

**Aus dem Radiologischen Institut der
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. M. Uder**

**Mehrzeilen-Spiral-CT (MSCT) des Abdomens:
Dosisoptimierung unter Berücksichtigung der
Bildqualität**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
an der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Friederike Klenner
aus Traben-Trarbach

**Gedruckt mit Erlaubnis der
Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg**

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. J. Schüttler

Referent: PD Dr. med. U. Baum

Korreferent: Prof. Dr. med. M. Uder

Tag der mündlichen Prüfung: 10.02.2010

Mit größter Dankbarkeit widme ich diese Arbeit

Oma Inge und meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Zusammenfassung | 1 |
| Abstract | 3 |
| 1. Einleitung | 5 |
| 2. Patienten, Material und Methoden | 8 |
| 2.1. Patienten | 8 |
| 2.2. Material | 8 |
| 2.2.1. Computertomograf | 8 |
| 2.2.2. Kontrastmittelprotokoll | 8 |
| 2.2.3. Rekonstruktionssoftware | 9 |
| 2.2.4. Rekonstruktionsparameter | 9 |
| 2.2.5. Bilddokumentation | 10 |
| 2.3. Methoden | 10 |
| 2.3.1. Bildrauschen | 10 |
| 2.3.2. Bildqualität | 15 |
| 2.3.3. Statistische Verfahren | 15 |
| 3. Ergebnisse | 17 |
| 3.1. Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das Bildpunktrauschen | 17 |
| 3.1.1. Die verschiedenen Schnittebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) | 17 |
| 3.1.2. Vergleich des Bildpunktrauschens auf den fünf verschiedenen Schnittebenen miteinander (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) | 21 |
| 3.2. Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die Bildqualität | 23 |
| 3.2.2. Vergleich der Bildqualität auf den fünf verschiedenen Schnittebenen miteinander (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) | 34 |
| 3.2.3. Vergleich der Bildqualität zwischen den Untersuchern | 42 |
| 4. Diskussion | 47 |
| 5. Literaturverzeichnis | 56 |
| 6. Abkürzungsverzeichnis | 60 |
| Danksagung | 61 |
| Lebenslauf | 62 |

Zusammenfassung

Hintergrund und Ziele

Trotz der ständigen technischen Weiterentwicklung der Mehrzeilendetektor-Spiral-Computertomografie (MSCT) steigt die Strahlenbelastung der Patienten durch diese Untersuchungen stetig an. Ursachen dafür sind neben einer zunehmenden Untersuchungsfrequenz, die häufige Datenerfassung mit enger Schichtkollimation [4, 18, 25, 29, 38], welche zu einer Verbesserung des Kontrastes und damit der Bildqualität führt [48]. Dies bringt jedoch gleichzeitig eine Zunahme von Rauschartefakten mit sich. Um eine optimale Bildqualität zu erreichen, wird dieser mit einer Erhöhung des Röhrenstromzeitproduktes (mAs) begegnet, da das Bildrauschen umgekehrt proportional zur Quadratwurzel des Röhrenstromzeitproduktes ist. Daraus resultiert eine höhere Strahlenbelastung des Patienten, da das mAs mit der Patientendosis direkt korreliert [5, 48]. Daher ist es wichtig, den Zusammenhang zwischen dem Bildpunktrauschen und der subjektiven Bildqualität in Abhängigkeit von der Schichtdicke und dem Röhrenstromzeitprodukt zu untersuchen. Durch diese Ergebnisse können Protokolle erarbeitet werden, welche für die Diagnostik eine akzeptable Bildqualität schaffen und für die Patienten eine möglichst geringe Strahlenbelastung erzielen.

Methoden

Bei 12 Patienten wurde eine Computertomografie des Abdomens durchgeführt. Das Scanprotokoll wurde mit einer Röhrenspannung von 120 kV, einem effektiven Röhrenstromzeitprodukt von 160 eff. mAs, einer Schichtkollimation von 16 x 0,75 mm und einem Pitch von 1 eingestellt. Es wurden verschiedene Rekonstruktionen mit 160 eff. mAs, 120 eff. mAs, 80 eff. mAs, 40 eff. mAs, sowie mit variierenden Schichtdicken von 2 mm, 3 mm und 4 mm der Rohdatensätze angefertigt mit einer dedizierten Rekonstruktionssoftware (SyngoExplorer, VAMP GmbH, Möhrendorf). Das Bildpunktrauschen wurde als objektives Verfahren zur Abschätzung der Bildqualität gemessen. Daher wurden regions-of-interest in unterschiedliche anatomische Strukturen

auf Höhe des Lebervenensterns, des Leberhilus, der Nieren, der Beckeneingangsebene und der Hüftkopfebene gelegt. Die subjektive Auswertung der Bildqualität erfolgte durch drei erfahrene Radiologen anhand einer 3-Punkte-Skala.

Ergebnisse und Beobachtungen

Im Vergleich zur Standardrekonstruktion (160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke) zeigte sich bei den Rekonstruktionen mit abnehmendem mAs und dünnerer Schichtdicke eine Zunahme des Bildpunktrauschens. In allen rekonstruierten Ebenen (siehe vorne) war der höchste gemittelte Wert für das Bildpunktrauschen in der Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke. Zwischen den einzelnen Rekonstruktionen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Auswertungen der Bildqualität durch die drei Radiologen zeigte in allen Ebenen (siehe vorne) die beste Bewertung der Bildqualität in der Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke. Im Vergleich zur Standardrekonstruktion stuften die Radiologen die anderen Rekonstruktionen qualitativ schlechter ein. Zwischen den einzelnen Rekonstruktionen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Im Vergleich der fünf verschiedenen Ebenen (siehe vorne) zeigte sich, unabhängig von den verschiedenen Rekonstruktionsparametern, das höchste Bildpunktrauschen in der Hüftkopfebene und das niedrigste in der Ebene des Lebervenensterns. Die Bildqualität hingegen schien in allen Ebenen qualitativ vergleichbar hoch zu sein.

Praktische Schlussfolgerungen

Unsere Ergebnisse weisen darauf hin, dass das Bildpunktrauschen eine größere Abhängigkeit von den Rekonstruktionsparametern aufweist als die subjektive Bewertung der Bildqualität durch die Radiologen. Im Vergleich zur Standardrekonstruktion kann sowohl die Schichtdicke dünner rekonstruiert werden als auch das Röhrenstromzeitprodukt verringert werden. Es sollte sich keine Einschränkung in der klinischen Diagnostik ergeben.

Abstract

Background and Aims

The technique of Multislice-Spiral-Computed-Tomography (MSCT) has further improved. However this development resulted in an increasing radiation dose. The growing number of the MSCT examinations and the scan performances with smaller detector collimation is the explanation for this high radiation dose. The benefit of the smaller detector collimation is an improved contrast resolution. This method creates a more accurate image quality. However it results in a degrading increase of the image noise. This often leads to an increase in the tube current time settings to emphasize the image quality, because the image noise is inversely proportional to the square root of the tube current time product. The radiation dose correlates with the tube current time product, resulting in a higher radiation dose for the patients. The purpose of our study was to develop a protocol for reduction of radiation exposure without loss of diagnostic information in MSCT examinations.

Methods

12 Patients underwent MSCT of the abdomen. Several parameters (tube current settings: 160 eff. mAs, 120 eff. mAs, 80 eff. mAs and 40 eff. mAs, slice thickness: 2 mm, 3 mm and 4 mm) were reconstructed with a dedicated software. Image noise was assessed as an objective measurement for image quality. We used the region-of-interest methodology. Subjective image quality was rated by three experienced radiologists on a three-point scale.

Results

Compared to the standard scan (160 eff. mAs, 4 mm slice thickness) a decreasing slice thickness and reduced setting of the tube current time product, result in an increase of the mean image noise values and the image quality was rated worse. The results between the different slice levels showed the highest noise values in the lower pelvic region and the lowest in the liver level. In the rating of the image quality however the

results seemed equal. There was no statistically significant difference between the results of the reconstructions.

Conclusion

Our results show, that the noise is more dependent on the reconstruction parameters, than the subjective rating of the radiologists. In comparison to the standard scan a decreased slice thickness and a reduced tube current time product should not compromise the diagnostic information of the radiologist.

1. Einleitung

Trotz des relativ geringen Anteils von nur circa vier Prozent, den Computertomografie (CT)-Untersuchungen im klinischen Alltag einnehmen, war die CT bereits Anfang der 1990er Jahre für circa 35 % der kollektiven effektiven Dosis der röntgendiagnostischen Strahlenexposition in Deutschland verantwortlich [4, 23, 29, 34]. Die Weiterentwicklung der Spiral-Computertomografie zur Mehrzeilendetektor-Spiral-Computertomografie (MSCT) führte zu einer deutlichen Leistungssteigerung der CT-Bildgebung, einhergehend mit einer Verkürzung der Untersuchungszeit, größerer Volumenabdeckung und höherer Auflösung [24, 42].

Zwar haben sich in den letzten Jahren, durch die ständige technische Verbesserung der MSCT, die Auflösung der Detektorsysteme vervielfacht, jedoch führte dieser Fortschritt nicht zu einer möglichen Dosisreduktion, vielmehr führte es zu einer Zunahme derselben [4, 33]. Dies resultiert daraus, dass neben einer zunehmenden Untersuchungsfrequenz, die Möglichkeit dazu besteht, die Daten bevorzugt mit enger Schichtkollimation zu erfassen [4, 18, 25, 38]. Der Vorteil der daraus resultierenden dünnen Schichten liegt vor allem in einer hohen Detailauflösung entlang der z-Achse (Patientenlängsachse) und in der Reduktion des Partialvolumeneffektes, wodurch eine Verbesserung des Kontrastes erreicht wird [48]. Zusätzlich ermöglicht der MSCT-Scan in dünnen Schichten die Rekonstruktion der Daten in allen beliebigen Raumebenen (multiplanare Rekonstruktion und drei-dimensionale Darstellungen) [6, 42]. Damit wird gewährleistet, dass im Nachhinein auf die jeweilige klinische Fragestellung problemangepasste Schnitte errechnet werden können [23].

Der wesentliche Nachteil dünnerer Schichten ist die damit verbundene Zunahme des Bildrauschens, das wiederum die subjektiv empfundene Bildqualität beeinträchtigt. Da das Bildrauschen umgekehrt proportional ist zur Quadratwurzel des Röhrenstromzeitproduktes (eff. mAs), ist zum Erreichen einer konstanten Bildqualität eine Erhöhung des eff mAs erforderlich, die zwangsläufig mit einer Dosiserhöhung einhergeht [48].

Vor allem Niedrigkontrastobjekte, wie Weichteilgewebe, (zum Beispiel (z. B.): Leberparenchym) sind bei geringer Schichtkollimation anfälliger für Artefakte, sodass man geneigt ist, die Dosis zu erhöhen [48]. Trotzdem finden dünne Schichten in der klinischen Routine zunehmende Bedeutung [7, 8, 30, 32, 36], z. B. bei der Beurteilung von Lebermetastasen, da dünnere Schichten eine genauere Dignitätseinordnung ermöglichen [49].

Nachdem die höhere Strahlenexposition der MSCT zu einem hohen Anteil auf die vermehrte Anwendung einer engeren Kollimation zurückzuführen ist [4, 18, 25, 38] und die Beurteilung dünnerer Schichten eine zunehmende Bedeutung in der Diagnostik, vor allem der Weichteilorgane [7, 8, 30, 32, 36] erfahren, ist es wichtiger denn je, die Strahlenexposition bei einer CT-Untersuchung durch alle erdenklichen Maßnahmen, so gering wie möglich zu halten. Es wurden schon viele Studien veröffentlicht, welche die Möglichkeiten der Dosisreduktion diskutiert haben. Wichtig ist vor allem die genaue Indikationsprüfung für eine CT-Untersuchung [43, 44]. Ist eine CT-Untersuchung notwendig, sollte das ALARA-Prinzip stets angestrebt werden: „as low as reasonably achievable“ [37], also die möglichst geringste Dosis, die zur Diagnosestellung notwendig ist. Die Patientendosis wird proportional zum effektiven Röhrenstromzeitprodukt (eff. mAs) gesenkt [23]. Zusätzliche Parameter wie die Röhrenspannung, die Kollimationsbreite, die Rotationszeit, das Tischvorschubverhältnis (Pitch), die Dosismodulation (Echtzeit-Anpassung der mAs nach Präscan und sinusoidaler Modulation) und verschiedene Rekonstruktionsmöglichkeiten (Rekonstruktionsinkrement, field of view) haben ebenfalls Einfluss auf die erforderliche Strahlendosis [23].

Da die moderne MSCT-Technik durch die bessere Ausnutzung der Röntgenröhre (mehrere Schichten pro Rotation) die langstreckige Durchführung hochauflösender Untersuchungen (Ganzkörperuntersuchungen) erlaubt [24, 42] und zusätzlich vor allem die Ortsauflösung in z-Richtung verbessert, kann das Spektrum der klinischen Anwendung stetig vergrößert werden [12, 15, 31, 39]. Daraus resultiert eine Einsatzsteigerung und es wird eine verstärkte kollektive Strahlenbelastung erwartet [4, 18].

Es ist zunehmend wichtig, gegenüber den vorinstallierten CT-Untersuchungsprotokollen, Protokolle in die klinische Routine einzuführen, welche ein für die Diagnostik akzeptables Bildrauschen erreichen, aber auch auf eine möglichst geringe Strahlenbelastung des Patienten ausgelegt sind. Aus diesem Grund soll diese Studie anhand von verschiedenen rekonstruierten Schichtebenen des Abdomens, ein für die Diagnostik akzeptables Bildrauschen in Abhängigkeit von der Schichtdicke und des Röhrenstromzeitproduktes ermitteln. Durch diese Ergebnisse können Protokolle erarbeitet werden, welche für die Diagnostik eine akzeptable Bildqualität und für den Patienten eine möglichst geringe Strahlenbelastung erreichen können.

2. Patienten, Material und Methoden

2.1. Patienten

Zwischen Mai 2004 und Juni 2004 wurde bei 12 Patienten im Rahmen des Tumor-Stagings oder der Tumornachsorge eine Computertomografie des Abdomens durchgeführt. Bei keinem der 12 Patienten lagen Kontraindikationen zu einer kontrastmittelverstärkten Computertomografie vor.

Das Patientenkollektiv setzte sich aus 6 Männern und 6 Frauen zusammen. Das Altersspektrum lag zwischen 35 und 88 Jahren.

2.2. Material

2.2.1. Computertomograf

Alle Untersuchungen wurden an einem 16-Schicht-Spiral-CT (SOMATOM Sensation 16, Siemens, Erlangen) mit einer Röhrenrotationszeit von 0,5 s, einer Röhrenspannung von 120 kV, einem effektiven Röhrenstromzeitprodukt von 160 eff. mAs, einer Schichtkollimation 16 x 0,75 mm und einem Pitch von 1 durchgeführt.

Der Aufnahmebereich wurde auf einem Übersichtstopogramm festgelegt und begann kranial auf Höhe des Zwerchfells und endete kaudal auf Höhe des Tuberculum minus.

2.2.2. Kontrastmittelprotokoll

Bei allen Untersuchungen wurden 120 ml nichtionisches jodhaltiges Kontrastmittel (Imeron 300) mit einem Fluss von 3,0 ml/s und einer Startverzögerung von 70 s intravenös appliziert.

2.2.3. Rekonstruktionssoftware

Die Rekonstruktion der Rohdatensätze erfolgte auf einer separaten Workstation (Syngo Explorer, VAMP GmbH, Möhrendorf) mit der Mehrschicht-Standardrekonstruktion (180° MFI = multi-slice filtered Interpolation) und einem zugeschalteten mehrdimensionalen adaptiven Filter.

Die Rekonstruktionssoftware erlaubte durch die Addition von Rauschen zu dem Rohdatensatz die Simulation von Datensätzen mit geringerem Röhrenstromzeitprodukt.

2.2.4. Rekonstruktionsparameter

Zunächst wurde jeder Datensatz einmal komplett mit einer Schichtdicke von 3 mm und einem Rekonstruktionsinkrement von 3 mm rekonstruiert und je eine repräsentative Schicht auf Höhe des Lebervenensterns, des Leberhilus, der Nieren, der Beckeneingangsebene und der Hüftkopfebene festgelegt.

Alle Rekonstruktionen erfolgten mit einem Standardfaltungskern für Weichteilgewebe. Das Field of view (FOV) betrug 512 x 512.

Die Rekonstruktion der einzelnen Datensätze erfolgte mit 40 eff. mAs, 80 eff. mAs, 120 eff. mAs und 160 eff. mAs.

Zusätzlich wurde die rekonstruierte Schichtdicke variiert. Auf allen Ebenen (Lebervenenstern, des Leberhilus, der Nieren, der Beckeneingangsebene und der Hüftkopfebene) wurden Schichten mit 2 mm, 3 mm und 4 mm angefertigt.

Somit standen letztendlich pro Rohdatensatz 60 Rekonstruktionen (12 je Schichtebene) mit folgenden Rekonstruktionsparametern zur Auswertung zur Verfügung: 40 eff. mAs mit 2 mm, 40 eff. mAs mit 3 mm, 40 eff. mAs mit 4 mm, 80 eff. mAs mit 2 mm, 80 eff. mAs mit 3 mm, 80 eff. mAs mit 4 mm, 120 eff. mAs mit 2 mm, 120 eff. mAs mit 3 mm, 120 eff. mAs mit 4 mm, 160 eff. mAs mit 2 mm, 160 eff. mAs mit 3 mm und 160 eff. mAs mit 4 mm.

2.2.5. Bilddokumentation

Die Auswertung der Bildqualität der 5 Ebenen erfolgte am Monitor ohne Darstellung der Untersuchungsparameter. Die Bilder wurden den Auswertern in zufälliger Reihenfolge präsentiert.

2.3. Methoden

2.3.1. Bildrauschen

Zur Abschätzung des Bildpunktrauschens wurde die Standardabweichung der Mittelwerte (in Hounsfield Units [HU]) der Bildpunkte in verschiedenen visuell jeweils relativ homogenen regions-of-interest (ROI) bestimmt. In den Schichten der Leberrekonstruktionen, wurde auf Höhe des Lebervenensterns je eine ROI in das gesunde Leberparenchym, eine in die Aorta abdominalis, sowie eine in die autochtone Rückenmuskulatur gelegt (siehe Abb. 1), wie auch auf Höhe des Leberhilus (siehe Abb. 2). Auf Höhe der Nieren wurde je eine ROI in die Aorta abdominalis, sowie eine in die autochtone Rückenmuskulatur gelegt (siehe Abb. 3). In den Schichten der Beckeneingangsebene wurden je eine ROI in eine der beiden Aa. iliacae und eine in die autochtone Rückenmuskulatur gelegt (siehe Abb. 4). Auf Hüftkopfebene wurde je eine ROI in einen der beiden Mm. obturatorii, sowie eine in einen der Mm. glutei maximi gelegt (siehe Abb. 5).

Die Messungen in den Rekonstruktionen mit den verschiedenen Schichtdicken und den verschiedenen effektiven Röhrenstromprodukten erfolgten für jede der fünf Schichtebenen jeweils an identischen Positionen mit ROI gleicher Form und Fläche.

Die Änderung des Bildpunktrauschens ergab sich aus der Differenz des Bildpunktrauschens zwischen den verschiedenen Rekonstruktionen.

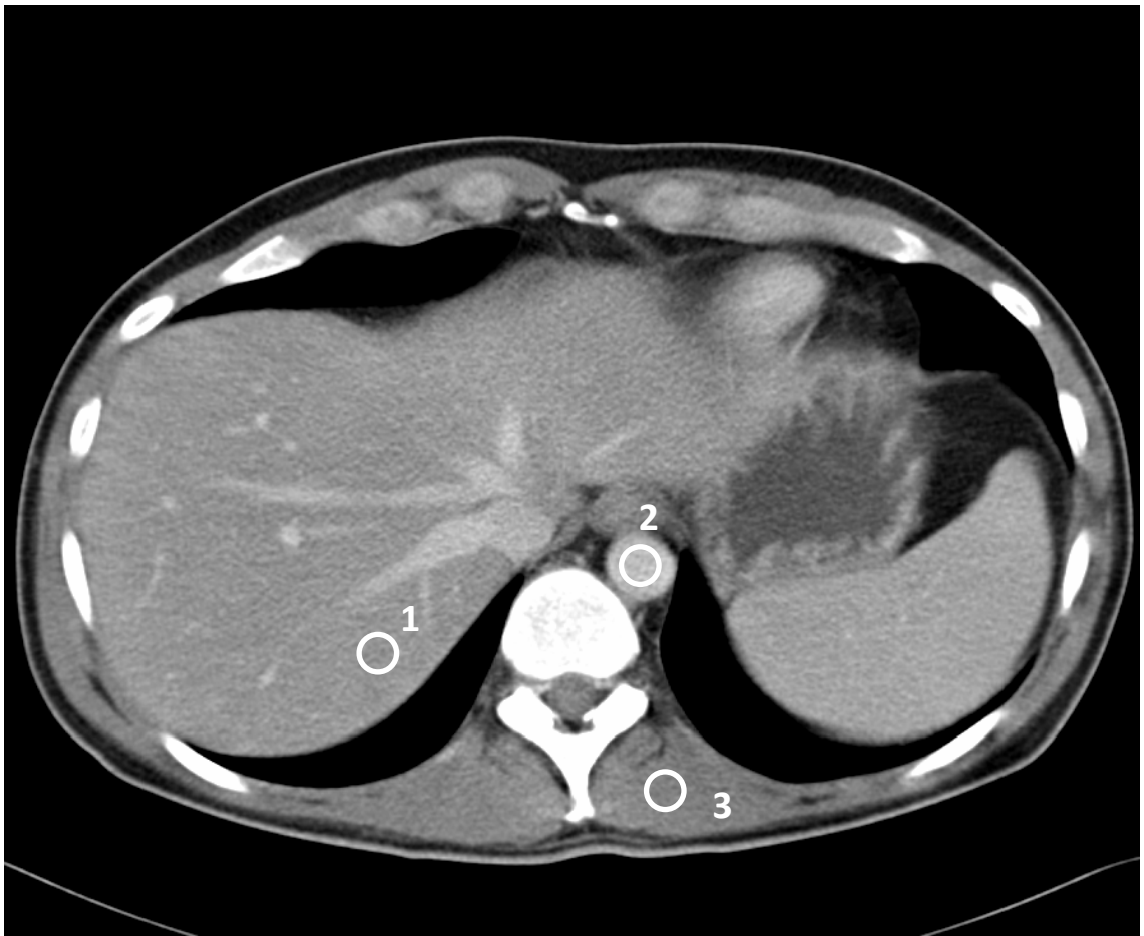


Abbildung 1: Messpunkte auf Höhe des Lebervenensterns. (1) ROI im gesunden Leberparenchym, (2) ROI in der Aorta abdominalis, (3) ROI in der autochtonen Rückenmuskulatur

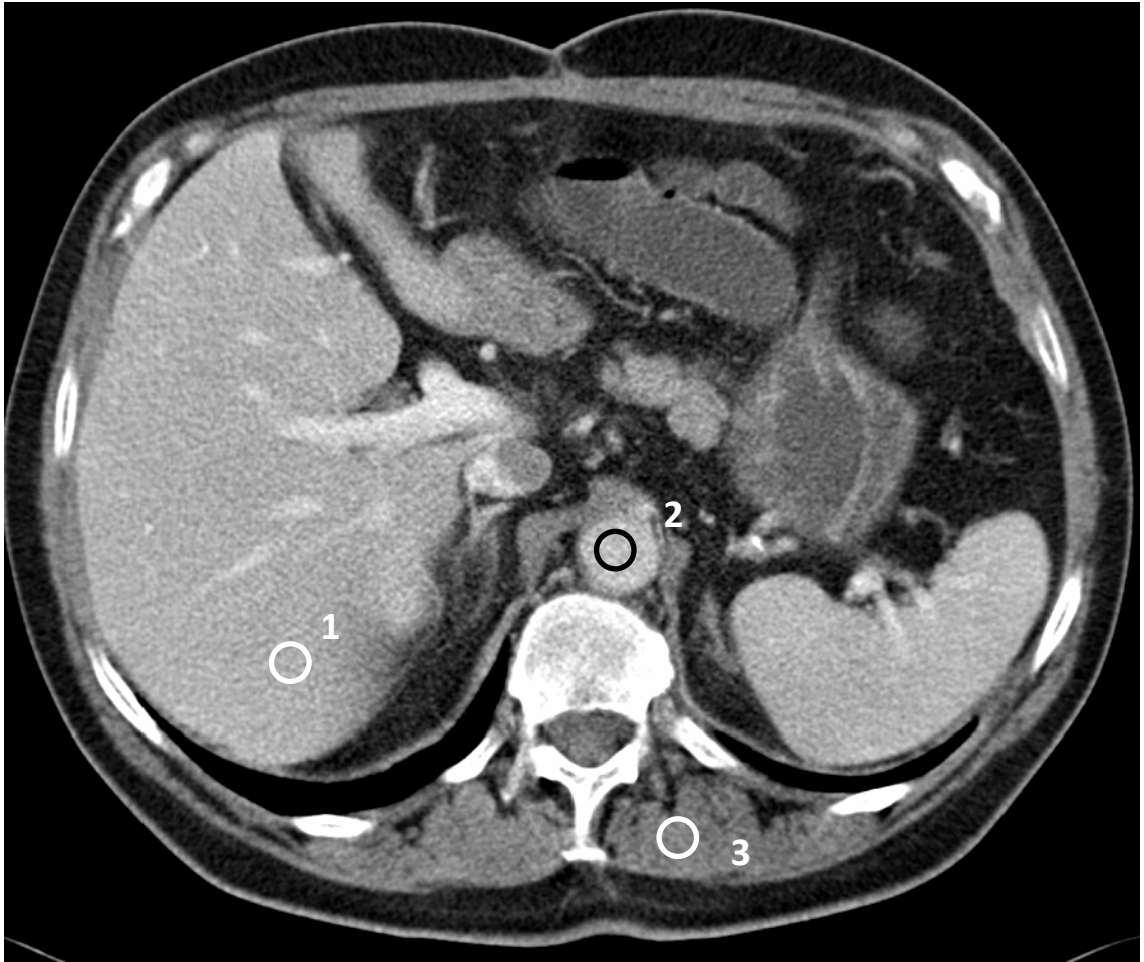


Abbildung 2: Messpunkte auf Höhe des Leberhilus. (1) ROI im gesunden Leberparenchym, (2) ROI in der Aorta abdominalis, (3) ROI in der autochtonen Rückenmuskulatur

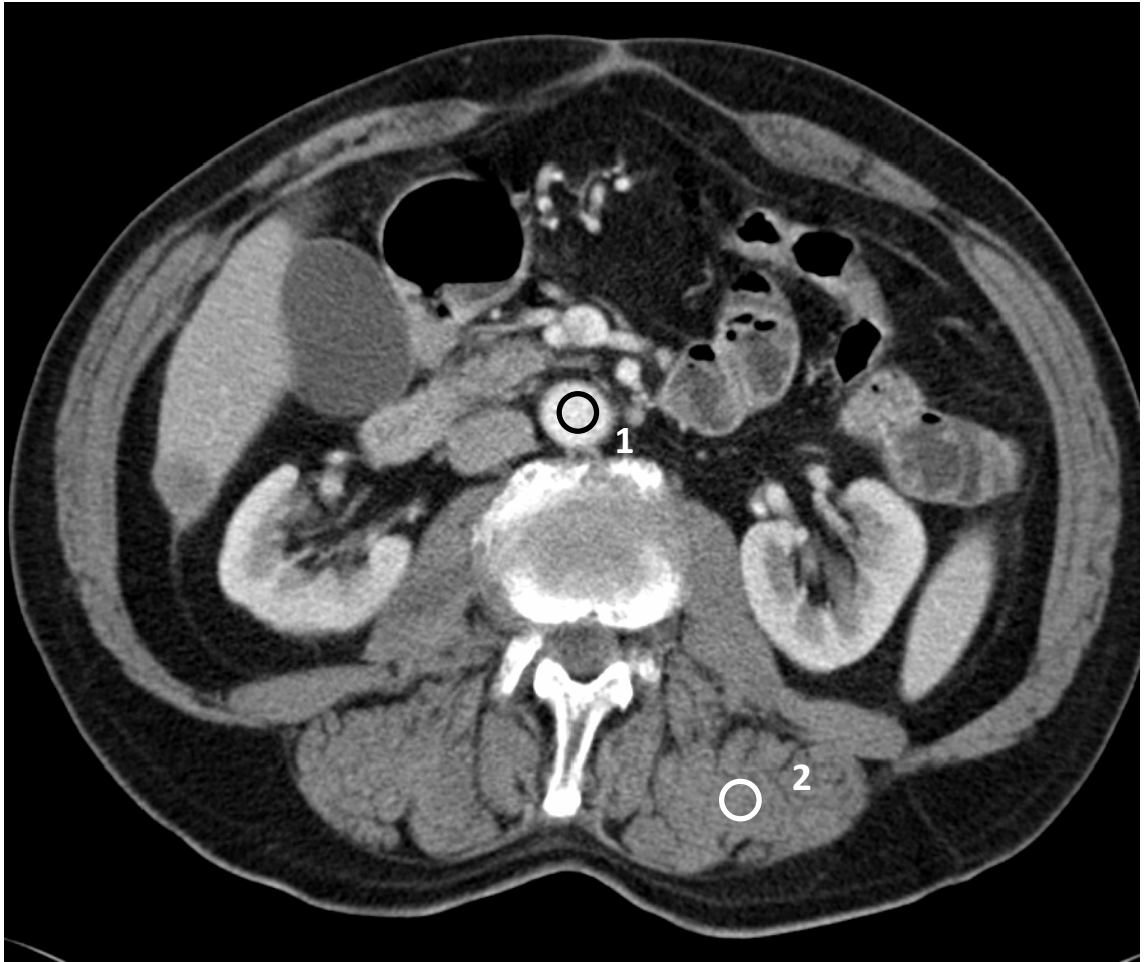


Abbildung 3: Messpunkte auf Höhe der Nieren. (1) ROI in der Aorta abdominalis, (2) ROI in der autochtonen Rückenmuskulatur



Abbildung 4: Messpunkte auf Höhe Beckeneingangsebene. (1) ROI in der A. iliaca, (2) ROI in der autochtonen Rückenmuskulatur



Abbildung 5: Messpunkte auf Höhe der Hüftkopfebene. (1) ROI im M. obturatorius, (2) ROI im M. gluteus maximus

2.3.2. Bildqualität

Die Bilder wurden bei gleichbleibender Fensterung mit einem Center von 50 HU und einer Weite von 400 HU ausgewertet.

Die visuelle Beurteilung der Bildqualität erfolgte unabhängig voneinander durch drei Radiologen mit mehr als 15-, 10- und 5-jähriger Erfahrung auf den Gebieten der Abdomen-Radiologie und der CT. Die Auswertung erfolgte geblendet, das heißt, die Radiologen kannten weder die Rekonstruktionsparameter noch die Reihenfolge der Rekonstruktionen.

Die Bewertung erfolgte anhand einer 3-Punkte-Skala: 1 = ungenügend, 2 = ausreichend, 3 = gut.

2.3.3. Statistische Verfahren

Die Ergebnisse wurden durch die Software SPSS 14.0 ausgewertet. Die Bewertung der

Daten für die 60 Bildrekonstruktionen erfolgte jeweils durch Mittelwertbildung. Der Vergleich der Standardabweichung der Mittelwerte einer ROI, sowie die Auswertung der Parameter der Bildqualität, erfolgte mit der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA). Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ festgelegt.

3. Ergebnisse

3.1. Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das Bildpunktrauschen

3.1.1. Die verschiedenen Schnittebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene)

3.1.1.1. Schnittebene auf Höhe des Lebervenensterns

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt [eff. mAs] | | | |
|----------------------------------|--|-------|-------|-------|
| | 40 | 80 | 120 | 160 |
| 2 | 38 HU | 28 HU | 25 HU | 22 HU |
| 3 | 28 HU | 22 HU | 19 HU | 18 HU |
| 4 | 26 HU | 19 HU | 17 HU | 16 HU |

Tabelle 1: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das mittlere Bildpunktrauschen auf Höhe des Lebervenensterns.

3.1.1.2. Schnittebene auf Höhe des Leberhilus

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt [eff. mAs] | | | |
|----------------------------------|--|-------|-------|-------|
| | 40 | 80 | 120 | 160 |
| 2 | 47 HU | 37 HU | 31 HU | 28 HU |
| 3 | 38 HU | 28 HU | 24 HU | 22 HU |
| 4 | 32 HU | 25 HU | 21 HU | 20 HU |

Tabelle 2: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das mittlere Bildpunktrauschen auf Höhe des Leberhilus.

3.1.1.3. Schnittebene auf Höhe der Nieren

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt [eff. mAs] | | | |
|----------------------------------|--|-------|-------|-------|
| | 40 | 80 | 120 | 160 |
| 2 | 50 HU | 37 HU | 31 HU | 28 HU |
| 3 | 38 HU | 29 HU | 25 HU | 23 HU |
| 4 | 35 HU | 26 HU | 22 HU | 20 HU |

Tabelle 3: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das mittlere Bildpunktrauschen auf Höhe der Nieren.

3.1.1.4. Schnittebene auf Höhe des Beckeneingangs

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt [eff. mAs] | | | |
|----------------------------------|--|-------|-------|-------|
| | 40 | 80 | 120 | 160 |
| 2 | 50 HU | 37 HU | 31 HU | 29 HU |
| 3 | 38 HU | 29 HU | 25 HU | 23 HU |
| 4 | 35 HU | 26 HU | 23 HU | 21 HU |

Tabelle 4: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das mittlere Bildpunktrauschen auf Höhe der Beckeneingangsebene.

3.1.1.5. Schnittebene auf Höhe des Hüftkopfes

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt [eff. mAs] | | | |
|----------------------------------|--|-------|-------|-------|
| | 40 | 80 | 120 | 160 |
| 2 | 54 HU | 42 HU | 37 HU | 35 HU |
| 3 | 43 HU | 35 HU | 31 HU | 29 HU |
| 4 | 40 HU | 32 HU | 29 HU | 27 HU |

Tabelle 5: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das mittlere Bildpunktrauschen auf Höhe der Hüftkopfebene.

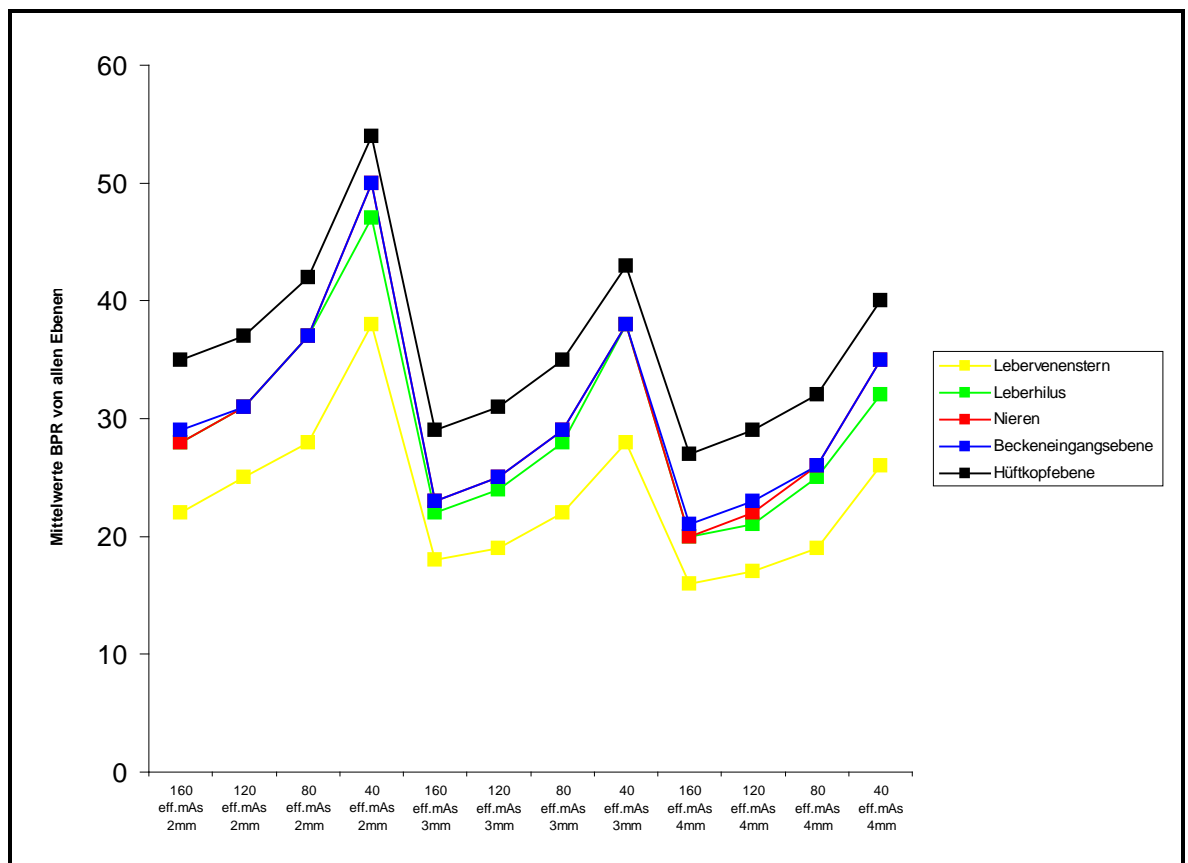


Abbildung 6: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf das mittlere Bildpunktrauschen der unterschiedlichen Ebenen.

In allen rekonstruierten Ebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) war der niedrigste gemittelte Wert für das Bildpunktrauschen in der Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke. Der

höchste gemittelte Wert war in der Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke zu verzeichnen. Es zeigt sich insgesamt ein Anstieg des Bildpunktrauschens von einem hohen eff. Röhrenstromzeitprodukt und dicker Schichtdicke zu den jeweils niedrigeren Rekonstruktionsparametern. Zwischen den unterschiedlichen Rekonstruktionen konnte bei der geringen Fallzahl allerdings kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) des Bildpunktrauschens beobachtet werden. Aufgrund der geringen Fallzahl ist eine weitere statistische Auswertung nicht sinnvoll.

3.1.2. Vergleich des Bildpunktrauschens auf den fünf verschiedenen Schnittebenen miteinander (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene)

| Rekonstruktionsparameter | Lebervenenstern | Leberhilus | Nieren | Beckeneingangsebene | Hüftkopfebene |
|--------------------------|-----------------|------------|--------|---------------------|---------------|
| 160 eff. mAs, 2 mm | 22 HU | 28 HU | 28 HU | 29 HU | 35 HU |
| 120 eff. mAs, 2 mm | 25 HU | 31 HU | 31 HU | 31 HU | 37 HU |
| 80 eff. mAs, 2 mm | 28 HU | 37 HU | 37 HU | 37 HU | 42 HU |
| 40 eff. mAs, 2 mm | 38 HU | 47 HU | 50 HU | 50 HU | 54 HU |
| 160 eff. mAs, 3 mm | 18 HU | 22 HU | 23 HU | 23 HU | 29 HU |
| 120 eff. mAs, 3 mm | 19 HU | 24 HU | 25 HU | 25 HU | 31 HU |
| 80 eff. mAs, 3 mm | 22 HU | 28 HU | 29 HU | 29 HU | 35 HU |
| 40 eff. mAs, 3 mm | 28 HU | 38 HU | 38 HU | 38 HU | 43 HU |
| 160 eff. mAs, 4 mm | 16 HU | 20 HU | 20 HU | 21 HU | 27 HU |
| 120 eff. mAs, 4 mm | 17 HU | 21 HU | 22 HU | 23 HU | 29 HU |
| 80 eff. mAs, 4 mm | 19 HU | 25 HU | 26 HU | 26 HU | 32 HU |
| 40 eff. mAs, 4 mm | 26 HU | 32 HU | 35 HU | 35 HU | 40 HU |

Tabelle 6: Vergleich des Bildpunktrauschens auf den verschiedenen Schnittebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) bei Rekonstruktionen der Rohdaten mit unterschiedlichen effektiven Röhrenstromzeitprodukten und unterschiedlichen Schichtdicken.

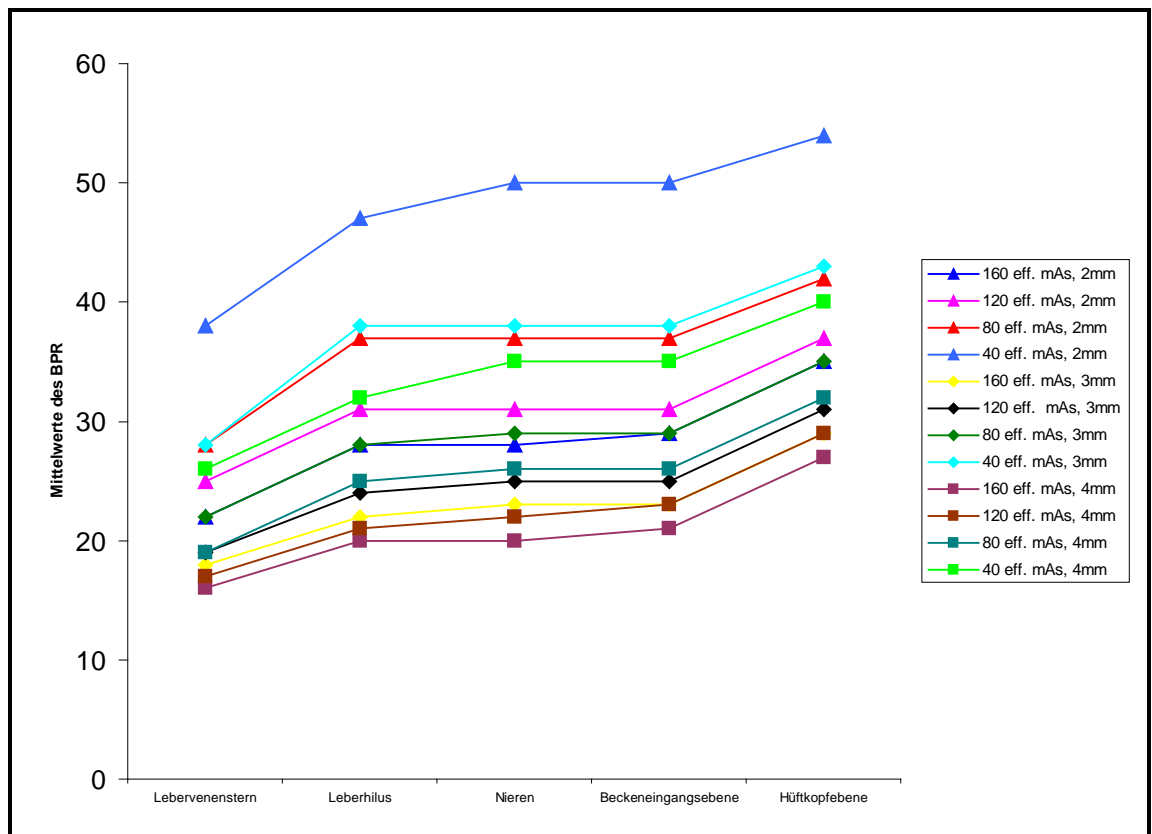


Abbildung 7: Vergleich des Bildpunktrauschens auf den verschiedenen Schnittebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) bei Rekonstruktion der Rohdaten mit unterschiedlichen effektiven Röhrenstromzeitprodukten und unterschiedlichen Schichtdicken.

Unabhängig von den Rekonstruktionsparametern fällt das Bildpunktrauschen in der Schnittebene des Lebervenensterns deutlich geringer aus als in der Schnittebene der Hüftkopfebene. Für die restlichen drei Ebenen (Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene) scheint das Bildpunktrauschen vergleichbar hoch zu sein.

3.2. Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die Bildqualität

3.2.1.1. Schnittebene auf Höhe des Lebervenensterns

Auswerter 1

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,3 ± 0,5 | 2,3 ± 0,5 | 2,5 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 |
| 3 | 2,1 ± 0,7 | 2,8 ± 0,5 | 3,0 ± 0,0 | 2,9 ± 0,3 |
| 4 | 2,4 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 7: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Lebervenensterns (Auswerter 1).

Auswerter 2

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|--------------|-------------|--------------|-------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs |
| 2 | 1,3 ± 0,5 | 2,1 ± 0,3 | 2,3 ± 0,5 | 2,6 ± 0,7 |
| 3 | 1,9 ± 0,3 | 2,6 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 2,9 ± 0,3 |
| 4 | 2,1 ± 0,7 | 2,7 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 8: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Lebervenensterns (Auswerter 2).

Auswerter 3

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|--------------|-------------|--------------|-------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs |
| 2 | 1,8 ± 0,5 | 2,3 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 | 2,9 ± 0,3 |
| 3 | 2,2 ± 0,4 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |
| 4 | 2,3 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 9: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Lebervenensterns (Auswerter 3).



Abbildung 8: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Lebervenensterns (alle drei Auswerter).

3.2.1.2. Schnittebene auf Höhe des Leberhilus

Auswerter 1

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,5 | 2,5 ± 0,7 | 2,7 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 |
| 3 | 1,7 ± 0,6 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |
| 4 | 2,3 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 10: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Leberhilus (Auswerter 1).

Auswerter 2

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,7 | 1,9 ± 0,5 | 2,1 ± 0,5 | 2,4 ± 0,5 |
| 3 | 1,6 ± 0,5 | 2,4 ± 0,5 | 2,7 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 |
| 4 | 1,6 ± 0,6 | 2,5 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 2,8 ± 0,4 |

Tabelle 11: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Leberhilus (Auswerter 2).

Auswerter 3

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,5 | 1,9 ± 0,3 | 2,5 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 |
| 3 | 2,0 ± 0,0 | 2,6 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 |
| 4 | 2,1 ± 0,6 | 2,6 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 12: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Leberhilus (Auswerter 3).

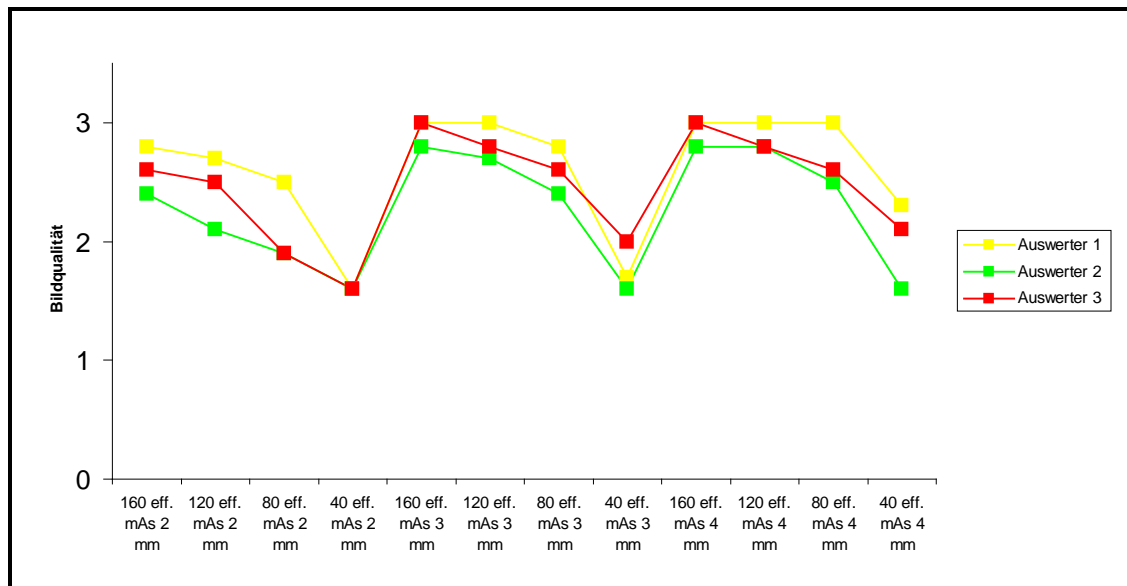


Abbildung 9: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe des Leberhilus (alle drei Auswerter).

3.2.1.3. Schnittebene auf Höhe der Nieren

Auswerter 1

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,5 | 2,3 ± 0,6 | 2,5 ± 0,7 | 2,5 ± 0,7 |
| 3 | 2,0 ± 0,6 | 2,6 ± 0,7 | 2,9 ± 0,3 | 3,0 ± 0,0 |
| 4 | 2,2 ± 0,6 | 2,9 ± ,3 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 13: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Nieren (Auswerter 1).

Auswerter 2

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,3 ± 0,5 | 1,8 ± 0,6 | 2,4 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 |
| 3 | 1,6 ± 0,5 | 2,4 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 | 2,8 ± 0,4 |
| 4 | 1,6 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 | 2,9 ± 0,3 | 2,9 ± 0,3 |

Tabelle 14: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Nieren (Auswerter 2).

Auswerter 3

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,7 | 2,1 ± 0,5 | 2,4 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 |
| 3 | 1,9 ± 0,3 | 2,6 ± 0,5 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |
| 4 | 2,0 ± 0,6 | 2,7 ± 0,5 | 3,0 ± 0,0 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 15: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Nieren (Auswerter 3).

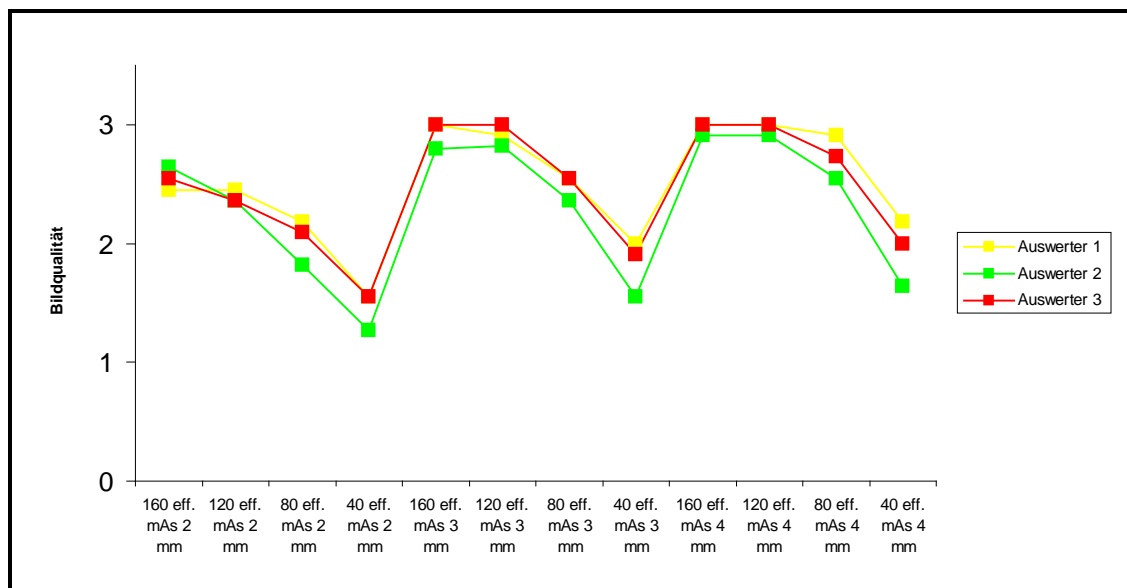


Abbildung 10: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Nieren (alle drei Auswerter).

3.2.1.4. Schnittebene auf Höhe des Beckeneingangs

Auswerter 1

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,7 ± 0,5 | 2,2 ± 0,8 | 2,5 ± 0,8 | 2,7 ± 0,5 |
| 3 | 2,2 ± 0,8 | 2,7 ± 0,6 | 2,8 ± 0,4 | 2,8 ± 0,4 |
| 4 | 2,6 ± 0,7 | 2,9 ± 0,3 | 2,8 ± 0,4 | 3,0 ± 0,0 |

Tabelle 16: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Beckeneingangsebene (Auswerter 1).

Auswerter 2

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,7 | 2,0 ± 0,6 | 2,3 ± 0,6 | 2,4 ± 0,7 |
| 3 | 2,0 ± 0,6 | 2,6 ± 0,7 | 2,6 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 |
| 4 | 1,9 ± 0,5 | 2,6 ± 0,7 | 2,6 ± 0,7 | 2,8 ± 0,4 |

Tabelle 17: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Beckeneingangsebene (Auswerter 2).

Auswerter 3

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | $1,6 \pm 0,5$ | $2,0 \pm 0,4$ | $2,4 \pm 0,7$ | $2,6 \pm 0,5$ |
| 3 | $1,9 \pm 0,5$ | $2,6 \pm 0,5$ | $2,5 \pm 0,7$ | $2,8 \pm 0,4$ |
| 4 | $2,0 \pm 0,4$ | $2,6 \pm 0,5$ | $2,8 \pm 0,4$ | $2,9 \pm 0,3$ |

Tabelle 18: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Beckeneingangsebene (Auswerter 3).

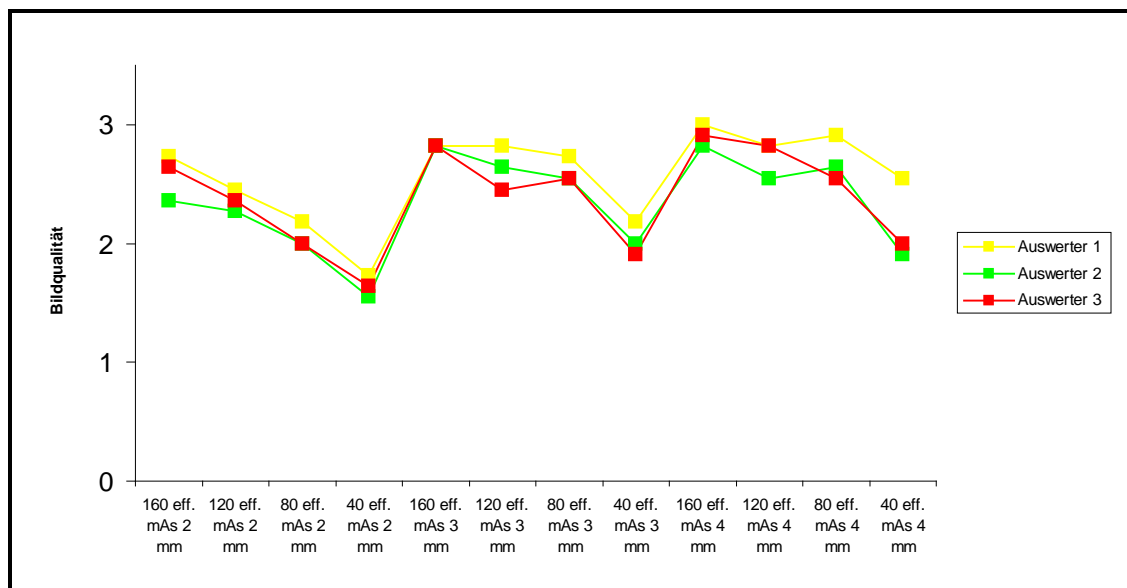


Abbildung 11: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Beckeneingangsebene (alle drei Auswerter).

3.2.1.5. Schnittebene auf Höhe des Hüftkopfes

Auswerter 1

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,3 ± 0,5 | 1,9 ± 0,5 | 2,6 ± 0,7 | 2,6 ± 0,7 |
| 3 | 1,9 ± 0,5 | 2,6 ± 0,7 | 2,7 ± 0,6 | 2,6 ± 0,7 |
| 4 | 2,1 ± 0,5 | 2,6 ± 0,7 | 2,8 ± 0,6 | 2,8 ± 0,6 |

Tabelle 19: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Hüftkopfebene (Auswerter 1).

Auswerter 2

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|-------------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,3 ± 0,5 | 1,9 ± 0,3 | 2,4 ± 0,7 | 2,4 ± 0,7 |
| 3 | 1,7 ± 0,5 | 2,1 ± 0,5 | 2,7 ± 0,6 | 2,7 ± 0,6 |
| 4 | 2,0 ± 0,4 | 2,5 ± 0,7 | 2,8 ± 0,6 | 2,9 ± 0,3 |

Tabelle 20: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Hüftkopfebene (Auswerter 2).

Auswerter 3

| Rekonstruierte Schichtdicke [mm] | Bildqualität | | | |
|----------------------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|
| | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160 eff. mAs |
| 2 | 1,6 ± 0,5 | 1,9 ± 0,3 | 2,0 ± 0,4 | 2,3 ± 0,6 |
| 3 | 1,9 ± 0,3 | 2,1 ± 0,5 | 2,6 ± 0,5 | 2,8 ± 0,4 |
| 4 | 1,9 ± 0,3 | 2,3 ± 0,6 | 2,7 ± 0,5 | 2,91 ± 0,3 |

Tabelle 21: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Hüftkopfebene (Auswerter 3).



Abbildung 12: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) auf Höhe der Hüftkopfebene (alle drei Auswerter).

In den rekonstruierten Ebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) wurde die Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke mit der höchsten Bildqualität bewertet. Die niedrigste Bildqualität wies die Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke auf. Es zeigt sich insgesamt eine ansteigende Tendenz der Bewertung der Bildqualität, von einem niedrigerem eff.

Röhrenstromzeitprodukt und dünnerer Schichtdicke, zu den höheren Rekonstruktionsparametern.

3.2.2. Vergleich der Bildqualität auf den fünf verschiedenen Schnittebenen miteinander (Lebervenenstern, Leberhilus, Nieren, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene)

Auswerter 1

| Rekonstruktions- parameter | Lebervenenstern | Leberhilus | Nieren | Becken- eingangs- ebene | Hüftkopf- ebene |
|-------------------------------|-----------------|------------|--------|-------------------------------|--------------------|
| 160 eff. mAs, 2 mm | 2,7 | 2,8 | 2,5 | 2,7 | 2,6 |
| 120 eff. mAs, 2 mm | 2,6 | 2,7 | 2,5 | 2,7 | 2,6 |
| 80 eff.mAs, 2 mm | 2,3 | 2,5 | 2,2 | 2,2 | 1,9 |
| 40 eff. mAs, 2 mm | 1,3 | 1,6 | 1,6 | 1,7 | 1,3 |
| 160 eff. mAs, 3 mm | 2,9 | 3,0 | 3,0 | 2,8 | 2,6 |
| 120 eff. mAs, 3 mm | 3,0 | 3,0 | 2,7 | 2,8 | 2,7 |
| 80 eff.mAs, 3 mm | 2,8 | 2,8 | 2,6 | 2,7 | 2,6 |
| 40 eff. mAs, 3 mm | 2,1 | 1,7 | 2,0 | 2,2 | 1,9 |
| 160 eff. mAs, 4 mm | 3,0 | 3,0 | 3,0 | 3,0 | 2,8 |
| 120 eff. mAs, 4 mm | 3,0 | 3,0 | 3,0 | 2,8 | 2,8 |
| 80 eff.mAs, 4 mm | 2,8 | 3,0 | 2,9 | 2,9 | 2,6 |
| 40 eff. mAs, 4 mm | 2,4 | 2,3 | 2,2 | 2,6 | 2,1 |

Tabelle 22: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (Auswerter 1).

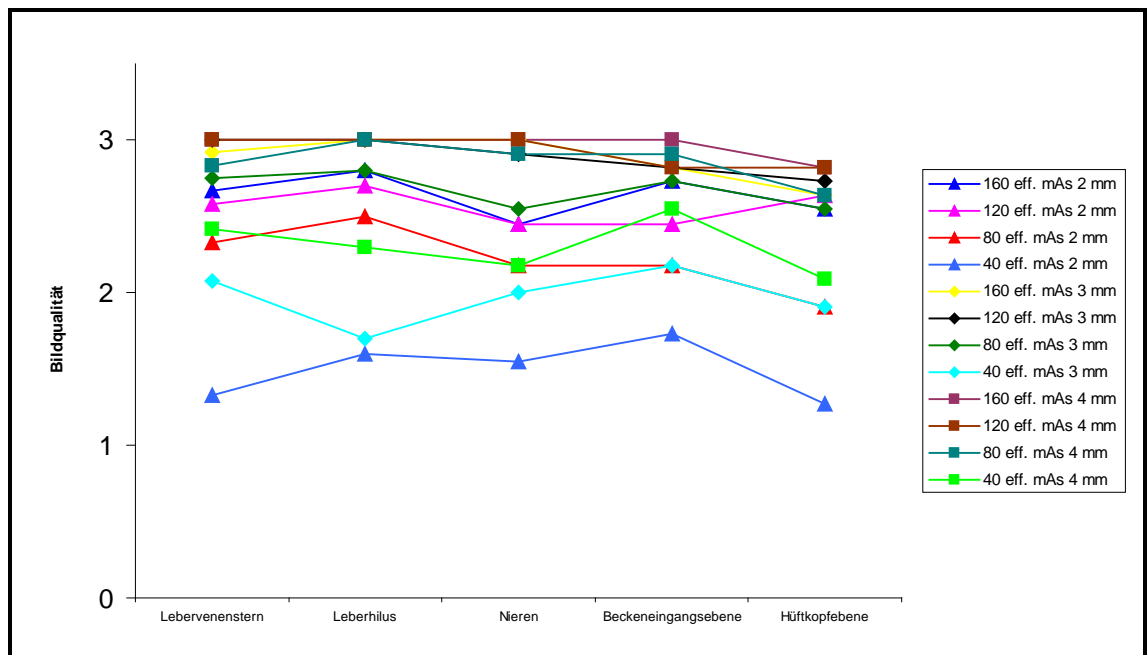


Abbildung 13: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (Auswerter 1).

Auswerter 2

| Rekonstruktionsparameter | Lebervenenstern | Leberhilus | Nieren | Becken- eingangs- ebene | Hüftkopf- ebene |
|--------------------------|-----------------|------------|--------|-------------------------------|--------------------|
| 160 eff. mAs, 2 mm | 2,6 | 2,4 | 2,6 | 2,4 | 2,4 |
| 120 eff. mAs, 2 mm | 2,3 | 2,1 | 2,4 | 2,3 | 2,4 |
| 80 eff.mAs, 2 mm | 2,1 | 1,9 | 1,8 | 2,0 | 1,9 |
| 40 eff. mAs, 2 mm | 1,3 | 1,6 | 1,3 | 1,6 | 1,3 |
| 160 eff. mAs, 3 mm | 2,9 | 2,8 | 2,8 | 2,8 | 2,7 |
| 120 eff. mAs, 3 mm | 2,8 | 2,7 | 2,8 | 2,6 | 2,7 |
| 80 eff.mAs, 3 mm | 2,6 | 2,4 | 2,4 | 2,6 | 2,1 |
| 40 eff. mAs, 3 mm | 1,9 | 1,6 | 1,6 | 2,0 | 1,7 |
| 160 eff. mAs, 4 mm | 3,0 | 2,8 | 2,9 | 2,8 | 2,9 |
| 120 eff. mAs, 4 mm | 2,8 | 2,8 | 2,9 | 2,6 | 2,8 |
| 80 eff.mAs, 4 mm | 2,7 | 2,5 | 2,6 | 2,6 | 2,5 |
| 40 eff. mAs, 4 mm | 2,1 | 1,6 | 1,6 | 1,9 | 2,0 |

Tabelle 23: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (Auswerter 2).

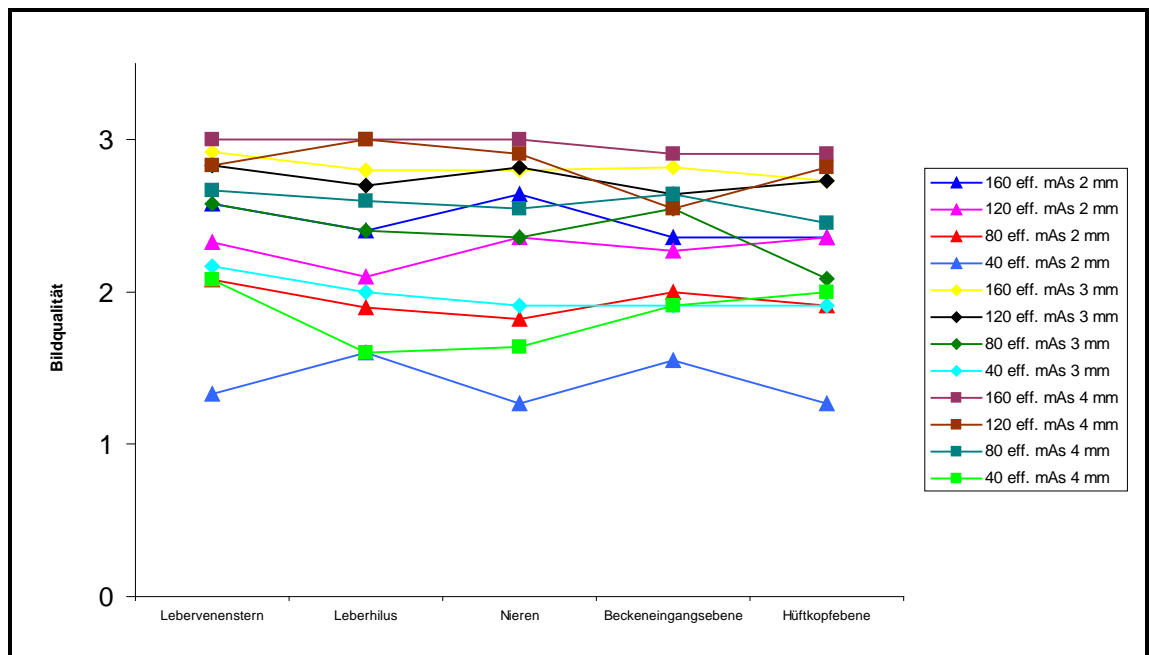


Abbildung 14: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (Auswerter 2).

Auswerter 3

| Rekonstruktionsparameter | Lebervenenstern | Leberhilus | Nieren | Beckeneingangsebene | Hüftkopfebene |
|--------------------------|-----------------|------------|--------|---------------------|---------------|
| 160 eff. mAs, 2 mm | 2,9 | 2,6 | 2,4 | 2,6 | 2,3 |
| 120 eff. mAs, 2 mm | 2,6 | 2,5 | 2,4 | 2,4 | 2,0 |
| 80 eff.mAs, 2 mm | 2,3 | 2,5 | 2,1 | 2,0 | 1,9 |
| 40 eff. mAs, 2 mm | 1,8 | 1,6 | 1,6 | 1,6 | 1,6 |
| 160 eff. mAs, 3 mm | 3,0 | 3,0 | 3,0 | 2,8 | 2,8 |
| 120 eff. mAs, 3 mm | 3,0 | 2,8 | 2,6 | 2,5 | 2,6 |
| 80 eff.mAs, 3 mm | 2,8 | 2,6 | 2,6 | 2,6 | 2,1 |
| 40 eff. mAs, 3 mm | 2,2 | 2,0 | 1,9 | 1,9 | 1,9 |
| 160 eff. mAs, 4 mm | 3,0 | 3,0 | 3,0 | 2,9 | 2,9 |
| 120 eff. mAs, 4 mm | 3,0 | 2,8 | 3,0 | 2,8 | 2,7 |
| 80 eff.mAs, 4 mm | 2,8 | 2,6 | 2,7 | 2,6 | 2,3 |
| 40 eff. mAs, 4 mm | 2,3 | 2,1 | 2,0 | 1,9 | 1,9 |

Tabelle 24: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (Auswerter 3).

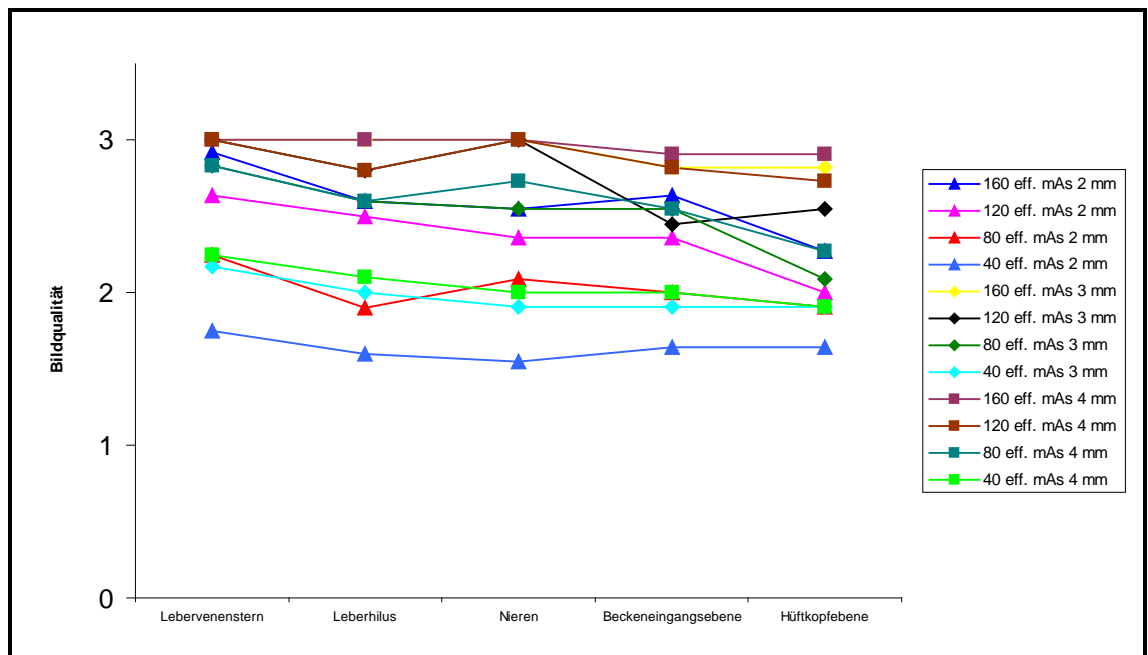


Abbildung 15: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (Auswerter 3).

alle drei Auswerter

| Rekonstruktionsparameter | Lebervenenstern | Leberhilus | Nieren | Beckeneingangsebene | Hüftkopfebene |
|--------------------------|-----------------|------------|--------|---------------------|---------------|
| 160 eff. mAs, 2 mm | 2,7 | 2,6 | 2,6 | 2,6 | 2,4 |
| 120 eff. mAs, 2 mm | 2,5 | 2,4 | 2,4 | 2,6 | 2,4 |
| 80 eff.mAs, 2 mm | 2,2 | 2,1 | 2,0 | 2,1 | 1,9 |
| 40 eff. mAs, 2 mm | 1,5 | 1,6 | 1,5 | 1,6 | 1,4 |
| 160 eff. mAs, 3 mm | 2,9 | 2,9 | 2,9 | 2,6 | 2,7 |
| 120 eff. mAs, 3 mm | 2,9 | 2,9 | 2,9 | 2,6 | 2,7 |
| 80 eff.mAs, 3 mm | 2,7 | 2,6 | 2,5 | 2,1 | 2,3 |
| 40 eff. mAs, 3 mm | 2,1 | 1,8 | 1,8 | 1,9 | 1,9 |
| 160 eff. mAs, 4 mm | 3,0 | 2,9 | 3,0 | 2,9 | 2,9 |
| 120 eff. mAs, 4 mm | 2,9 | 2,9 | 3,0 | 2,7 | 2,8 |
| 80 eff.mAs, 4 mm | 2,8 | 2,7 | 2,7 | 2,7 | 2,5 |
| 40 eff. mAs, 4 mm | 2,3 | 2,0 | 1,9 | 2,2 | 2,0 |

Tabelle 25: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (alle drei Auswerter).

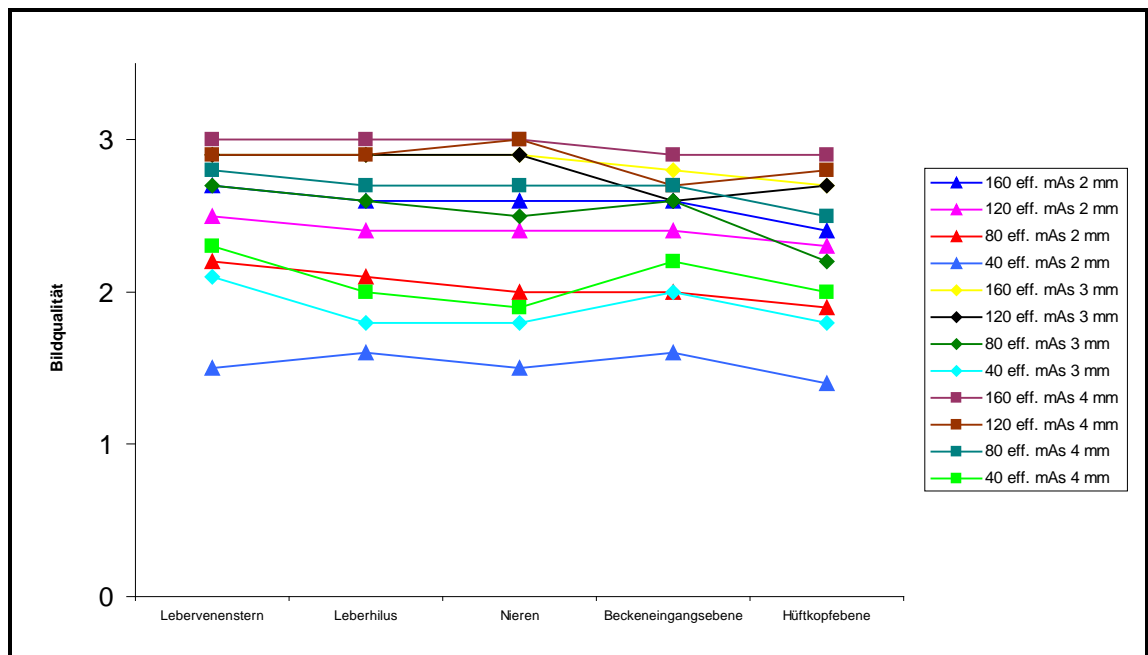


Abbildung 16: Einfluss des effektiven Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der verschiedenen Ebenen (alle drei Auswerter).

Es zeigt sich im Vergleich zwischen den Ebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene), unabhängig von den Rekonstruktionsparametern, kein Unterschied in der Bewertung der Bildqualität. Die Bewertung der Bildqualität scheint auf allen rekonstruierten Ebenen vergleichbar hoch zu sein.

3.2.3. Vergleich der Bildqualität zwischen den Untersuchern

3.2.3.1. Schnittebene auf Höhe des Lebervenensterns

| Rekonstruktionsparameter | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs | alle eff. mAs |
|--------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
| 2 mm | 0,12 | 0,36 | 0,36 | 0,29 | 0,97 |
| 3 mm | 0,45 | 0,41 | 0,21 | 0,69 | 0,21 |
| 4 mm | 0,35 | 0,64 | 0,21 | F | 0,22 |
| alle SD** | 0,15 | 0,25 | 0,65 | 0,23 | 0,12 |

Tabelle 26: Vergleich der mittleren Bildqualität der drei Auswerter (Signifikanzniveau) bei der Bewertung der Bildqualität auf Höhe des Lebervenensterns; F= keine Bestimmung möglich, **SD=rekonstruierte Schichtdicken.

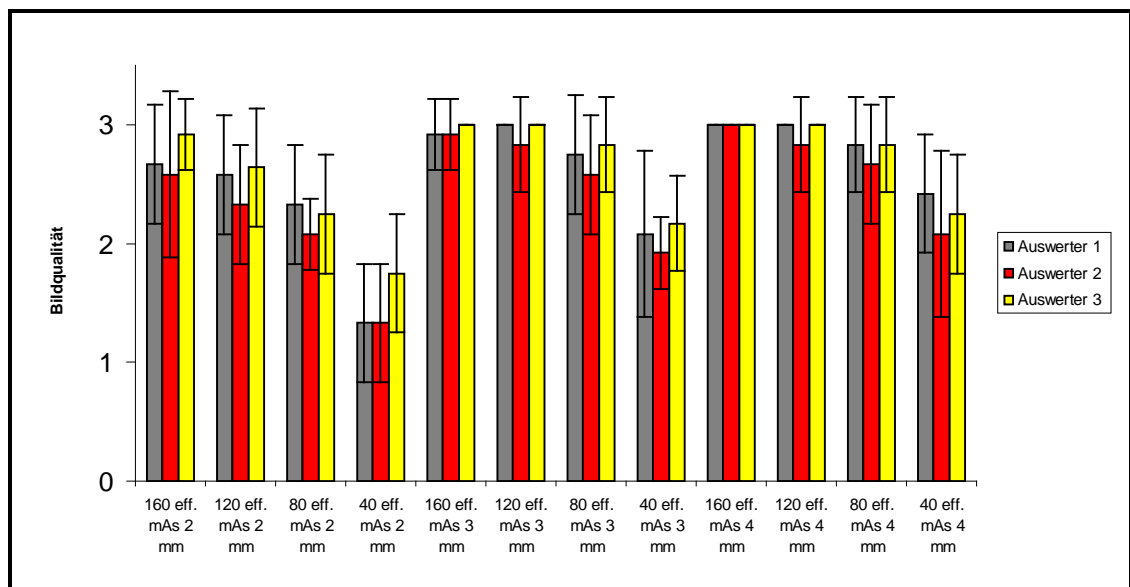


Abbildung 17: die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der Rekonstruktion auf Höhe des Lebervenensterns mit unterschiedlichem eff. mAs und unterschiedlicher Schichtdicke von allen drei Auswertern.

3.2.3.2. Schnittebene auf Höhe des Leberhilus

| Rekonstruktionsparameter | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs | alle eff. mAs |
|--------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
| 2 mm | 0,93 | 0,07 | 0,47 | 0,1 | 0,21 |
| 3 mm | F | 0,1 | 0,22 | 0,21 | 0,16 |
| 4 mm | F | F | F | F | 0,3 |
| alle SD** | 0,21 | 0,79 | 0,42 | 0,07 | 0,08 |

Tabelle 27: Vergleich der mittleren Bildqualität der drei Auswerter (Signifikanzniveau) bei der Bewertung der Bildqualität auf Höhe des Leberhilus; F= keine Bestimmung möglich, ** SD=rekonstruierte Schichtdicken.

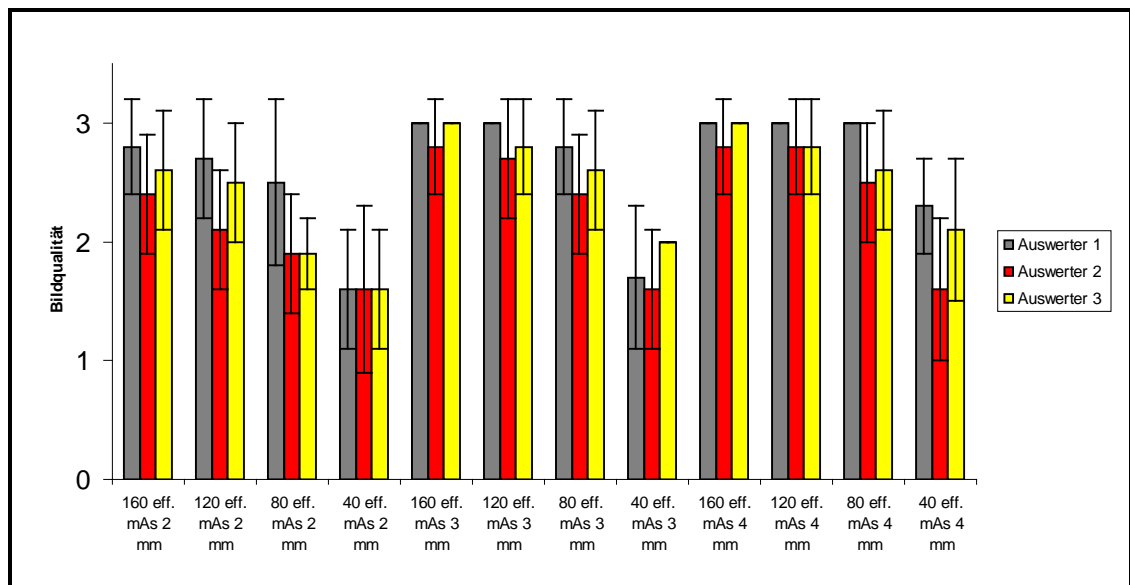


Abbildung 18: die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der Rekonstruktion auf Höhe des Leberhilus mit unterschiedlichem eff. mAs und unterschiedlicher Schichtdicke von allen drei Auswertern.

3.2.3.3. Schnittebene auf Höhe der Nieren

| Rekonstruktionsparameter | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs | alle eff. mAs |
|--------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
| 2 mm | 0,54 | 0,36 | 0,93 | 0,76 | 0,66 |
| 3 mm | 0,13 | 0,76 | 0,36 | 0,21 | 0,23 |
| 4 mm | 0,11 | 0,17 | 0,48 | 0,48 | 0,09 |
| alle SD** | 0,82 | 0,13 | 0,72 | 0,84 | 0,11 |

Tabelle 28: Vergleich der mittleren Bildqualität der drei Auswerter (Signifikanzniveau) bei der Bewertung der Bildqualität auf Höhe der Nieren; ** SD=rekonstruierte Schichtdicken.

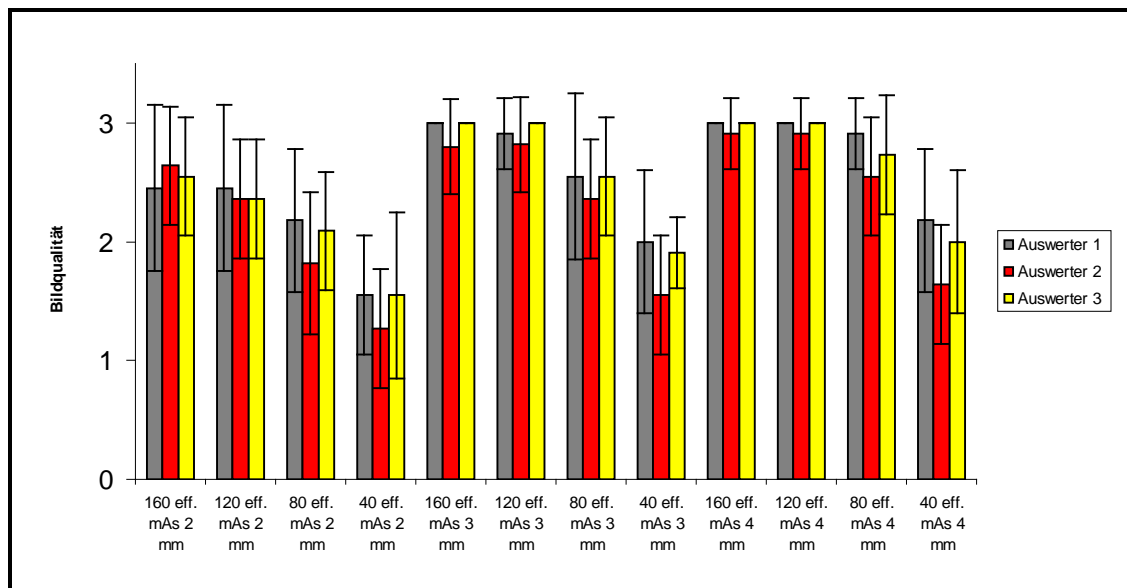


Abbildung 19: die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der Rekonstruktion auf Höhe der Nieren mit unterschiedlichem eff. mAs und unterschiedlicher Schichtdicke von allen drei Auswertern.

3.2.3.4. Schnittebene auf Höhe des Beckeneingangs

| Rekonstruktionsparameter | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs | alle eff. mAs |
|--------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
| 2 mm | 0,75 | 0,79 | 0,84 | 0,32 | 0,31 |
| 3 mm | 0,62 | 0,79 | 0,31 | 1,0 | 0,31 |
| 4 mm | 0,1 | 0,28 | 0,47 | 0,36 | 0,12 |
| alle SD** | 0,1 | 0,33 | 0,37 | 0,26 | 0,85 |

Tabelle 29: Vergleich der mittleren Bildqualität der drei Auswerter (Signifikanzniveau) bei der Bewertung der Bildqualität auf Höhe der Beckeneingangsebene;

**SD=rekonstruierte Schichtdicken.

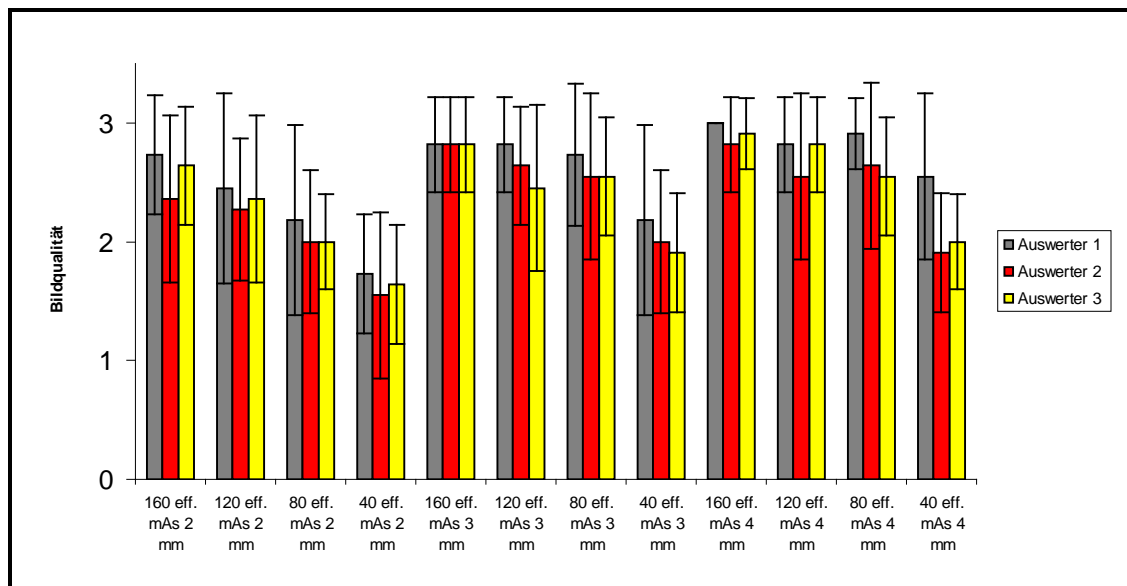


Abbildung 20: die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der Rekonstruktion auf Höhe der Beckeneingangsebene mit unterschiedlichem eff. mAs und unterschiedlicher Schichtdicke von allen drei Auswertern.

3.2.3.5. Schnittebene auf Höhe des Hüftkopfes

| Rekonstruktionsparameter | 40 eff. mAs | 80 eff. mAs | 120 eff. mAs | 160eff. mAs | alle eff. mAs |
|--------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
| 2 mm | 0,22 | 1,0 | 0,06 | 0,64 | 0,65 |
| 3 mm | 0,64 | 0,22 | 0,78 | 0,77 | 0,63 |
| 4 mm | 0,63 | 0,45 | 0,93 | 0,88 | 0,95 |
| alle SD** | 0,5 | 0,19 | 0,14 | 1,0 | 0,32 |

Tabelle 30: Vergleich der mittleren Bildqualität der drei Auswerter (Signifikanzniveau) bei der Bewertung der Bildqualität auf Höhe der Hüftkopfebene; ** SD=rekonstruierte Schichtdicken.

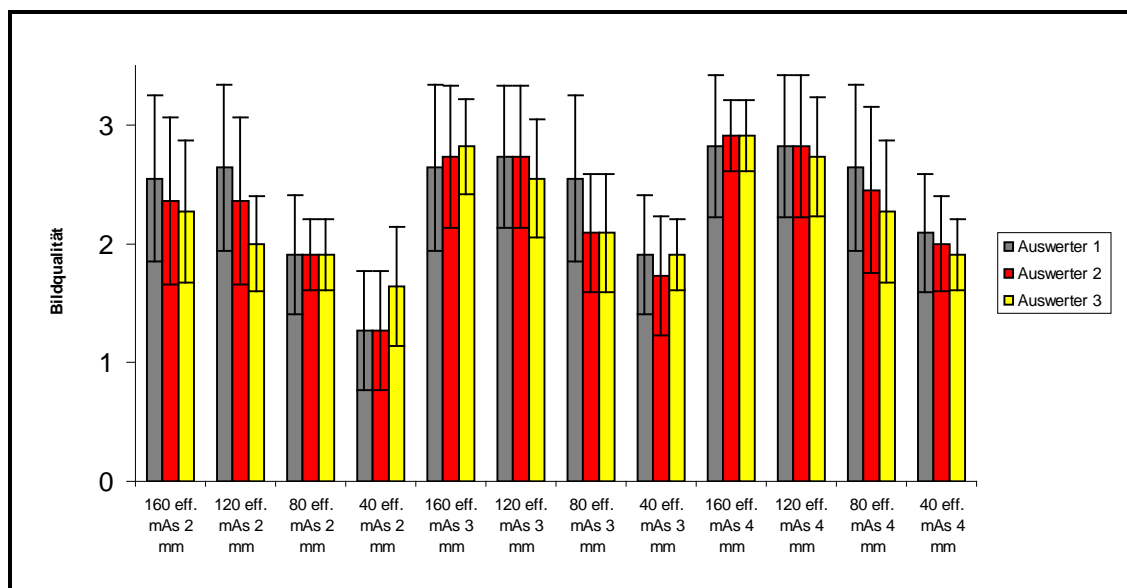


Abbildung 21: die mittlere Bildqualität (1= ungenügend, 2= ausreichend, 3= gut) der Rekonstruktion auf Höhe der Hüftkopfebene mit unterschiedlichem eff. mAs und unterschiedlicher Schichtdicke von allen drei Auswertern.

Im Vergleich zwischen den Auswertern scheint es keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$) zu geben. Eine weitere Auswertung mittels einer Kappa-Statistik ist aufgrund der geringen Fallzahl nicht sinnvoll.

4. Diskussion

Die kontinuierliche Weiterentwicklung der modernen MSCT-Technik, bedarf auch der Weiterentwicklung der Untersuchungsprotokolle, welche den bestmöglichen Kompromiss zwischen der Strahlenbelastung, dem Kontrast-Rausch-Verhältnis, dem Partialvolumeneffekt und auch der Zeit für die diagnostische Auswertung findet [1, 9, 13, 26, 41].

Es wurde schon in mehreren Studien gezeigt, dass durch die kontinuierliche Entwicklung der MSCT-Technologie, auch die Strahlenbelastung des Patienten stetig steigt, welches vor allem durch die steigenden Untersuchungszahlen und die überwiegende Verwendung dünner Schichtkollimation erklärt wird [4, 18, 25, 29, 38].

Wichtige Ansätze, die Patientendosis zu kontrollieren, sind das Reduzieren des effektiven Röhrenstromzeitproduktes, da es bei konstanter Röhrenspannung in einem linearen Verhältnis zur Patientendosis steht. Allerdings führen zu niedrige mAs Werte zu einer schlechteren Bildqualität, da das Bildrauschen umgekehrt proportional zur Quadratwurzel des mAs- Produktes ist [23, 43, 46].

Die steigende Strahlenexposition ist, wie oben erwähnt, auch durch die häufige Verwendung von dünner Schichtkollimation verursacht. Die daraus resultierenden dünnen Schichten verzeichnen eine Zunahme von Rauschartefakten. Da das Bildrauschen umgekehrt proportional ist zur Quadratwurzel des Röhrenstromzeitproduktes, hat dies bei den Anwendern oft zu einer ausgleichenden Dosiserhöhung geführt, um eine unverändert gute und nicht nur eine für diagnostische Zwecke ausreichende Bildqualität zu gewährleisten [5, 48].

Somit ist es wichtig, den Zusammenhang zwischen dem Bildpunktrauschen sowie der Schichtdicke und deren Abhängigkeit auf das effektive Röhrenstromzeitprodukt sowie auf die subjektive Bildqualität und damit auf die Strahlenexposition des Patienten zu untersuchen. Wir haben in unserer Studie diesen Zusammenhang anhand gescannter Rohdaten des Abdomens, welche mit unterschiedlichen Parametern (variierende Schichtdicke, variierendes eff. mAs) rekonstruiert wurden, untersucht. Das

Bildpunktrauschen wurde anhand von ROIs, welche in parenchymatöses Gewebe des Abdomens, bzw. in Gefäße (Aorta, Leberparenchym, Muskulatur) gelegt wurde, gemessen und die Bildqualität der unterschiedlich rekonstruierten Bilder wurde von 3 Radiologen mit 15-, 10- und 5-jährigen CT-Erfahrung bewertet.

Grundsätzlich sollten die Protokolle jeweils an die zu untersuchenden Körperregionen angepasst werden, da verschiedene Untersuchungen gezeigt haben, dass das individuelle Körpergewicht [10, 11, 34, 51], und auch die jeweilige anatomische Konstellation der zu untersuchenden Region, (Niedrigkontrastobjekte, knöcherne Strukturen, Lungengewebe) entscheidenden Einfluss auf die Bildqualität haben [19, 21, 47, 48]. Wir haben in unserer Studie dahingehend ausgewählte Ebenen im gescannten Bereich (Lebervenenstern, Leberhilus, Niere, Beckeneingangsebene und Hüftkopfebene) miteinander verglichen, um zu zeigen, ob regional unterschiedliche anatomische und parenchymatöse Gegebenheiten, Einfluss auf das qualitative Bild und die subjektive Bildanalyse haben.

Andere Parameter wie die Röhrenspannung, welche kein lineares Verhältnis zur Dosis aufweist, wurde in unseren Untersuchungen nicht verändert. Damit blieb das lineare Verhältnis zwischen dem eff. mAs und der Dosis bestehen [23], die Röhrenspannung war somit kein Bestandteil unserer Untersuchungen. Herzog und Honnef et al. beschrieben, dass das Tischvorschubverhältnis (Pitch) sich bei MSCT Geräten der Fa. Siemens nicht positiv auf die Dosis auswirkt, da sich bei einer Veränderung des Tischvorschubverhältnisses ohne Erniedrigung der effektiven mAs oder der kV-Werte, keine Dosiseinsparung erzielt werden kann, da die tatsächlichen Röhrenströme automatisch angepasst werden. [22, 23]. Das Tischvorschubverhältnis nimmt keinen Einfluss auf unsere Untersuchungen, da die Rohdatensätze mit den gleichen Ausgangsparametern (gleichbleibende Faltungskerne, Pitch, Röhrenspannung, Rotationszeit) erstellt wurden und das eff. mAs sowie die Schichtdicke, erst auf Rekonstruktionsebene variiert wurden. Auch die Rotationszeit hat Einfluss auf die Bildqualität und die Strahlenexposition des Patienten. Die Dosis ist proportional und das Bildrauschen umgekehrt proportional mit der Quadratwurzel der Rotationszeit, da durch eine kürzere Scanzeit die möglichen Bewegungsartefakte des Patienten pro Röhrenumlauf limitiert werden [23, 40]. Die Einstellungen der Rotationszeit und deren

Einfluss auf die Dosis und die Bildqualität wurden in unserer Untersuchung nicht berücksichtigt und die vom Hersteller empfohlene Rotationszeit verwendet.

Ziel unserer Studie war es, Daten zu gewinnen, welche es ermöglichen, optimierte Untersuchungsprotokolle bei der CT des Abdomens, mit einer akzeptablen Bildqualität und möglichst geringer Strahlenbelastung für den Patienten, erstellen zu können.

Einfluss des eff. Röhrenstromzeitprodukt und der Schichtdicke auf das Bildpunktrauschen

Um die Abhängigkeit des Bildpunktrauschens von der Schichtdicke und dem eff. mAs zu untersuchen, wurde in unserer Studie ROIs in vorher festgelegte, möglichst homogene anatomische Strukturen gelegt und die Standardabweichung der mittleren Dichte (in HU) bestimmt. Diese Methode wurde schon von mehreren Gruppen verwendet [2, 3, 17, 34, 51, 52], da im Gegensatz zur subjektiven Auswertung des Bildpunktrauschens durch erfahrene Radiologen, eine objektive Bestimmung des Bildpunktrauschens entsteht. Wildberger et al. [52] untersuchte im Tierversuch mit Schweinen, das Verhalten des Bildpunktrauschens mit verändertem eff. mAs (100 eff. mAs und 20 eff. mAs) bei MSCT-Scans des Thorax. Als Messpunkt für das Bildpunktrauschen legte die Gruppe ROIs in vier mit Wasser gefüllte Spritzen, welche im Scanfeld, aber außerhalb des Thorax lagen. Die Gruppe fand heraus, dass durch die Reduktion des eff. mAs von 100 auf 20 eff. mAs (5 mm rekonstruierte Schichtdicke) das Rauschen sich fast verdoppelte. Auch in unseren Ergebnissen zeigte sich, dass sich vom maximalen effektiven Röhrenstromzeitprodukt (zum Beispiel bei 160 eff. mAs mit einer Schichtdicke von 4 mm) bis zum niedrigsten effektiven Röhrenstromzeitprodukt bei gleicher Schichtdicke (zum Beispiel bei 40 eff. mAs, 4 mm) das Bildpunktrauschen zunimmt. Dies zeigte sich in allen rekonstruierten Ebenen. Insgesamt wurde der niedrigste HU- Wert in der Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke und der höchste bestimmte Wert in der Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke verzeichnet. Schlussfolgernd zeigt sich in unseren Ergebnissen ein kontinuierlicher Anstieg des Bildpunktrauschens von einem hohen eff. mAs und dicker Schichtdicke zu den quantitativ niedrigeren Rekonstruktionsparametern. Wildberger et al. nimmt in seiner Untersuchung nur zwei Veränderungen in der eff mAs vor, und es werden keine

Veränderungen in der Schichtdicke vorgenommen. In unseren Ergebnissen zeigt sich eine Zunahme des Bildpunktrauschens von den dickeren Schichtrekonstruktionen zu den dünneren Schichtrekonstruktionen. Allerdings konnte aufgrund der geringen Fallzahl zwischen den einzelnen Rekonstruktionen kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten beobachtet werden.

Wir haben, anders als Wildberger et al., unsere ROIs in anatomische Strukturen gelegt, um zu zeigen, dass die Standardabweichung der Dichte unserer ROIs der spezifischen Schwächung des Strahlengangs, der jeweiligen Ebene unterliegen. Dass dieses tendenziell Einfluss auf das Bildpunktrauschen hat, konnten wir zeigen, da im Vergleich zwischen den Ebenen, unabhängig von den Rekonstruktionsparametern, das Bildpunktrauschen auf der Höhe des Lebervenensterns deutlich geringer und auf der Höhe der Hüftkopfebene deutlich höher ausfällt. Für die restlichen drei Ebenen (Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene) scheint das Bildpunktrauschen annähernd gleich hoch zu sein. Auch Greess et al. haben schon gezeigt, dass man ein hohes Bildpunktrauschen in Regionen hoher Signalabschwächung (z. B. Schulter, in unserem Fall z. B. die Hüftkopfebene) und ein niedriges Rauschen in Regionen geringer Signalabschwächung (z. B. Lunge) beobachtet. Zudem haben Greess et al. gezeigt, dass bei MSCT-Untersuchungen die Schwächung in Projektionsrichtung eine große Variation (lateral versus sagittal) aufweist [20]. Auf diesen Erkenntnissen aufbauend wurde zwischenzeitlich die sogenannte anatomieangepasste Röhrenstrommodulation (Care Dose, Siemens AG) entwickelt. Dabei werden Schwächungsdaten in Echtzeit während des Röhrenumlaufs gemessen, ausgewertet und zur Modulation des Röhrenstroms genutzt. So wird der Röhrenstrom in den Projektionen mit hoher Schwächung (meist lateraler Strahlengang) angehoben, in Projektionen mit geringer Schwächung (meist sagittal) deutlich abgesenkt [20]. Das Potenzial dieser Methode wurde in Phantom-, Kadaver- und Patientenstudien nachgewiesen [16, 18, 19, 27, 28]. Greess et al. zeigten auch, dass bei Thorax-Abdomen-Untersuchungen, unter Verwendung von anatomieangepasster Röhrenstrommodulation, die mA Anpassung im Bereich des Abdomens ein Röhrenstrom von 110 eff. mAs und im Becken mit noch größerer Schwächung von 140 eff. mAs aufwies. Im Mittel über die ganze Untersuchung (Thorax-Abdomen) waren es 118 eff. mAs: Die Reduktion gegenüber einem Standardprotokoll mit 165 eff. mAs konstantem Röhrenstrom betrug 30 % [20].

Auf diesen bereits mehrfach validierten Untersuchungen, (der Beckenbereich weist im Vergleich zur Abdomen-Region eine höhere Schwächung auf) stützen sich unsere Ergebnisse, dass das Bildpunktrauschen im Bereich der Hüftkopfebene, im Vergleich zu der mehr kranial gelegenen Ebene (Lebervenenstern), ansteigt.

Wedegärtner et al. [47] haben an fünf Leichenpräparaten mit einer Röhrenspannung von 140 kV (250, 200, 150, 100, 75, 50, 35, 25 eff. mAs) und 120 kV (50 und 27 eff. mAs) stufenweise das eff. mAs verändert. Anhand axialer Schichten und multiplanarer Rekonstruktionen wurde unter anderem das Bildrauschen der MSCT-Bilder des Beckenskelettes untersucht. Dies erfolgte durch vier Radiologen anhand einer Bewertungsskala (gering bis stark). Mit zunehmender Dosisreduktion zeigte sich ein Anstieg in der Beurteilung des Bildrauschens. Gute Beurteilungen erforderten einen Röhrenstrom von 75 eff. mAs bei 140 kV. Zudem ergaben die untersten Dosisstufen (unter 75 eff. mAs) auch noch eine schlechte Beurteilung in der Bildqualität. Diese Studie unterlag rein subjektiven Kriterien der vier Radiologen und es ergab sich nur eine mäßige Übereinstimmung in der Beurteilung. Der Multi-Rater-Kappa-Koeffizient lag für die Beurteilung des Bildpunktrauschens bei 0,38 (axiale Schicht). Allerdings zeigt die Studie, dass ähnlich zu unseren Ergebnissen, durch die Reduktion des eff. mAs das Bildpunktrauschen ansteigt.

Wedegärnter et al. zeigten [48], dass bei gleichbleibendem eff. mAs und veränderter Schichtdicke das Bildpunktrauschen mit abnehmender Schichtdicke zunahm. Auch wir haben die Schichtdicke variiert, und haben festgestellt, dass in dünnen Schichten, vergleichbar zu Wedegärtner et al., im Gegensatz zu den dicker rekonstruierten Schichten, das Bildpunktrauschen ansteigt. Allerdings scheint die Veränderung des eff. mAs sich insgesamt mehr auf das Bildpunktrauschen auszuwirken als die Veränderung der Schichtdicke. Dies konnten wir mutmaßlich aufgrund der geringen Fallzahl statistisch nicht verifizieren.

Einfluss des eff. Röhrenstromzeitproduktes und der Schichtdicke auf die Bildqualität

Wedegärnter et al. [48] verglichen die Bildqualität und das Bildpunktrauschen sowie die Konturschärfe und den Kontrast dünn- und dickschichtiger MSCT-Untersuchungen (Rekonstruktionen von 3, 5, 7, 10 mm Schichten) bei Niedrigkontrastobjekten (Leberläsionen) bei gleichbleibender Dosis (125 eff. mAs). In der Beurteilung der Kriterien Bildqualität und Konturschärfe zeigten die dünnschichtigen Untersuchungen gute bis sehr gute Ergebnisse, die besser waren als für die dickeren Schichten. Das Bildpunktrauschen hingegen nahm mit abnehmender Schichtdicke zu. Die Gruppe ließ das Bildpunktrauschen von drei Radiologen anhand einer fünf-Punkte-Skala bewerten. Die bessere Bildqualität, trotz des erhöhten Rauschniveaus in den dünneren Schichten, erklärten Wedegärtner et al., sei im Wesentlichen auf die Verringerung des Partialvolumeneffektes zurückzuführen. Der Partialvolumeneffekt tritt auf, wenn innerhalb eines Voxels gleichzeitig Gewebetypen vorkommen, die unterschiedliche Schwächungskoeffizienten aufweisen [35]. Das heißt, je kleiner das Voxel umso homogener sind die unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten. Daraus resultiert eine Zunahme des Kontrastes. Wedegärtner et al. zeigte in deren Studie eine bessere Detektierbarkeit von Leberläsionen und insgesamt eine verbesserte und kontrastreichere Bildqualität in den dünneren Schichten. Auch in verschiedenen anderen Studien konnte die Überlegenheit dünner Schichten gegenüber dicken Schichten, beispielsweise in der Beurteilung von Lebermetastasen, [32, 36, 49] Pankreaskarzinomen [7], Peritonealkarzinomen [36] und Kolonkarzinomen [8, 50] gezeigt werden [48].

In unseren Daten spiegeln sich diese Ergebnisse in den Auswertungen der drei Radiologen nicht wieder. In den rekonstruierten Ebenen wurde die Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke mit der höchsten Bildqualität bewertet und die schlechteste Bildqualität wies die Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke auf. Es zeigt sich zudem im Vergleich zwischen den Ebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene), unabhängig von den Rekonstruktionsparametern, kein Unterschied in der Bewertung der Bildqualität.

Limitationen unserer Studie

Unsere Studie wurde durch eine relativ geringe Patientenzahl limitiert. Jedoch glauben wir dennoch, dass unsere Ergebnisse aussagekräftig sind, da wir eine große Anzahl an rekonstruierten Schichten und Messungen zur Auswertung anboten. Es standen letztendlich pro Rohdatensatz 60 Rekonstruktionen (12 je Schichtebene) zur Auswertung zur Verfügung. Als Verfahren wurde zur Abschätzung des Bildpunktrauschens die Standardabweichung der Mittelwerte (in Hounsfield Units [HU]) der Bildpunkte, in verschiedenen visuell jeweils relativ homogenen regions-of-interest (ROI) bestimmt. Somit konnte ein objektives, standardisiertes und leicht reproduzierbares Verfahren untersucht werden. Wildberger et al. haben dagegen eine mit Wasser gefüllte Spritze in den Scanbereich gelegt [51, 52]. Diese Methode erlaubt den Vergleich der bestimmten HUs verschiedener Studien, da man das bekannte Volumen der Spritze als auch die bekannte Dichte des Wassers zu reproduzieren weiß. Die in unserer Studie gesetzten ROIs lagen allerdings im gleichen Schwächungsgebiet, der zu diagnostizierenden Organe und ließen so einen besseren regionalen Vergleich zu.

Auch die Verwendung einer drei-Punkte Skala zur Bewertung der Bildqualität durch drei erfahrene Radiologen, welche auch oft in anderen Studien Verwendung findet [14, 21, 48, 51, 52] limitiert unsere Studie durch die Subjektivität der Auswertung, der einzelnen Untersucher. Eine statistische Auswertung des Kappa-Koeffizienten, dass dieses subjektive Verfahren auch im intraindividuellen Vergleich reproduzierbar scheint, war aufgrund der geringen Fallzahlen nicht möglich.

Limitiert ist auch der Vergleich verschiedener Studien mit unseren Untersuchungen, da aufgrund unterschiedlich verwendeter Scannergenerationen und Scannerdesigns, dies oft nur eingeschränkt möglich ist. Da die Patientendosis bei gleichen Einstellungen auch heute noch zwischen unterschiedlichen Scannertypen variiert, [19, 45] ist es nur eingeschränkt möglich, allgemeine Empfehlungen für ein standardisiertes Untersuchungsprotokoll zu geben. Unsere Untersuchungen wurden an dem 16-Schicht-Spiral-CT, SOMATOM Sensation 16, Siemens, Erlangen und unter Verwendung der Rekonstruktionssoftware Syngo Explorer, VAMP GMBH, Möhrendorf vorgenommen. Letztere limitiert auch einen Vergleich, da in verschiedenen Studien unterschiedliche

Rekonstruktionsparameter wie Faltungskerne, FOV, MAF (multi dimensional adaptive filtering), MIF (mult-slice filtered Interpolation), Fensterweite oder die Rekonstruktionssoftware einer anderen Fa. verwendet worden sind.

Schlussfolgerung

Es zeigte sich, dass bei steigendem effektiven Röhrenstromzeitprodukt und zunehmender Schichtdicke, sich das gemessene Bildpunktrauschen verringerte. In allen rekonstruierten Ebenen (Lebervenenstern, Leberhilus, Nierenebene, Beckeneingangsebene, Hüftkopfebene) war der niedrigste gemittelte Wert für das Bildpunktrauschen in der Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke (Standardrekonstruktion). Der höchste Wert hingegen wurde in der Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke verzeichnet. Im Vergleich zur Standardrekonstruktion von 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke zeigte sich in allen anderen Rekonstruktionen eine kontinuierliche Zunahme des Bildpunktrauschens. Zwischen den Rekonstruktionen konnte allerdings kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) festgestellt werden. Die Auswertungen der Bildqualität durch die drei Radiologen zeigte in allen Ebenen (siehe oben) die beste Bewertung der Bildqualität in der Schicht mit 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke und die schlechteste Bewertung in der Schicht mit 40 eff. mAs und 2 mm Schichtdicke. Im Vergleich zur Standardrekonstruktion von 160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke zeigte sich in allen anderen Rekonstruktionen ein Abfall in der Bewertung der Bildqualität. Zwischen den einzelnen Rekonstruktionen konnte allerdings kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) festgestellt werden. Im Vergleich zwischen den fünf verschiedenen Ebenen (siehe oben) zeigte sich, unabhängig von den verschiedenen Rekonstruktionsparametern, die höchsten gemittelten Werte für das Bildpunktrauschen auf Höhe der Hüftkopfebene und die niedrigsten auf der Ebene des Lebervenensterns. Bei der Untersuchung der Bildqualität hingegen schien die Beurteilung der unterschiedlichen Ebenen qualitativ vergleichbar.

Im Vergleich zum Standardprotokoll (160 eff. mAs und 4 mm Schichtdicke) kann sowohl die Schichtdicke dünner rekonstruiert werden, als auch das Röhrenstromzeitprodukt verringert werden. Zwischen den Rekonstruktionen gleicher Schichtdicke scheint der Einfluss durch das Röhrenstromzeitprodukt auf das

Bildpunktrauschen und die Bildqualität, vor allem zwischen den Parametern von 160 eff. mAs bis 80 eff. mAs niedrig zu sein, wohingegen eine größere Abweichung bei 40 eff. mAs zu verzeichnen zu sein scheint. Die subjektive Auswertung durch den Radiologen sollte daher nicht signifikant verändert werden. Somit sollte sich keine Einschränkung in der klinischen Diagnostik ergeben, wenn man die Rekonstruktionsparameter auch bei dünnen Schichtdicken, mit 120 eff. mAs oder mit 80 eff. mAs einstellt. Unsere Ergebnisse weisen darauf hin, dass das Bildpunktrauschen scheinbar eine größere Abhängigkeit von den Rekonstruktionsparametern aufweist als die subjektive Bewertung der Bildqualität durch die Radiologen. In der Literatur gibt es viele Studien, die das Bildpunktrauschen und die Bildqualität mit unterschiedlichen Scanparametern bzw. unterschiedlichen Rekonstruktionsparametern untersucht haben. Auch wurden unterschiedliche Methoden verwendet, um diese zu beurteilen. Wir haben die Bildqualität von drei erfahrenen Radiologen mit einer drei-Punkte-Skala auswerten lassen und das Bildpunktrauschen wurde anhand der Mittelwerte und der Standardabweichung in definierten ROIs gemessen. Vock et al. hat die Radiologen aufgefordert, sich an ein höheres Rauschniveau zu gewöhnen [46]. Da schon in mehreren Studien gezeigt wurde, dass trotz erhöhten Bildrauschens, die Diagnostik (Bildqualität) meist nicht darunter leidet. In unseren Ergebnissen zeigt sich, wie schon oben erwähnt, in der Beurteilung des Bildpunktrauschens eine scheinbar höher ausgeprägte Abhängigkeit von den Rekonstruktionsparametern. Die drei Auswerter weisen im Vergleich zur Veränderung im Bildpunktrauschen, weniger große Unterschiede in der Bewertung der Bildqualität auf. Nur bei der Reduktion des eff. mAs von 160 eff. mAs auf 40 eff. mAs wurde jeweils ein scheinbar größerer Qualitätsunterschied durch die Radiologen bemerkt. Auch im Vergleich zwischen den fünf verschiedenen Ebenen (siehe oben) zeigt sich, unabhängig von den verschiedenen Rekonstruktionsparametern, die höchsten gemittelten Werte für das Bildpunktrauschen auf Höhe der Hüftkopfebene und die niedrigsten auf der Ebene des Lebervenensterns. Bei der Untersuchung der Bildqualität hingegen schien die Beurteilung der unterschiedlichen Ebenen qualitativ vergleichbar.

Daher rückt nach wie vor das ALARA-Prinzip (siehe Einleitung) in den Vordergrund - ist eine CT-Untersuchung notwendig, sollte also die geringst mögliche Dosis, die zur Diagnosestellung notwendig ist, verwendet werden.

5. Literaturverzeichnis

1. Abdelmoumene A, Chevallier P, Chalaron M, Schneider F, Verdun FR, Frascarolo P, Meuli R, Schnyder P, Denys A, (2005), Detection of liver metastases under 2 cm: comparison of different acquisition protocols in four row multidetector-CT (MDCT), *Eur Radiol*, 15,1881-1887.
2. Baum U, Anders K, Steinbichler G, Lell M, Greess H, Riedel T, Kachelriess M, Kalender WA, Bautz WA, (2004), Improvement of image quality of multislice spiral CT scans of the head and neck region using a raw data-based multidimensional adaptive filtering (MAF) technique, *Eur Radiol*, 14,1873-1881.
3. Baum U, Noemayr A, Reissig A, Lell M, Cavallaro A, Kachelriess M, Riedel T, Kalender WA, Bautz W, (2003), [Improvement of the image quality of MSCT of the pelvis with a raw data-based, multidimensional filter], *Rofo*, 175,1572-1576.
4. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M, (2003), Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey, *Eur Radiol*, 13,1979-1991.
5. Brooks RA, Di Chiro G, (1976), Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography, *Med Phys*, 3,237-240.
6. Caldemeyer KS, Sandrasegaran K, Shinaver CN, Mathews VP, Smith RR, Kopecky KK, (1999), Temporal bone: comparison of isotropic helical CT and conventional direct axial and coronal CT, *AJR Am J Roentgenol*, 172,1675-1682.
7. Catalano C, Laghi A, Fraioli F, Pediconi F, Napoli A, Danti M, Reitano I, Passariello R, (2003), Pancreatic carcinoma: the role of high-resolution multislice spiral CT in the diagnosis and assessment of resectability, *Eur Radiol*, 13,149-156.
8. Cohnen M, C V, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Modder U, (2003), Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning, *Eur Radiol*, 13,1148-1153.
9. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kotter R, Modder U, (2000), CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction, *AJNR Am J Neuroradiol*, 21,1654-1660.
10. Copenrath E, Schmid C, Brandl R, Szeimies U, Hahn K, (2001), [Spiral CT of the abdomen: weight-adjusted dose reduction], *Rofo*, 173,52-56.
11. Das M, Mahnken AH, Muhlenbruch G, Stargardt A, Weiss C, Sennst DA, Flohr TG, Gunther RW, Wildberger JE, (2005), Individually adapted examination protocols for reduction of radiation exposure for 16-MDCT chest examinations, *AJR Am J Roentgenol*, 184,1437-1443.
12. Dawson P, Lees WR, (2001), Multi-slice technology in computed tomography, *Clin Radiol*, 56,302-309.
13. Diederich S, Lenzen H, Windmann R, Puskas Z, Yelbuz TM, Henneken S, Klaiber T, Eameri M, Roos N, Peters PE, (1999), Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT, *Radiology*, 213,289-298.
14. Fanucci E, Fiaschetti V, Rotili A, Floris R, Simonetti G, (2007), Whole body 16-row multislice CT in emergency room: effects of different protocols on scanning time, image quality and radiation exposure, *Emerg Radiol*, 13,251-257.

15. Fuchs T, Kachelriess M, Kalender WA, (2000), Technical advances in multislice spiral CT, *Eur J Radiol*, 36,69-73.
16. Greess H, Baum U, Wolf H, Lell M, Nomayr A, Schmidt B, Kalender WA, Bautz W, (2001), [Dose reduction in spiral-CT: detection of pulmonary coin lesions with and without anatomically adjusted modulation of tube current], *Rofo*, 173,466-470.
17. Greess H, Lutze J, Nomayr A, Wolf H, Hothorn T, Kalender WA, Bautz W, (2004), Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation, *Eur Radiol*, 14,995-999.
18. Greess H, Nomayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Bowing B, Kalender W, Bautz WA, (2002), Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose), *Eur Radiol*, 12,1571-1576.
19. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W, Bautz WA, (2000), Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions, *Eur Radiol*, 10,391-394.
20. Greess H, Wolf H, Suess C, Kalender WA, Bautz W, Baum U, (2004), [Automatic exposure control to reduce the dose in subsecond multislice spiral CT: phantom measurements and clinical results], *Rofo*, 176,862-869.
21. Gurung J, Khan MF, Maataoui A, Herzog C, Bux R, Bratzke H, Ackermann H, Vogl TJ, (2005), Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT, *Eur Radiol*, 15,1898-1905.
22. Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF, (2002), [Radiation dose and dose reduction in multidetector row CT (MDCT)], *Radiologe*, 42,691-696.
23. Honnef D, Wildberger JE, Stargardt A, Hohl C, Barker M, Gunther RW, Staatz G, (2004), [Multislice spiral CT (MSCT) in pediatric radiology: dose reduction for chest and abdomen examinations], *Rofo*, 176,1021-1030.
24. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH, (2000), Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed, *Radiology*, 215,55-62.
25. Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf UJ, Reiser MF, (2002), Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation, *Eur Radiol*, 12,1081-1086.
26. Jurik AG, Jessen KA, Hansen J, (1997), Image quality and dose in computed tomography, *Eur Radiol*, 7,77-81.
27. Kalender WA, Wolf H, Suess C, (1999), Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements, *Med Phys*, 26,2248-2253.
28. Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA, (1999), Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers, *Eur Radiol*, 9,323-328.
29. Kaul A, Bauer B, Bernhardt J, Nosske D, Veit R, (1997), Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany, *Eur Radiol*, 7,1127-1132.
30. Killius JS, Nelson RC, (2000), Logistic advantages of four-section helical CT in the abdomen and pelvis, *Abdom Imaging*, 25,643-650.
31. Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U,

- (1999), Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications, *Eur J Radiol*, 31,110-124.
32. Kopka L, Rogalla P, Hamm B, (2002), [Multislice CT of the abdomen--current indications and future trends], *Rofo*, 174,273-282.
 33. Lorenzen M, Wedegartner U, Weber C, Lockemann U, Adam G, Lorenzen J, (2005), [Dose optimization for multislice computed tomography protocols of the midface], *Rofo*, 177,265-271.
 34. Mahnken AH, Wildberger JE, Simon J, Koos R, Flohr TG, Schaller S, Gunther RW, (2003), Detection of coronary calcifications: feasibility of dose reduction with a body weight-adapted examination protocol, *AJR Am J Roentgenol*, 181,533-538.
 35. Nagel HD, (2002), *Strahlenexposition in der Computertomographie. Grundlagen, Einflußfaktoren, Dosisermittlung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe.*
 36. Pannu HK, Horton KM, Fishman EK, (2003), Thin section dual-phase multidetector-row computed tomography detection of peritoneal metastases in gynecologic cancers, *J Comput Assist Tomogr*, 27,333-340.
 37. Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W, (2001), Radiation exposure and image quality in chest CT examinations, *AJR Am J Roentgenol*, 177,279-284.
 38. Rogers LF, (2001), Taking care of children: check out the parameters used for helical CT, *AJR Am J Roentgenol*, 176,287.
 39. Rubin GD, (2000), Data explosion: the challenge of multidetector-row CT, *Eur J Radiol*, 36,74-80.
 40. Rubin GD, Leung AN, Robertson VJ, Stark P, (1998), Thoracic spiral CT: influence of subsecond gantry rotation on image quality, *Radiology*, 208,771-776.
 41. Rusinek H, Naidich DP, McGuinness G, Leitman BS, McCauley DI, Krinsky GA, Clayton K, Cohen H, (1998), Pulmonary nodule detection: low-dose versus conventional CT, *Radiology*, 209,243-249.
 42. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS, Phillips MD, Conces DJ, Jr., Aisen AM, Persohn SA, Kopecky KK, (2000), Multisection CT: scanning techniques and clinical applications, *Radiographics*, 20,1787-1806.
 43. Scharitzer M, Hormann M, Puig S, Prokop M, (2002), [Imaging techniques and examination protocols in the pediatric emergency], *Radiologe*, 42,146-152.
 44. Stover B, Rogalla P, (1999), [CT studies in children. Methods and indications], *Radiologe*, 39,455-462.
 45. Verdun FR, Noel A, Meuli R, Pachoud M, Monnin P, Valley JF, Schnyder P, Denys A, (2004), Influence of detector collimation on SNR in four different MDCT scanners using a reconstructed slice thickness of 5 mm, *Eur Radiol*, 14,1866-1872.
 46. Vock P, (2002), [CT radiation exposure in children: Consequences of the American discussion for Europe], *Radiologe*, 42,697-702.
 47. Wedegartner U, Lorenzen M, Lorenzen J, Nolte-Ernsting C, Weber C, Dieckmann C, Cramer M, Schoder V, Adam G, (2004), [Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality], *Rofo*, 176,106-112.
 48. Wedegartner U, Lorenzen M, Nagel HD, Koops A, Weber C, Nolte-Ernsting C, Schoder V, Adam G, (2004), [Image quality of thin- and thick-slice MSCT reconstructions in low-contrast objects (liver lesions) with equal doses], *Rofo*, 176,1676-1682.

49. Weg N, Scheer MR, Gabor MP, (1998), Liver lesions: improved detection with dual-detector-array CT and routine 2.5-mm thin collimation, *Radiology*, 209,417-426.
50. Wessling J, Fischbach R, Domagk D, Lugerling N, Neumann E, Heindel W, (2001), Colorectal polyps: Detection with multi-slice CT colonography, *Rofo*, 173,1069-1071.
51. Wildberger JE, Mahnken AH, Schmitz-Rode T, Flohr T, Stargardt A, Haage P, Schaller S, Gunther RW, (2001), Individually adapted examination protocols for reduction of radiation exposure in chest CT, *Invest Radiol*, 36,604-611.
52. Wildberger JE, Max M, Wein BB, Mahnken AH, Weiss C, Dembinski R, Katoh M, Schaller S, Rossaint R, Gunther RW, (2003), Low-dose multislice spiral computed tomography in acute lung injury: animal experience, *Invest Radiol*, 38,9-16.

6. Abkürzungsverzeichnis

| | |
|----------|--|
| A. | Arteria |
| Aa. | Arteriae |
| CT | Computertomografie |
| eff. mAs | effektives Röhrenstromzeitprodukt |
| et al. | et alumni |
| Fa. | Firma |
| FOV | Field of view |
| HU | Hounsfield Units |
| kV | Kilovolt |
| M. | Musculus |
| MAF | Multi dimensional adaptive filtering |
| mAs | Röhrenstromzeitprodukt |
| MFI | Multi-slice filtered Interpolation |
| ml | Milliliter |
| ml/s | Milliliter pro Sekunde |
| mm | Millimeter |
| Mm. | Musculi |
| MSCT | Mehrzeilendetektor- Spiral- Computertomografie |
| ROI | Region- of- interest |
| s | Sekunde |
| z. B. | zum Beispiel |

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. M. Uder, Direktor des Radiologischen Instituts der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, für die Überlassung des Promotionsthemas bedanken.

Sehr herzlich möchte ich Herrn PD Dr. U. Baum für seine immer freundliche, zuverlässige und fördernde Betreuung danken.

Ebenso gilt mein Dank Thomas, meiner Oma Inge und meiner Familie.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

| | |
|-------------------------|---|
| Name: | Klenner |
| Vorname: | Friederike |
| Geburtsdatum: | 07.03.1981 |
| Geburtsort: | Traben-Trarbach |
| Nationalität: | deutsch |
| Familienstand: | ledig |
| Eltern und Geschwister: | Werner und Renate Klenner Ferdinand Klenner und Frauke Klenner |

Schulbildung:

| | |
|-----------|--------------------------------------|
| 1987-1991 | Grundschule Traben-Trarbach |
| 1991-2000 | Gymnasium Traben-Trarbach |
| | Abschluss: Allgemeine Hochschulreife |

Hochschulbildung:

| | |
|-----------|--|
| 2001-2007 | Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen- Nürnberg |
|-----------|--|

Ärztliche Tätigkeit:

| | |
|------------------|--|
| seit Januar 2008 | Ärztin am Klinikum Nürnberg Medizinische Klinik 3, Schwerpunkt Pneumologie |
|------------------|--|

Nürnberg, den 11.02.10