auch zu IR anderer Gerätehersteller zeigt sich eine Reduktion des Bildrauschens nach der Anwendung der IR<sup>14,37,39,46-54</sup>. Abgesehen von einer Studie<sup>47</sup>, wurden in den Fremdstudien zu  $iDose^4$  Level 4-6 angewendet<sup>19,26,37-39</sup>. Die ausbleibende Reduktion des Bildrauschens in unserer Studie nach der Anwendung der IR ist möglicherweise durch die Anwendung eines relativ niedrigen  $iDose^4$ -Levels (Level 2 bzw. Level 3) zu erklären. Zum Zeitpunkt der Protokollumstellung wurde auf die Anwendung höherer  $iDose^4$ -Level verzichtet, da die entstandenen Bilder von vielen Radiologen als zu weich gezeichnet bzw. „artifizuell“ empfunden wurden.

Das Hintergrundrauschen hat auch einen direkten Einfluss auf die Kalkulation des SNR und CNR und ist den beiden Werten umgekehrt proportional. In unserer Studie zeigte sich eine Reduktion der SNR-Werte

intrathorakal um bis zu 23% und intraabdominell um bis zu 22%, und der CNR-Werte intrathorakal um bis zu 17% und intraabdominell um bis zu 35%. Beim weitgehend gleich bleibenden Hintergrundrauschen kann der Abfall daher nur durch eine Minderung der Signalintensität nach der Anwendung der IR erklärt werden. Die Minderung der Signalintensität nach der Anwendung der IR ist unter anderem durch die Reduktion des Kontrastmittelvolumens um ca. 30% zu erklären. Ein weiterer Grund für geringere Signalintensitäten in der Thorax-Studie ist eine unterschiedliche Kontrastmittelfase. Die Untersuchungen vor der Anwendung der IR wurden in der venösen Phase gestartet. Zwecks einer besseren Darstellung der hilären Lymphknoten wurden die Untersuchungen nach der Anwendung der IR in der arteriellen Phase mit einer Bolustriggerung in den Pulmonalarterien angefertigt. Ein Vergleich der hochkontrastierten großen Gefäße war aufgrund des Phasenunterschieds daher nicht sinnvoll. Erwartungsgemäß hat die spätere Kontrastmittelfase vor Anwendung der IR zu höheren Dichtewerten der verglichenen Gewebearten geführt. Sowohl die Phasenunterschiede als auch die Unterschiede in Kontrastmittelvolumina stellen eine Limitation dieser Studie dar. In den Fremdstudien zu iDose<sup>4</sup> zeigte sich eine gleiche oder etwas bessere subjektive Bildqualität im Sinne des SNR und des CNR nach der Anwendung der <sup>19,26,37-39,47</sup>. In diesen Studien wurden allerdings gleiche Kontrastmittelvolumina vor und nach der Anwendung der IR appliziert.

Basierend auf den Ergebnissen unserer Phantom-Studie könnte eine weitere Reduktion des Kontrastmittelvolumens unter der Anwendung der CT-Protokolle mit niedrigen KV-Werten (z.B. 80 kV) diskutiert werden. Aufgrund der erhöhten Strahlungsdurchlässigkeit des Lungenparenchyms wäre solch ein Protokoll insbesondere für die hochkontrastierte Gefäßdarstellung im Thoraxraum (z.B. CTA der Lungenarterien oder der Aorta) besonders interessant. Entsprechende Protokolle mit niedrigen KV-Werten wurden bereits erprobt und haben gezeigt, dass diese eine Reduktion des intravenösen Kontrastmittelvolumens als auch der Strahlendosis erlauben<sup>19,55,56</sup>.

Eine weitere Möglichkeit für die Kontrasterhöhung wäre die Anwendung eines Kontrastmediums mit einer höheren Jodkonzentration (z.B. Imeron 400). Diese Option ist allerdings aufgrund eines höheren Jodgehalts und damit verbundenen Risiken der kontrastmittelinduzierten Nephropathie weniger attraktiv.

Trotz einer Reduktion der objektiven Bildqualitätsparameter blieb in unserer Studie die subjektive Bildqualität, insbesondere die visuelle Kantenschärfe der Trachea und der BWS in der Thorax-Studie sowie der Nieren und der LWS in der Abdomen-Studie konstant. Eine Reihe von Studien zu iDose<sup>4</sup> zeigten eine vergleichbare oder etwas bessere subjektive Bildqualität nach der Anwendung der IR<sup>19,26,37-39,47</sup>. In diesen Studien wurden allerdings auch zum Teil höhere iDose<sup>4</sup>-Level angewendet. Perspektivisch könnte eine weitere Erhöhung des iDose<sup>4</sup>-Levels (z.B. Level 4-5) in unseren CT-Protokollen zur Steigerung der subjektiven Bildqualität diskutiert werden.

Die Studien zu IR anderer Gerätehersteller (Siemens, General Electric, Toshiba) zeigen ebenfalls eine vergleichbare oder bessere Qualität der Aufnahmen nach der Anwendung der IR<sup>21,23,40,41,43-45,48-54,57-62</sup>.

Es lässt sich zusammenfassen, dass nach der Protokollumstellung und Anwendung der IR eine deutliche Reduktion der Applikationsdosis erreicht werden konnte. Die diagnostische Qualität der CT-Bilder blieb dabei unverändert erhalten, obwohl auch die applizierte Kontrastmittelmenge deutlich reduziert wurde. Perspektivisch könnte sowohl eine weitere Reduktion des applizierten Kontrastmittelvolumens zusammen

mit der Anwendung von CT-Protokollen mit niedrigen KV-Werten als auch eine weitere Reduktion des Bildrauschens und Steigerung der Bildqualität durch eine Erhöhung des Levels der IR in Aussicht gestellt werden.

## 5. Abkürzungen

ACS	Automatic Current Selection
AEC	Automatic Exposure Control
BWS	Brustwirbelsäule
cm	Zentimeter
CNR	Contrast-to-noise ratio
CT	Computertomographie
CTA	computertomographische Angiographie
CTDI <sub>Vol</sub>	volumenbezogener computertomographischer Dosisindex
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Dateiformat)
DLP	Dosis-Längen-Produkt
eff	effektive
EKG	Elektrokardiogramm
FBP	filtered backprojection
GE	General Electric Company
GS	großes Silikonröhrchen
HU	Hounsfield units
IMR	Iterative Model Reconstruction
IR	iterative Rekonstruktion
J	Joule
kg	Kilogramm
KS	kleines Silikonröhrchen
kV	Kilovolt
LWS	Lendenwirbelsäule
mAs	Milliamperesekunde
mGy	Milligray
mm	Millimeter
REC	recorded file (Dateiformat)
s	Sekunde
SD	standard deviation
SI	Signalintensität
SNR	Signal-to-noise ratio
Sv	Sievert

## 6. Literaturverzeichnis

1. Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P. & Scheffel, H. *Wie funktioniert CT?* (Springer Berlin Heidelberg, 2011). doi:10.1007/978-3-642-17803-0
2. Kalender, W. A. *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. Publicis MCD Verlag, Erlangen (Publicis MCD Verlag, Erlangen, 2006).
3. Brüning, Roland ; Küttner, Axel ; Flohr, Thomas (Eds.) ; Küttner, Axel ; Homola, G. *Mehrschicht-CT. 1*, (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008).
4. Mathias Prokop, Michael Galanski, Cornelia Schaefer-Prokop, A. J. van der M. *Ganzkörper-Computertomographie*. (Georg Thieme Verlag KG, 2013). at <<https://www.thieme.de/shop/MRT--CT/Prokop-Galanski-Schaefer-Prokop-van-der-Molen-Ganzkoerper-Computertomographie-9783131749727/p/000000001442190802>>
5. BfS - Röntgen - Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition. at <<http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>>
6. Grupen, C., Werthenbach, U. & Stroh, T. *Grundkurs Strahlenschutz*. (Springer Berlin Heidelberg, 2008). doi:10.1007/978-3-540-75849-5
7. BfS - Wie hoch ist die natürliche Strahlenbelastung in Deutschland? at <<http://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/natuerliche-strahlenbelastung/natuerliche-strahlenbelastung.html>>
8. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung 2012. at <[http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014082611633/1/2012\\_2014\\_08\\_22.pdf](http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014082611633/1/2012_2014_08_22.pdf)>
9. Die Empfehlungen von 2007 der Internationalen Strahlenschutzkommission - P103. at <[http://www.icrp.org/docs/P103\\_German.pdf](http://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf)>
10. Söderberg, M. & Gunnarsson, M. Automatic exposure control in computed tomography--an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta radiol.* **51**, 625–634 (2010).
11. Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P. & Scheffel, H. *Praxisbuch Herz-CT*. (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013). doi:10.1007/978-3-642-35383-3
12. Kubo, T., Ohno, Y., Kauczor, H. U. & Hatabu, H. Radiation dose reduction in chest CT-Review of available options. *Eur. J. Radiol.* **83**, 1953–1961 (2013).
13. Scibelli, A. iDose 4 iterative reconstruction technique. *Philips Healthc. Whitepaper* (2012).
14. Noel, P. B. *et al.* Initial Performance Characterization of a Clinical Noise-Suppressing Reconstruction Algorithm for MDCT. *Am. J. Roentgenol.* **197**, 1404–1409 (2011).
15. Mehta, D. *et al.* Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Med. Phys. Int.* **1**, 147–55 (2013).
16. Etienne, A. *et al.* ‘Soap-Bubble’ visualization and quantitative analysis of 3D coronary magnetic resonance angiograms. *Magn. Reson. Med.* **48**, 658–666 (2002).
17. Soleimanifard, S. *et al.* Vessel centerline tracking and boundary segmentation in coronary MRA with minimal manual interaction. in *Proceedings - International Symposium on Biomedical Imaging* 1417–1420 (2012). doi:10.1109/ISBI.2012.6235834
18. Xu, Y. *et al.* Impact of the adaptive statistical iterative reconstruction technique on image quality in ultra-low-dose CT. *Clin. Radiol.* **68**, 902–908 (2013).

19. Itatani, R. *et al.* Reduction in radiation and contrast medium dose via optimization of low-kilovoltage CT protocols using a hybrid iterative reconstruction algorithm at 256-slice body CT: Phantom study and clinical correlation. *Clin. Radiol.* **68**, e128–e135 (2013).
20. Baker, M. E. *et al.* Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: Safire versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *Am. J. Roentgenol.* **199**, 8–18 (2012).
21. Gay, F. *et al.* Dose reduction with adaptive statistical iterative reconstruction for paediatric CT: Phantom study and clinical experience on chest and abdomen CT. *Eur. Radiol.* **24**, 102–111 (2014).
22. Ghetti, C., Ortenzia, O. & Serreli, G. CT iterative reconstruction in image space: A phantom study. *Phys. Medica* **28**, 161–165 (2012).
23. Hara, A. K. *et al.* Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR. Am. J. Roentgenol.* **193**, 764–771 (2009).
24. Higuchi, K. *et al.* Detection of ground-glass opacities by use of hybrid iterative reconstruction (iDose) and low-dose 256-section computed tomography: A phantom study. *Radiol. Phys. Technol.* **6**, 299–304 (2013).
25. Kim, M. *et al.* Adaptive iterative dose reduction algorithm in CT: Effect on image quality compared with filtered back projection in body phantoms of different sizes. *Korean J. Radiol.* **15**, 195–204 (2014).
26. Klink, T. *et al.* Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: The influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDIvol. *Eur. J. Radiol.* **83**, 1645–1654 (2013).
27. Kondo, M. *et al.* Feasibility of low-radiation-dose CT for abdominal examinations with hybrid iterative reconstruction algorithm: Low-contrast phantom study. *Radiol. Phys. Technol.* **6**, 287–292 (2013).
28. Martinsen, A. C. T., Sæther, H. K., Hol, P. K., Olsen, D. R. & Skaane, P. Iterative reconstruction reduces abdominal CT dose. *Eur. J. Radiol.* **81**, 1483–1487 (2012).
29. Protik, A. Phantom study of the impact of adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR™) on image quality for paediatric computed tomography. *J. Biomed. Sci. Eng.* **05**, 793–806 (2012).
30. Rampado, O., Bossi, L., Garabello, D., Davini, O. & Ropolo, R. Characterization of a computed tomography iterative reconstruction algorithm by image quality evaluations with an anthropomorphic phantom. *Eur. J. Radiol.* **81**, 3172–3177 (2012).
31. Schindera, S. T. *et al.* Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. *Radiology* **260**, 454–462 (2011).
32. Schindera, S. T. *et al.* Hybrid iterative reconstruction technique for abdominal CT protocols in obese patients: Assessment of image quality, radiation dose, and low-contrast detectability in a phantom. *Am. J. Roentgenol.* **202**, 146–152 (2014).
33. Suzuki, S., MacHida, H., Tanaka, I. & Ueno, E. Measurement of vascular wall attenuation: Comparison of CT angiography using model-based iterative reconstruction with standard filtered back-projection algorithm CT in vitro. *Eur. J. Radiol.* **81**, 3348–3353 (2012).
34. Greffier, J. *et al.* Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn. Interv. Imaging* 1–10 (2015). doi:10.1016/j.diii.2015.06.019
35. Yoon, J. H. *et al.* Comparison of iterative model-based reconstruction versus conventional filtered

back projection and hybrid iterative reconstruction techniques: lesion conspicuity and influence of body size in anthropomorphic liver phantoms. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **38**, 859–68

36. Seki, S. *et al.* Adaptive iterative dose reduction 3D (AIDR 3D) vs. filtered back projection: radiation dose reduction capabilities of wide volume and helical scanning techniques on area-detector CT in a chest phantom study. *Acta Radiol.* (2015). doi:10.1177/0284185115603418
37. Arapakis, I. *et al.* Using ‘iDose(4)’ iterative reconstruction algorithm in adults’ chest-abdomen-pelvis CT examinations: effect on image quality in relation to patient radiation exposure. *Br. J. Radiol.* 20130613 (2014). doi:10.1259/bjr.20130613
38. Ploussi, A., Alexopoulou, E., Economopoulos, N., Argentos, S. I. & Tsitsia, V. PATIENT RADIATION EXPOSURE AND IMAGE QUALITY ALUATION WITH THE USE OF IDOSE4 ITERATIVE RECONSTRUCTION ALGORITHM IN CHEST – ABDOMEN – PELVIS CT EXAMINATIONS. *Radiat. Prot. Dosimetry* **158**, 399–405 (2014).
39. Li, Q., Yu, H., Zhang, L., Fan, L. & Liu, S. Y. Combining low tube voltage and iterative reconstruction for contrast-enhanced CT imaging of the chest - Initial clinical experience. *Clin. Radiol.* **68**, 249–253 (2013).
40. Karpitschka, M., Augart, D., Becker, H. C., Reiser, M. & Graser, a. Dose reduction in oncological staging multidetector CT: Effect of iterative reconstruction. *Br. J. Radiol.* **86**, 1–7 (2013).
41. Desai, G. S., Uppot, R. N., Yu, E. W., Kambadakone, A. R. & Sahani, D. V. Impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in multidetector CT of large body size adults. *Eur. Radiol.* **22**, 1631–1640 (2012).
42. Sagara, Y. *et al.* Abdominal CT: Comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *Am. J. Roentgenol.* **195**, 713–719 (2010).
43. Pickhardt, P. J. *et al.* Abdominal CT with Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR): Initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. *Am. J. Roentgenol.* **199**, 1266–1274 (2012).
44. Kalmar, P. I. *et al.* The impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in thoracic and abdominal CT. *Eur. J. Radiol.* **83**, 1416–1420 (2014).
45. Matsuki, M., Murakami, T., Juri, H., Yoshikawa, S. & Narumi, Y. Impact of adaptive iterative dose reduction (AIDR) 3D on low-dose abdominal CT: comparison with routine-dose CT using filtered back projection. *Acta Radiol.* **54**, 869–75 (2013).
46. Kligerman, S. *et al.* Use of a hybrid iterative reconstruction technique to reduce image noise and improve image quality in obese patients undergoing computed tomographic pulmonary angiography. *J. Thorac. Imaging* **28**, 49–59 (2013).
47. Laqmani, A. *et al.* Improved image quality and low radiation dose with hybrid iterative reconstruction with 80kV CT pulmonary angiography. *Eur. J. Radiol.* **83**, 1962–1969 (2014).
48. Pontana, F. *et al.* Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): Evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur. Radiol.* **21**, 627–635 (2011).
49. Pontana, F. *et al.* Reduced-dose low-voltage chest CT angiography with Sinogram-affirmed iterative reconstruction versus standard-dose filtered back projection. *Radiology* **267**, 609–18 (2013).
50. Hwang, H. J. *et al.* Radiation dose reduction of chest CT with iterative reconstruction in image space - Part I: studies on image quality using dual source CT. *Korean J. Radiol.* **13**, 711–9 (2012).
51. Hwang, H. J. *et al.* Radiation dose reduction of chest CT with iterative reconstruction in image space

- Part II: assessment of radiologists' preferences using dual source CT. *Korean J. Radiol.* **13**, 720–7 (2012).

52. Mueck, F. G. *et al.* Upgrade to iterative image reconstruction (IR) in MDCT Imaging: A clinical study for detailed parameter optimization beyond vendor recommendations using the adaptive statistical iterative reconstruction environment (ASIR) Part2: The chest. *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgeb. Verfahren* **185**, 644–654 (2013).
53. Leipsic, J., Nguyen, G., Brown, J., Sin, D. & Mayo, J. R. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *Am. J. Roentgenol.* **195**, 1095–1099 (2010).
54. Yamada, Y. *et al.* Dose reduction in chest CT: Comparison of the adaptive iterative dose reduction 3D, adaptive iterative dose reduction, and filtered back projection reconstruction techniques. *Eur. J. Radiol.* **81**, 4185–4195 (2012).
55. Iyama, Y. *et al.* Impact of Knowledge-Based Iterative Model Reconstruction in Abdominal Dynamic CT With Low Tube Voltage and Low Contrast Dose. *AJR. Am. J. Roentgenol.* **206**, 687–93 (2016).
56. Zhang, F. *et al.* Feasibility study of low tube voltage (80 kVp) coronary CT angiography combined with contrast medium reduction using iterative model reconstruction (IMR) on standard BMI patients. *Br. J. Radiol.* **89**, 20150766 (2016).
57. Hu, X. H., Ding, X. F., Wu, R. Z. & Zhang, M. M. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. *Clin. Radiol.* **66**, 1023–1029 (2011).
58. Yang, W. J. *et al.* Can sinogram-affirmed iterative (SAFIRE) reconstruction improve imaging quality on low-dose lung CT screening compared with traditional filtered back projection (FBP) reconstruction? *J. Comput. Assist. Tomogr.* **37**, 301–5 (2013).
59. Lee, S. H., Kim, M. J., Yoon, C. S. & Lee, M. J. Radiation dose reduction with the adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) technique for chest CT in children: An intra-individual comparison. *Eur. J. Radiol.* **81**, e938–e943 (2012).
60. Qi, L. P. *et al.* Evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction with the same group of patients. *Br. J. Radiol.* **85**, 906–911 (2012).
61. Sato, J. *et al.* Effect of radiation dose and adaptive statistical iterative reconstruction on image quality of pulmonary computed tomography. *Jpn. J. Radiol.* **30**, 146–153 (2012).
62. Kataria, B. & Smedby, O. Patient dose and image quality in low-dose abdominal CT: a comparison between iterative reconstruction and filtered back projection. *Acta Radiol.* **54**, 540–548 (2013).

## 7. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Marcus Katoh MBA, meinem klinischen und akademischen Lehrer möchte ich für das Vertrauen und die Förderung bei der Verwirklichung meiner Forschungsvorhaben und bei der Erstellung dieser Arbeit danken. Insbesondere die kollegiale und wissenschaftliche Atmosphäre der Klinik unter seiner Leitung habe ich als stetigen Ansporn empfunden.

Ferner möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Arno Bücken M.Sc für die freundliche Unterstützung seitens der Klinik für diagnostische und interventielle Radiologie der Universität des Saarlandes danken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei allen Kolleginnen und Kollegen der Klinik für Radiologische Diagnostik, die mich direkt oder indirekt bei meiner Arbeit unterstütz haben. Namentlich möchte ich Dr. med. Christian Stüßer, Dr. med. Peter Schott, Dr. med. Anna Höink, Dr. med. Hans-Werner Görgens  
erwähnen.

In Liebe meiner Ehefrau

Victoria

gewidmet.