

Aus dem Institut für Diagnostische Radiologie
Medizinische Einrichtungen der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Universitätsprofessor Dr. U. Mödder

**Untersuchungen zum Einfluss verschiedener technischer Parameter in der Mehrschicht-
Spiral-Computertomographie auf Bildqualität und Detektionsrate von endoluminalen
Läsionen am Schweinedarmmodell**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Mark Lars Branschofsky

2004

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Raab

Dekan

Referent: Priv.-Doz. Dr. M. Cohnen

Korreferent: Prof. Dr. S. vom Dahl

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Epidemiologie des Kolon-Karzinoms	1
1.2 Diagnoseverfahren im Vergleich	3
1.3 Vorhaben und Ziele	5
2. Material und Methoden	7
2.1 Versuchsgrundlagen	7
2.1.1 CT-Parameter	8
2.1.2 Läsionsgestaltung	11
2.2 Versuchsaufbau	12
2.3 Rekonstruktion und Darstellung der Daten	13
3. Ergebnisse	17
3.1 Detektionsraten: Untersucher	17
3.2 Größen- und Formbestimmung	19
3.3 Subjektive Beurteilung der Bildqualität	20
3.4 Dichtewerte und Bildrauschen	21
3.5 Artefakte	24
3.6 Dosis	25
3.7 Detektionsraten: Polypdetektor	26
4. Diskussion	28
4.1 Einfluss der Parameter auf Detektionsrate, Form-/Größenbestimmung und Bildqualität	28
4.2 Vergleich mit anderen Studien	34
4.3 Einfluss der Dosisreduktion auf Detektionsrate und Bildqualität	37
4.4 Einfluss von Artefakten auf Detektionsrate und Bildqualität	40
4.5 Einfluss des Darstellungsmodus auf Detektionsrate und Bildqualität	42

4.6 Polypdetektor	44
4.7 Resümee und Schlussfolgerungen	47
5. Zusammenfassung	51
6. Anhang	52
6.1 Tabellen: Detektionsraten (Untersucher)	52
6.2 Tabellen: Größen- und Formbestimmung	56
6.3 Tabellen: Dichtewerte und Bildrauschen	59
6.4 Tabellen: Stufenartefakte	64
6.5 Tabellen: Dosiswerte	65
6.6 Tabellen: Detektionsraten (Polypdetektor)	66
7. Literaturverzeichnis	68
8. Danksagung	77

1. Einleitung

1.1 Epidemiologie des Kolon-Karzinoms:

Die malignen Tumore des Dickdarms belegen in den Todesstatistiken der bösartigen Neubildungen in Deutschland und den Vereinigten Staaten von Amerika den zweiten Platz hinter denen der Bronchien und Lungen [1-7]. Allein in den Vereinigten Staaten erkranken derzeit ca. 140.000 Patienten jährlich neu, während über 50.000 an den Folgen des Kolonkarzinoms sterben [7,8]. Unter den bösartigen Tumoren epithelialen Ursprungs des Dickdarms machen die Karzinome mit ca. 95% den Hauptteil aus. Karzinoide, die aus neuroendokrinen Zellen hervorgehen und vor allem als Appendix- und Rektumkarzinoid auftreten, tauchen mit ca. 5% deutlich seltener auf [9]. Bei den ebenfalls selteneren Tumoren mesenchymalen Ursprungs sind Leiomyome, Neurofibrome und Lipome sowie ihre bösartigen Entartungen, die Sarkome, zu nennen.

Das Kolon-Karzinom tritt hauptsächlich in drei unterschiedlichen histologischen Entitäten auf, dem Adenokarzinom, dem muzinösen Adenokarzinom und dem Siegelringkarzinom. Das Adenokarzinom macht mit 95% den Großteil der Kolon-Karzinome aus und ist in der Regel hochdifferenziert und langsam wachsend, so dass bei frühzeitiger Diagnose die Prognose günstig sein kann [9]. Das muzinöse Adenokarzinom und das Siegelringkarzinom hingegen tauchen nur selten auf.

Karzinome des Dickdarms gehen zu 90% und mehr aus neoplastischen Polypen, auch kolorektale Adenome genannt, hervor, lediglich ein geringer Prozentsatz ist anderer Ätiologie [9]. Grundsätzlich sind diese Adenome benigne, exophytisch wachsende Tumore des Epithels der Darmschleimhaut, die je nach Entität und Verweildauer in situ mit einem unterschiedlich hohen Entartungsrisiko behaftet sind. Die Neigung eines Adenoms maligne zu entarten lässt sich durch die histopathologische Untersuchung eines Biopsats beurteilen, wonach in benigne oder praekanceröse Läsionen unterschieden werden kann. Nach Riede et al. [9] lassen sich verschiedene Adenomentitäten unterscheiden:

Tubuläre Adenome:

Sie sind die häufigsten Adenome des Kolons (ca. 50%) und besitzen in der Regel eine glatte Oberfläche. Sie werden bis zu 20 mm groß und entarten selten, eine Größe von mehr als 20 mm ist jedoch karzinomverdächtig.

Villöse Adenome:

Sie sind mit ca. 15% der Dickdarmadenome seltener als die tubulären oder tubulovillösen Adenome. Diese rezidivfreudigen und häufig maligne entartenden Adenome besitzen eine

zottige Oberfläche und erreichen Größen von mehr als 20 mm, was ihre Entfernung durch die koloskopische Polypektomie erschwert.

Tubulovillöse Adenome:

Ca. 30% der auftretenden kolorektalen Adenome sind tubulovillöse Adenome, die wie die villösen Adenome eine zottige Oberfläche besitzen und Größen von mehr als 10 mm erreichen können. Ihre Entartungshäufigkeit liegt zwischen denen der beiden genannten Adenotypen.

In der Regel sind Adenome mit einer Größe ab 10 mm bereits zu ca. 10% bösartig. Da zwischen Adenomen und nicht-neoplastischen Kolon-Polypen Übergangsformen bestehen, sind auch die letztgenannten für die Karzinogenese von Bedeutung. Unter den nicht-neoplastischen Polypen sind hyperplastische und juvenile Polypen für die Karzinomentstehung hervorzuheben.

Die Wachstumstendenz der Polypen und Adenome von etwa 1 mm pro Jahr bietet die Möglichkeit, diese durch ein geeignetes Screeningverfahren frühzeitig zu diagnostizieren. Obligate Praekanzerosen haben somit etwa eine 5-10 jährige Entwicklungszeit hinter sich, bis sie in erhöhter Zahl dysplastisch werden und maligne entarten können. Es besteht somit bereits mehrere Jahre vor der Manifestation des Karzinoms die Möglichkeit zu therapieren. Die Entfernung der Polypen könnte die Mehrzahl der invasiven Karzinome durch eine Unterbrechung der Adenom-Karzinom-Sequenz verhindern [10-13]. Die Polypektomie stellt hier eine Form der definitiven Therapie dar. Eine Praevalenz der Polypen von etwa 20-30% in der westeuropäischen Bevölkerung verdeutlicht die Notwendigkeit eines Screenings zur Prävention des Dickdarmkarzinoms.

Fasst man die hohe Zahl an Todesfällen durch Kolon-Karzinome und die hohe Praevalenz der Polypen zusammen, erscheint der Bedarf nach einem von Patient und Arzt akzeptierten Screeningverfahren gerechtfertigt und sinnvoll.

Vorausgegangene wissenschaftliche Arbeiten zeigten, dass der Hemocult-Test und die Sigmoidoskopie allein und auch in Kombination zu geringe Sensitivitäten und Spezifitäten erreichen, um als ein solches Screeningverfahren zum Einsatz zu kommen [14]. Der früher häufig angewendete Kolon-Kontrasteinlauf (= Kolon-KE) ist bereits seit Jahren durch die Koloskopie ersetzt, die zwar eine sehr hohe diagnostische Sicherheit bei technisch suffizienter Durchführung erlaubt, jedoch von Patienten weniger akzeptiert wird.

In den letzten Jahren wurde auf der Basis von Schichtbildverfahren eine neue Methode zur Visualisierung der Darmsoberfläche, die sogenannte virtuelle Koloskopie, entwickelt. Hierbei werden computergestützt aus Einzelbildern durch die Verwendung geeigneter Software dreidimensionale Ansichten des Darms generiert. Die zugrundeliegenden Einzelschichten wurden

zuvor durch die Untersuchung des Abdomens mit der Computertomographie oder der Magnetresonanztomographie gewonnen.

Die Magnetresonanz-Kolonographie (= MR-Kolonographie) hat den Vorteil, ohne Strahlenexposition auszukommen, jedoch ist sie relativ aufwendig, dauert länger als die CT-Kolonographie und besitzt bislang noch eine schlechtere Ortsauflösung. Die Detektionsrate für Polypen ≤ 10 mm mit Hilfe der MR-Kolonographie ist demzufolge zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht befriedigend [15,16]. Die 1994 durch Vining et al. [17] erstmals beschriebene Computer-Tomographie-Kolonographie (= CT-Kolonographie) nutzt ionisierende Strahlung, jedoch kann sie die Anforderungen von Arzt und Patient durch die hohe Ortsauflösung und die kurze Untersuchungszeit derzeit besser erfüllen als die MR-Kolonographie. Für die neuen Mehrzeilen-Computer-Tomographie-Geräte (= MSCT-Geräte) existieren bislang keine Untersuchungsprotokolle, um die CT-Kolonographie als Screeningverfahren einsetzen zu können. Wenn es gelingt, durch die Anwendung adäquater Protokolle Sensitivitäten und Spezifitäten der Koloskopie zu erreichen, kann die CT-Kolonographie sowohl für die Diagnostik bereits manifester kolorektaler Erkrankungen als auch für deren Früherkennung ein interessantes Verfahren werden.

1.2 Diagnoseverfahren im Vergleich:

1. Koloskopie

Die Koloskopie stellt zum jetzigen Zeitpunkt den Goldstandard für die Untersuchung des Dickdarms dar. Dies ist vor allem bedingt durch die direkte Inspektion der Kolonschleimhaut mit der Möglichkeit zur Biopsie und zur Resektion verdächtiger Schleimhautareale, so dass eine hohe Sensitivität und Spezifität resultieren. Für die Detektion von Polypen mit einer Größe von 1-10 mm werden Ergebnisse von 91,4-94% und mehr erreicht, während flache Adenome je nach Studie in mehr als 80% der Fälle erfolgreich detektiert werden. Die Koloskopie hat aufgrund dieser Vorteile den Kolon-KE bereits seit einigen Jahren als Untersuchungsverfahren für Kolon und Rektum verdrängt [18-21].

Nachteilhaft bleibt bei diesem Verfahren hingegen, dass bei einem Auftreten von stenotischen Veränderungen, z.B. durch Tumore, die proximal der Stenose gelegenen Bereiche nicht immer eingesehen werden können. Probleme liegen des Weiteren in der eventuell notwendigen Sedierung des Patienten und in der möglichen, aber seltenen Gefahr iatrogenen Nebenwirkungen wie z.B. Perforationen oder Blutungen der Darmschleimhaut [22]. Ein stationärer Krankenhausaufenthalt oder eine chirurgische Intervention ist in 0,1-0,3% der Fälle als Folge der Untersuchung notwendig [23,24]. Diagnostisch nur schwer zu beurteilende Bereiche in Form der direkt hinter den Darmfalten liegenden Abschnitte erweisen sich ebenfalls als problematisch. Die trans- bzw. extramurale Ausdehnung pathologischer Prozesse der Darmwand kann von der Koloskopie nicht erfasst werden

[25]. Aufgrund des semi-invasiven Charakters findet die Koloskopie bei den Patienten nicht durchgehend hohe Akzeptanz. Ein alternatives Untersuchungsverfahren für ein effektives Screening erscheint somit wünschenswert.

2. CT-Kolonographie

Als neuestes Verfahren unterliegt die CT-Kolonographie der wissenschaftlichen Überprüfung ihrer Wertigkeit. Vorteile der CT-Kolonographie liegen in der kurzen Untersuchungszeit und in der relativ geringen physischen Belastung der Patienten. Die Datenakquisition ist innerhalb weniger Minuten abgeschlossen. Komplikationen, wie sie bei der Koloskopie in Form von Blutungen oder Perforationen auftreten können, sind bislang bei der CT-Kolonographie nicht beschrieben worden. Außerdem kann auf eine Sedierung vollständig verzichtet werden. Eine komplette Darstellung des Kolons ist im Gegensatz zur Koloskopie selbst bei Stenosen in einem hohem Prozentsatz möglich. Die über das Kolon hinausgehende Darstellung anderer Abdominalorgane ist ebenfalls vorteilhaft, da auch umliegende Strukturen mit nicht darmbezogenen Erkrankungen beurteilt werden können [26]. Des Weiteren können Infiltrationstiefen von kolorektalen Karzinomen und Lymphknoten beurteilt werden, was bereits einem Tumor-Staging entspricht. Auch die bei der Koloskopie schwer zu beurteilenden Bereiche direkt hinter den Darmfalten können dargestellt und aus verschiedenen Perspektiven betrachtet werden. Aktuelle Angaben über die Genauigkeit der Polypdetektion bewegen sich je nach Studie für die Sensitivität zwischen 75-100% für Polypen ≥ 10 mm und 47-82% für Polypen von 6-9 mm Größe [27-35]. Aufgrund des minimal-invasiven Charakters wird davon ausgegangen, dass die CT-Kolonographie eine höhere Patientenakzeptanz erreichen kann als die übrigen gegenwärtig verwendeten Untersuchungsverfahren [36].

Als Nachteil der CT-Kolonographie bleibt, dass bei Verdachtsfällen keine Biopsie möglich ist, und somit eine definitive Abklärung bezüglich der Dignität des verdächtigen Schleimhautareals durch die fehlende histopathologische Untersuchung ausbleibt. Die in jedem Falle auftretende Strahlenexposition des Patienten beschränkt das Verfahren in der Anwendungshäufigkeit [37]. Trotz Studien, die der CT-Kolonographie ähnlich gute Ergebnisse für die Detektion von Polypen ≥ 6 mm wie der Koloskopie zuschreiben, liegt sie in der Regel für die Detektion von Polypen ≤ 5 mm und flacher Adenome noch hinter denen der Koloskopie zurück [33-35].

3. Sigmoidoskopie

Ein zum Screening verwendetes Verfahren ist die Sigmoidoskopie. Sie ist, entsprechend des examinierbaren Bereichs, in der Sensitivität eingeschränkt, da sie nur die distalen 60 cm des Kolons darstellt und die proximal der linken Flexur gelegenen Abschnitte des Colon transversum, des Colon ascendens sowie des Caecums außer Acht lässt. Etwa zwischen 30-50% der Polypen und Tumore sind im Sigmoid lokalisiert. Die Sigmoidoskopie stellt daher ein einfaches und wenig belastendes Verfahren zur endoskopischen Untersuchung ausschließlich des Enddarms dar. Die von

Lieberman et al. [38] und Selby et al. [39] vorgelegten Studien zeigten jedoch, dass bei mehr als der Hälfte der untersuchten Patienten proximal der linken Flexur Adenome vorhanden waren. Ein relevanter Prozentsatz an neoplastischen Veränderungen kann somit bei der Sigmoidoskopie übersehen werden [39, 40].

4. Hemoccult-Test

Tests für die Feststellung von okkultem Blut innerhalb des Stuhls erwiesen sich für Diagnose und Screening von polypoiden oder adenomatösen Läsionen, den Vorläufern des Karzinoms, als nicht genügend aussagekräftig. Der Versuch, die auf kolorektalen Karzinomen beruhende Mortalität durch Früherkennung mit Hilfe solcher Tests und folgender Therapie zu senken, gelang lediglich in 16% der Fälle [41]. Für Screeningverfahren, die auf die Erkennung und Beseitigung von Polypen in asymptomatischen Patienten zielen, werden jedoch Senkungen der Mortalität von 25-50% erwartet [42]. Im Vergleich mit der Koloskopie als Goldstandard in Bezug auf die diagnostische Aussagefähigkeit unterlag eine Kombination aus Sigmoidoskopie und Hemoccult-Test im klinischen Versuch deutlich, indem 24% der fortgeschrittenen Neoplasien übersehen wurden [14].

5. Kolon-KE

Die Bedeutung der Darstellung des Dickdarms mit konservativen radiologischen Methoden steht heute im Hintergrund, insbesondere im Hinblick auf das Screening. Der Kolon-KE wird hier nicht näher beschrieben, da er, wie bereits erwähnt, größtenteils durch die konventionelle Koloskopie als Untersuchungsverfahren abgelöst worden ist. Relevanz besitzt der Kolon-KE jedoch noch in der präoperativen Diagnostik zum Ausschluss von Zweitumoren proximal einer subtotalen Tumorstenose.

1.3 Vorhaben und Ziele:

Trotz intensiver Forschung existieren bislang noch keine abschließenden Erkenntnisse über die klinische Wertigkeit der CT-Kolonographie zur Früherkennung kolorektaler Tumore und ihrer Vorläufer. Besonders der Einsatz der modernen MSCT-Geräte könnte eine neue Qualität in der nicht-invasiven Dickdarmdiagnostik bewirken. Damit ein Einsatz dieser Geräte im besonderen zum Screening nach solchen Veränderungen möglich wird, muss experimentell und im Folgenden auch klinisch bewiesen werden, welche Vor- und Nachteile von dieser Untersuchungsmethode zu erwarten sind. Bis zum jetzigen Zeitpunkt sind aus der aktuellen Literatur lediglich für Einzeilen-Computer-Tomographie-Geräte (= SSCT-Geräte) Untersuchungsprotokolle ermittelt worden. Diese beinhalten Werte von 3-5 mm für die Schichtkollimation und die rekonstruierte Schichtdicke und Pitch-Faktoren von 1 oder größer, um eine Darstellung von Läsionen ≥ 5 mm zu ermöglichen. Für MSCT-Geräte, die eine Verbesserung der Ortsauflösung aufgrund der geringeren Schichtkollimationen sowie eine kürzere Untersuchungszeit erwarten lassen, wurden bisher noch

keine Protokolle festgelegt [43-58]. Daher sollen in dieser Arbeit Protokolle für MSCT-Geräte untersucht werden, die bei der klinischen Anwendung herangezogen werden können. Zu diesem Zweck wurden Schweinedärme mit künstlichen Läsionen versehen und im folgenden mit verschiedenen Geräteeinstellungen, insbesondere zur Dosisreduktion, untersucht. Der Einfluss der verschiedenen Akquisitions- bzw. Bildrekonstruktions-Parameter spielte hierbei eine zentrale Rolle, da sie einerseits ausschlaggebend für die Genauigkeit der Diagnostik sind und andererseits die Strahlenexposition bestimmen.

Es sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- a.) Welchen Einfluss haben Schichtkollimation, rekonstruierte Schichtdicke und eine Dosisreduktion um den Faktor 10 auf die Detektion der artifiziellen Läsionen und auf die Bildqualität?
- b.) Welchen Einfluss haben zwei- oder dreidimensionale Darstellungsverfahren auf die Detektion der artifiziellen Läsionen?
- c.) Welche Detektionsraten kann ein automatisches, computergestütztes Detektionssystem erreichen?

2. Material und Methoden

2.1 Versuchsgrundlagen:

Die virtuelle Darstellung von Oberflächen innerer Organe wird im Allgemeinen durch die Sichtbarmachung der Grenze zwischen unterschiedlich röntgendichten Strukturen ermöglicht. Im vorliegenden Falle lag diese Grenze zwischen der Luft, die sich im Darmlumen befindet, und der Darmwand. Die Herstellung eines geeigneten Phantommodells war hierbei von besonderer Bedeutung, da nur ein realistisches Phantom verwertbare und somit aussagekräftige Daten liefern kann. Somit sollte ein Modell gefunden werden, das es erlaubt, eine möglichst naturgetreue Imitation eines menschlichen Darms mit polypoiden Läsionen zu versehen, ohne diese Grenze zu manipulieren. Da die rekonstruierten Darstellungen bei der CT-Kolonographie auf akquirierten Dichtewerten basieren, musste darauf geachtet werden, dass nicht durch unterschiedlich röntgendichte Materialien im Versuchsaufbau ungewöhnlich hohe oder niedrige Dichtewerte bzw. –differenzen erzeugt werden. Die Detektion würde in einem solchen Falle verfälscht. Um die Detektion der artifiziellen Läsionen nicht durch eine der Darmwand gegenüber stark abweichende Röntgendichte des Läsionsmaterials zu manipulieren, wurde in vorherigen Testreihen aus einer Vielzahl verschiedener Materialien schließlich das letztendlich Verwendete gewählt. Neben verschiedenen Kunststoffen, Wachsen und Gipsen standen auch Kombinationen derer als Mischungen in Form von Läsionen mit Wachskern und Kunststoffummantelung oder vice versa zur Auswahl. Für die Wahl des Materials waren folgende Kriterien ausschlaggebend:

- a.) Das Material sollte möglichst den gleichen Dichtewert wie das intestinale Weichgewebe besitzen
- b.) Das Material sollte eine möglichst detailgetreue Modellation der verschiedenen Läsionstypen ermöglichen

Bei dem ausgewählten Material lag ein Dichtewert von ca. –10 Hounsfield Einheiten (= HE) vor, der dem Wert intestinalen Weichgewebes von im Mittel 20-40 HE relativ nahe kommt. Da sich die Skala der CT-Werte von Luft (–1000 HE) bis Knochen (3000 HE) über mehrere tausend Einheiten erstreckt, ist die Abweichung von 30-50 HE wie in diesem Falle vernachlässigbar gering.

Um zu verhindern, dass die Läsionen durch eine unnatürliche Morphologie auffallen, wurden sie unter Verwendung zahntechnischer Modellationsinstrumente in verschiedenen Form- und Größenvarianten hergestellt. Morphologie und Größe der künstlichen Läsionen wurden hierbei in Anlehnung an die in vivo vorkommenden Polypen angepasst, so dass eine realitätsgetreue Imitation der Polypen erreicht werden konnte. Die verschiedenen Typen der Läsionen werden in Tabelle 2.1.2.1 und 2.1.2.2 dargestellt.

Bei der Insertion der Läsionen wurde Wert darauf gelegt, nicht durch Fixationsmaterialien wie z.B. Nahtmaterial lokal die Röntgendichte zu verändern oder die Integrität der Darmwand zu beschädigen. Bei der Verwendung von konventionellem Nahtmaterial wäre dies aufgrund der folgenden Problematik nur schwer zu vermeiden gewesen:

1. Fixation der bis zu 1mm kleinen Läsionen, ohne diese zu deformieren oder zu zerstören
2. Perforation der Darmwand durch Stichkanäle der Nadel mit der Folge des Entweichens der Luft aus dem bzw. des Eindringens des Kontrastmittelbads in das Lumen

Aufgrund dieser Problematik fiel die Wahl der Fixationsmethode auf einen cyanacrylathaltigen Kleber, der die Läsionen auf der feuchten Darmwand adaptierte, ohne die Dichte oder die Läsions- bzw. Darmintegrität zu verändern. Um die realitätsgetreue Darstellung der Umgebung des Darms in bezug auf die Dichtewerte der in vivo vorhandenen Bauchorgane zu gewährleisten, wurde der Darm während der einzelnen Versuchsreihen in einem Kontrastmittelbad gelagert. Das Kontrastmittelbad bestand aus Wasser und einem jodhaltigen, nicht ionischen Kontrastmittel, wobei das Mischungsverhältnis von Wasser und Kontrastmittel so gewählt wurde, dass es den mittleren Dichtewert von intestinale Weichgewebe erreichte (ca. 20 HE).

2.1.1 CT-Parameter:

Hier wird zwischen Akquisitions- und Rekonstruktionsparametern unterschieden. Akquisitionsparameter sind die Schichtkollimation [mm], der Tischvorschub [mm], der Pitch-Faktor, der Röhrenstrom [mA] und die Röhrenspannung [kV]. Sie bestimmen die Rohdatenmatrix der CT-Untersuchung, welche dem akquirierten Volumen an Rohdaten entspricht. Durch die Rekonstruktion dieser Datenmatrix zu zweidimensionalen (= 2D) Darstellungen oder zu virtuellen dreidimensionalen (= 3D) Perspektiven können dann Informationen für die Diagnostik gewonnen werden.

Die Schichtkollimation entspricht der Dicke des eingeblendeten Röntgenstrahls. Sie beeinflusst die Ortsauflösung in z-Richtung der rekonstruierten Bilder, wobei aus dünnen Kollimationen hohe Ortsauflösungen resultieren können, wenn ebenfalls dünne rekonstruierte Schichtdicken verwendet werden. Dies ist mit der geringeren Voxelanisotropie bei dünn rekonstruierten Schichtdicken zu erklären. Mit der Verwendung dünner Schichtkollimationen steigt jedoch gleichzeitig das Bildrauschen, da von den Detektoren weniger Photonen aufgenommen werden als bei der Abtastung breiterer Schichten. Das Bildrauschen [HE] entspricht der Standardabweichung der gemessenen Dichtewerte. Während in der SSCT nur eine Detektorreihe zur Datenakquisition zur Verfügung steht, besitzen die MSCT-Geräte mehrere parallele Detektorreihen. Es können somit in der MSCT mehrere Schichten gleichzeitig mit einer definierten Schichtkollimation abgetastet werden. Im Vergleich mit der SSCT bedeutet dies, dass MSCT-Geräte entweder ein bestimmtes

Volumen mit deutlich höherer Geschwindigkeit abtasten können oder bei gleicher Scandauer eine deutlich höhere Ortsauflösung durch die Verwendung geringerer Kollimationen erreichen [43-58]. Nach Aufnahme des Röntgenschwächungsprofils in den Detektorreihen hinter dem Objekt wird dann das Bild mit einer definierten Schichtdicke, die mindestens die Breite der Kollimation haben muss, rekonstruiert.

Der Tischvorschub gibt an, um welche Strecke der Untersuchungstisch mit dem Patienten bzw. dem Phantom während der Untersuchung pro Röhrenrotation der Scannereinheit bewegt wird. Betrachtet man den Tischvorschub in Abhängigkeit von der Schichtkollimation, so ergibt sich der Pitch-Faktor. Pitch-Faktoren <1 führen hierbei zu einer überlappenden Abtastung und Pitch-Faktoren >1 zu einer Unterabtastung des Untersuchungsvolumens. Während die überlappende Abtastung mit einer höheren Bildqualität und einer höheren Strahlenexposition verbunden ist, birgt die Unterabtastung die Gefahr von Datenlücken, die durch geeignete Rechenalgorithmen ausgeglichen werden müssen. Die Strahlenexposition ist jedoch geringer als bei der Verwendung von Pitch-Faktoren ≤ 1 . Aufgrund des verschiedenen Aufbaus der Detektoreinheit in der SS- und MSCT kann der Pitch-Faktor entweder als klassischer, dosisrelevanter Pitch- oder als Volumenpitch-Faktor definiert werden. Der klassische oder dosisrelevante Pitch-Faktor berücksichtigt die Zahl $[n]$ an Detektorreihen des CT-Gerätes, während der Volumenpitch-Faktor nur das eigentliche Verhältnis von Tischvorschub zu Schichtkollimation darstellt. In dieser Arbeit werden die klassischen Pitch-Faktoren angegeben (Tabelle 2.1.1.1). Der Einfluss des Pitch-Faktors in der SS- und MSCT ist unterschiedlich. Während die effektive Schichtdicke und somit die Ortsauflösung in der SSCT durch die Wahl des Pitch-Faktors beeinflusst wird, ist sie in der MSCT von diesem unabhängig. Die inverse Kopplung von Dosis und Pitch-Faktor, wie sie in der SSCT vorliegt, existiert in der MSCT hingegen nicht. Hier findet in Abhängigkeit von der Wahl des Pitch-Faktors eine Anpassung der Röhrenstromstärke statt. Dies wird automatisch durch die CT-Software bewirkt um eine Erhöhung des Bildrauschens zu verhindern, welches in der SSCT unabhängig von der Wahl des Pitch-Faktors ist.

Die Wahl der Röhrenstromstärke bestimmt die Menge an freigesetzten Photonen, deren Absorption im Gewebe die Grundlage für die Bildentstehung ist. Die Absorption im Gewebe wird neben der Menge an Photonen durch ihre kinetische Energie bestimmt, wobei die Höhe der kinetischen Energie die Durchdringungsfähigkeit der Photonen widerspiegelt. Für die Höhe dieser Energie ist die Röhrenspannung verantwortlich. Durch die Variation der Röhrenstromstärke, welche die Intensität der Röntgenstrahlung reguliert, und der Röhrenspannung, welche die Energie der Strahlung bestimmt, werden somit sowohl Bildqualität als auch Strahlenexposition beeinflusst.

Die Möglichkeit, die durch die Datenakquisition erhaltenen Rohdaten für verschiedene diagnostische Fragestellungen zu nutzen, wird über die Variation der Rekonstruktionsparameter

geschaffen. Dies sind die rekonstruierte Schichtdicke [mm] und das Rekonstruktionsinkrement. Die rekonstruierte Schichtdicke entspricht der Dicke der berechneten Schichtbilder, die für die Auswertung erstellt werden sollen. Sie kann höher oder gleich, jedoch nie geringer als die für die Datenakquisition zuvor gewählte Schichtkollimation sein. Die Größe der zu untersuchenden Strukturen bestimmt, wie breit die rekonstruierte Schichtdicke gewählt wird. Dünn rekonstruierte Schichten werden benötigt, um kleinste Prozesse anhand einer hohen Ortsauflösung darzustellen, sie besitzen jedoch ein erhöhtes Bildrauschen. Breiter rekonstruierte Schichten hingegen werden zur Abbildung größerer Prozesse gewählt, wobei sie ein geringeres Bildrauschen als die dünn rekonstruierten Schichten erreichen. Eine geringere Ortsauflösung ist hier ausreichend.

CT-Parameter	Protokoll					
	I	II	III	IV	V	VI
Schichtkollimation [mm]	1	1	1	1	2,5	2,5
Tischvorschub [mm]	8	8	8	8	17,5	12,5
Pitch-Faktor, klassisch	2	2	2	2	1,75	1,25
Röhrenstromstärke [mAs]	10	100	10	100	10	100
Röhrenspannung [kV]	120	120	120	120	120	120
Rotationszeit [s]	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Scanlänge [mm]	250	250	250	250	250	250
Scanzeit [s]	16,4	16,4	16,4	16,4	7,96	11,06

Tabelle 2.1.1.1: Akquisitionsparameter, Protokoll I-VI

Das Rekonstruktionsinkrement ist der Grad der Überlappung der einzelnen Schnittbilder. Durch die Variation des Überlappungsgrades können Strukturen, die an dem Übergang von zwei Schichten liegen und deren Signal in den einzelnen Schichten zu gering ist, um zu einer Abbildung zu führen, dargestellt werden. Eine Läsion kann dann in Gänze in einer Schicht gelegen sein, so dass sie vollständig zum Signal beiträgt und abgebildet wird. Eine an die Fragestellung angepasste Wahl der

Rekonstruktionsparameter kann eine Flut unnötig rekonstruierter Bilder ersparen, da nur solche Abbildungen rekonstruiert werden, die auch für die Diagnostik von Interesse sind. Wünschenswert für eine gute Bildqualität wäre eine Kombination aus geringer Schichtkollimation, geringer rekonstruierter Schichtdicke und hohem Überlappungsgrad. Dies führt jedoch zu der Problematik, dass ein relativ hoher Tischvorschub gewählt werden muss, um das gesamte Untersuchungsvolumen innerhalb einer Atemphase abzutasten, und zu einer relativ hohen Strahlenexposition. Da jedoch eine Dosisreduktion angestrebt werden soll, ist eine Beeinträchtigung der Bildqualität als Folge von Niedrigdosis-Protokollen denkbar.

Für die Untersuchungen der Darmphantome in dieser Arbeit wurden die in Tabelle 2.1.1.1 angeführten Akquisitionsparameter gewählt. Die Rotationszeit der Röntgenstrahler-Detektor-Einheit war als Konstante vorgegeben. Der Tischvorschub wurde vorgewählt, der Pitch-Faktor wurde automatisch durch die CT-Software berechnet. Die Scanlänge war konstant. Die angeführten Scanzeiten resultierten aus der Wahl von Schichtkollimation, Tischvorschub bzw. Pitch-Faktor und Scanlänge.

Die Wahl der Rekonstruktionsparameter sowie die verschiedenen 2D- und virtuellen Darstellungsverfahren werden in Abschnitt 2.3 näher erläutert.

2.1.2 Läsionsgestaltung:

Wie erläutert, wurden die verwendeten Materialien unter dem Aspekt ihrer röntgenologischen und funktionellen Eigenschaften ausgewählt, so auch das Material für die Herstellung der Läsionen. Das Material der Läsionen, ein Wachs¹ für Kronen- und Brückenrestaurationen aus der Zahnheilkunde, wurde mit zahntechnischen Instrumenten bearbeitet. Morphologie und Größe der Läsionen wurden per Millimeterpapier und Schieblehre kontrolliert. Tabelle 2.1.2.1 und 2.1.2.2 fassen die Form- und Größenvarianten der verschiedenen Läsionen zusammen:

Globoide Läsionen (homogene Oberfläche)	Polypoide Läsionen, kurzer Schaft (inhomogene Oberfläche)
1. Ø 5 mm	1. Ø 8 mm / Schaft 3 mm
2. Ø 4 mm	2. Ø 7 mm / Schaft 3 mm
3. Ø 3 mm	3. Ø 6 mm / Schaft 3 mm
4. Ø 2 mm	4. Ø 5 mm / Schaft 3 mm
5. Ø 1 mm (2x)	

Tabelle 2.1.2.1: Form- und Größenvarianten der Läsionen (I)

¹ Jetti Dental IQ4 Modellationswachs 714-5000M, bezogen durch In-Lay (Lomberg Dental) Himmelgeisterstraße 129, 40225 Düsseldorf, Deutschland

Polypoide Läsionen, langer Schaft (homogene Oberfläche)	Flache Läsionen (inhomogene Oberfläche)
1. Ø 5 mm / Schaft 10 mm	1. Ø 8 mm / Höhe 4 mm
2. Ø 4 mm / Schaft 10 mm	2. Ø 8 mm / Höhe 2 mm
3. Ø 3 mm / Schaft 10 mm	3. Ø 7 mm / Höhe 5 mm
4. Ø 2 mm / Schaft 10 mm	4. Ø 7 mm / Höhe 4 mm

Tabelle 2.1.2.2: Form- und Größenvarianten der Läsionen (II)

2.2 Versuchsaufbau:

Die Untersuchungen wurden an einem Mehrzeilen-Spiral-CT² der Firma Siemens in Kombination mit der zum Zeitpunkt dieser Arbeit installierten Software³ durchgeführt. Der untersuchte Darm⁴ wurde jeweils frisch am Tag der Versuchsreihe präpariert. Bei einer 20 ml Einwegspritze wurde der Spritzenkolben entfernt und der Spritzenzylinder am Ansatz für die Kanüle abgetrennt, so dass der Zylinder nun beidseitig vollständig zugänglich war. Der beidseits offene Zylinder wurde nun am ehemaligen Kanülenansatz nach außen gefenstert und die entstehenden Kanten gebrochen sowie abgestumpft. Der Darm selbst wurde auf den präparierten Zylinder aufgezogen, indem man den Zylinder mit der gefensterten Seite voran in das Lumen schob und dann den Darm über die Außenwand zog. Der Darm lag somit der Zylinderwand von außen auf, und es bestand nun die Möglichkeit, Läsionen im Lumen ohne Gefahr der Perforation zu platzieren. Bevor die Läsionen eingesetzt wurden, wurde das Ende des aufgezogenen Darms mit einer Rektalsonde versehen und luftdicht mittels Leuko-Tape verschlossen.

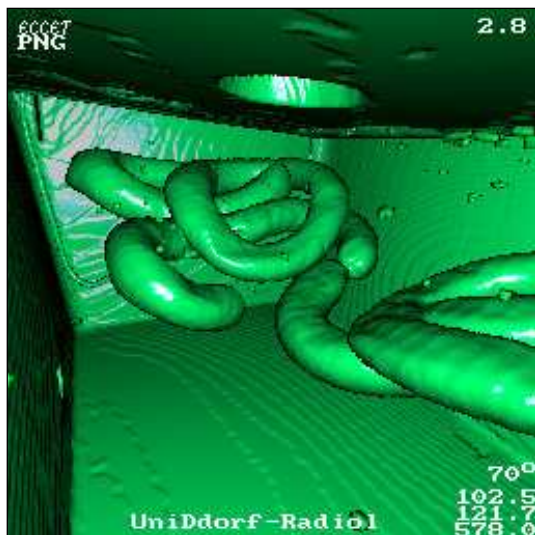


Abbildung 2.2.1: Phantom im Kontrastmittelbad, virtuelle Darstellung

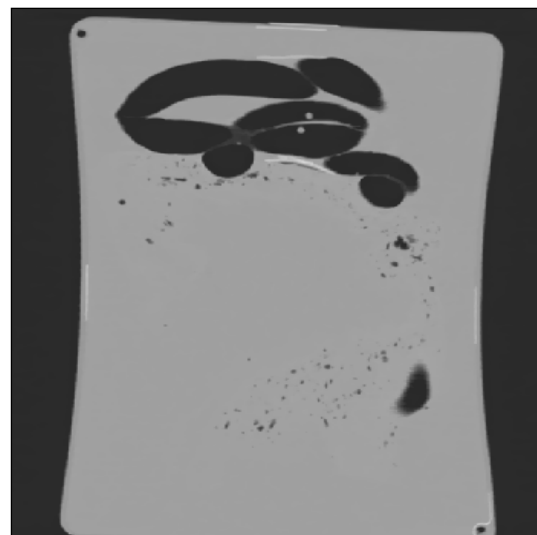


Abbildung 2.2.2: Phantom im Kontrastmittelbad, Schnittbild (Frontalebene)

² Somatom Plus 4 Volume Zoom der Firma Siemens, Erlangen, Deutschland

³ Somaris/5 VA 20 A der Firma Siemens, Erlangen, Deutschland

⁴ Bezogen durch Metzgerei Böhm Ohligerstraße 39, 40591 Düsseldorf, Deutschland

Die Läsionen konnten nun über das ungefensterte Ende mittels einer gebogenen Pinzette durch den Zylinder bis in das Lumen vorgeschoben werden. Unter Verwendung eines cyanacrylathaltigen Klebers⁵ wurden die Läsionen dann über die Fensterung auf der Mucosa in zufälliger Reihenfolge fixiert. Bei den polypoiden Läsionen wurde darauf geachtet, dass sie nur an dem gestielten Ende punktuell geklebt wurden. Ein Abkippen der Läsionen und ein Verkleben der Mucosa mit dem kugelförmigen Ende wurde somit vermieden. Die Reihenfolge der Läsionen wurde dokumentiert, um die Ergebnisse der Untersucher mit der tatsächlichen Reihenfolge im Nachhinein vergleichen zu können. Nach Platzierung aller Läsionen und nach Entfernung des Zylinders wurde der Darm durch mehrere Knoten auch an seinem anderen Ende luftdicht verschlossen. Es folgte die Aufdehnung des Darms per Insufflation von Raumluft via Rektalsonde. Der Darm wurde im Folgenden in einer röntgendurchlässigen Kunststoff-Box⁶ mittels Gaze und Tape fixiert, bevor die Box vollständig mit Wasser gefüllt wurde. Während des Füllvorgangs wurden ca. 100 ml eines Kontrastmittels⁷ zusätzlich appliziert. Die mit präpariertem und fixiertem Darm sowie Kontrastmittelbad vorbereitete Box wurde nun auf dem Untersuchungstisch platziert, und die einzelnen Aufnahmeserien wurden über die Bedienungseinheit des CT im Nebenraum koordiniert. Die Akquisitionsparameter wurden entsprechend den Angaben in Tabelle 2.1.1.1 gewählt.

2.3 Rekonstruktion und Darstellung der Daten:

Sowohl für die 2D- als auch für die virtuellen Darstellungen wurde das Rekonstruktionsinkrement so gewählt, dass für eine rekonstruierte Schichtdicke von 1,25 mm axiale Schichten mit einem Überlappungsgrad von 44% und für eine rekonstruierte Schichtdicke von 3 mm Schichten mit einem Überlappungsgrad von 76,6% berechnet wurden. Tabelle 2.3.1 fasst die gewählten Parameter zusammen.

Die Auswertung der rekonstruierten Daten erfolgte an einer separaten Computereinheit⁸, die mit einer vom Institut für angewandte Mathematik entwickelten Software⁹ ausgestattet war. Diese Software ermöglichte es, das Bildrauschen durch die Anwendung kantenerhaltender, nicht-linearer Gauss'scher Filterketten zu verringern und das luftgefüllte Darmlumen zu segmentieren. Die gewünschten 2D-Rekonstruktionen sowie die virtuellen 3D-Darstellungen wurden generiert und konnten simultan betrachtet werden.

⁵ Loctite 496 Sofortklebstoff der Firma Loctite; bezogen durch In-Lay (Lomberg Dental) Himmelgeisterstraße 129, 40225 Düsseldorf, Deutschland

⁶ Kunststoff-Box der Firma Noweda; Maße L:49/44 cm, B:35/27 cm, H:25 cm

⁷ Ultravist 300 der Firma Schering, Berlin, Deutschland

⁸ 1 GHz Intel Prozessor, 1GB Speicher, Linux-Betriebssystem

⁹ ECCET-Software des Instituts für Informatik des mathematischen Instituts der Heinrich-Heine-Universität zu Düsseldorf, Deutschland

Die an dieser Computereinheit ebenfalls installierte SCION¹⁰ Software wurde benötigt, um die Dichte- und Bildrauschwerte der gefilterten Darstellungen zu beurteilen. Zur Rekonstruktion der erfassten Daten waren verschiedene Darstellungsformen möglich:

1. Axiale Originalschichten:

Es handelt sich um 2D-Schnittbilder, die direkt aus den akquirierten Daten nach den vorgegebenen Rekonstruktionsparametern in axialer Projektion errechnet werden.

2. Multiplanare Reformationen (= MPR):

Dies sind sekundär aus den axialen Originalschichten errechnete, in beliebiger Richtung orientierte 2D-Darstellungen. MPR führen zu einem den axialen Schichten gegenüber verbesserten Bildrauschen, wenn sie breiter gewählt werden als die axialen Originalschichten. Werden die Reformationen jedoch zu breit erzeugt, kann dies zu einem Übersehen von kleinen Läsionen führen. Jeder Bildpunkt muss als Volumenelement, als Voxel, gedacht werden. Ein Voxel repräsentiert hierbei ein abgetastetes Volumen, das in seiner Tiefe in z-Richtung hauptsächlich durch die Schichtkollimation bedingt ist, vom Untersucher jedoch lediglich als Punkt in der xy-Ebene gesehen wird. Aufgrund seiner Streichholzform kann ein Voxel verschiedene Gewebetypen beinhalten, deren einzelne Dichtewerte zu einem Mittelwert verrechnet werden. Vergrößert man nun die Dicke der rekonstruierten Schichten, um ein geringeres Bildrauschen zu erhalten, so werden die Voxel in ihrer Streichholzform verlängert. Da längere Voxel ein größeres Volumen in z-Richtung darstellen, besteht die Möglichkeit, dass die Dichtewerte mehrerer Gewebetypen oder der Luft des Lumens miteinander verrechnet werden, und somit die Darstellung kleinster Läsionen erschwert wird. Dieser Effekt wird auch als Partialvolumeneffekt bezeichnet. Für diese Studie wurden MPR in y und z Richtung mit 1,25 oder 3 mm Schichtdicke verwendet.

3. Maximale Intensitätsprojektionen (= MIP):

Sie basieren darauf, dass kontrastreiche Strukturen gegenüber der Umgebung gut abgrenzbar sind. In einer frei wählbaren Richtung werden die höchsten Dichtewerte entlang einer gedachten Linie auf eine Ebene projiziert und dargestellt. Für diese Studie stellt dieses Verfahren keine Alternative dar, da aufgrund der geringen Höhe der kleinsten Läsionen, diese kaum in das Lumen hineinragten, so dass eine Kontrastverstärkung nur die Darmwand im Ganzen, jedoch nicht die kleinsten Läsionen auf ihr dargestellt hätte. Bei den größeren Läsionen hätte zwar eine maximale Intensitätsprojektion erzeugt werden können, da diese

¹⁰ SCION Image Beta 4.02 der Firma Scion Corporation, Frederick, Maryland (USA)

Läsionen jedoch ohne Probleme in den genannten Rekonstruktionen zu detektieren waren, wurde darauf verzichtet.

4. Virtuelle Darstellung mittels Volume rendering technique (= VRT):

Die Rekonstruktion virtueller 3D-Darstellungen wurde nach Auswahl eines Schwellenwerts für die Segmentation als Grundlage für die virtuelle Volumenrekonstruktion VRT erreicht. Ziel der Segmentation ist es, durch einen Schwellenwert die interessierenden Objekte von ihrem Hintergrund zu trennen, um sie besser darstellen zu können. Ein Wert von -750 HE erschien für die Definition des darzustellenden Volumens als geeignet. Alle Strukturen, die Dichtewerte unterhalb dieses Schwellenwertes besaßen, einschließlich der Luft mit einem Dichtewert von ca. -1000 HE, wurden somit transparent dargestellt.

Mit Hilfe der VRT können so Weichgewebsstrukturen, z.B. die Darmwand oder Polypen, dreidimensional wiedergegeben werden. Im Gegensatz zur virtuellen Oberflächenrekonstruktion Shaded surface display (= SSD), bei der alle Dichtewerte im segmentierten Datenvolumen mit gleicher Opazität zum Bild beitragen, können bei der VRT durch Opazitäts- oder Farbunterschiede bestimmte Bereiche unterschiedlich ausdrucksstark visualisiert werden.

Segmentierung und VRT sollten in dieser Arbeit die Grenze des intestinalen Weichgewebes gegenüber der endoluminalen Luft hervorheben, um die artifiziellen Läsionen sichtbar zu machen.

Rekonstruktionsparameter	Protokoll					
	I	II	III	IV	V	VI
rekonstruierte Schichtdicke [mm]	1,25	1,25	3	3	3	3
Rekonstruktionsinkrement [mm]	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Überlappungsgrad [%]	44	44	76,6	76,6	76,6	76,6

Tabelle 2.3.1: Rekonstruktionsparameter, Protokoll I-VI

Die rekonstruierten Daten wurden für die Auswertung der Detektionsrate in axialen Schichten, 2D-MPR und oberflächen-gerenderten 3D-endoluminalen Perspektiven dargestellt. Im Abstand von jeweils drei Wochen wurden die Daten von drei Untersuchern ausgewertet, um zu verhindern, dass sich die Untersucher an die Ergebnisse der letzten Sitzung erinnern konnten. Die Angaben über

Größe und Form der Läsionen wurden notiert, wobei man sich im Zweifelsfall auf ein Ergebnis gemeinsam einigen musste (= Konsensus-Verfahren). Der subjektive Eindruck der Untersucher in Bezug auf die Darstellung der Morphologie und der Details wurde notiert. Dies sollte einen Vergleich mit der mathematischen Bestimmung der Bildqualität durch das Signal/Rausch Verhältnis ermöglichen. Die Dichte- und Rauschwerte wurden ebenso wie die Strahlenexposition über die implementierte CT-Software gemessen und festgehalten.

Die Beurteilung von Stufenartefakten erfolgte nur anhand der virtuellen 3D-Darstellungen, wobei die Untersucher zwischen verschiedenen Abstufungen betreffend der Ausprägung (starkes/mittleres/geringes Auftreten) und Erscheinung (harte/weiche Übergänge) der Artefakte im Sinne des Konsensus-Verfahrens wählen konnten. Zuletzt wurde ein computergestütztes System (= Polypdetektor) zur automatischen Detektion der Läsionen herangezogen und seine Ergebnisse erfasst. Die Programmierung des Polydetektors bestand darin, Läsionen größer als 3 Voxel (= 2,1 mm) zu markieren, die mit relativ spitzem Winkel von der umgebenden Oberfläche abstehen.

3. Ergebnisse

3.1 Detektionsraten: Untersucher

Die Auswertung der 2D- und 3D-endoluminalen Rekonstruktionen zur Bestimmung der Detektionsrate, der Größe und der Form der Läsionen erfolgte an der o.g. separaten Computereinheit mittels der beschriebenen ECCET-Software. Die Auswertung der Daten fand durch einen Radiologen (= R), einen Gastroenterologen (= G) sowie durch den Doktoranden (= D) statt. Die Auswertung für die Detektion erfolgte zuerst anhand der Kombination aus axialen Schnittbildern und MPR, danach wurden die virtuellen 3D-Darstellungen betrachtet. Die Detektionsraten der Läsionen wurden für die jeweiligen Parameter-Kombinationen sowohl für die 2D-Darstellungen als auch für die virtuellen 3D-endoluminalen Perspektiven ermittelt. Die vollständigen Daten, aus denen die Detektion einzelner Läsionen hervorgehen, befinden sich im Anhang (Tabelle 6.1.1 bis 6.1.4).

2D-Darstellungen:

Bei den Protokollen I und II wurde von allen Untersuchern eine Detektionsrate von 100% erreicht. Für die Protokolle III-VI sank dieser Wert für zwei Untersucher (G/D) auf 89% ab, da beide 1 mm großen Läsionen nicht detektiert wurden. Ein Untersucher (R) hingegen konnte in Protokoll III und IV jeweils eine der beiden 1 mm großen Läsionen detektieren. Der Vergleich der Protokolle I und III, sowie der Protokolle II und IV zeigte, dass die rekonstruierte Schichtdicke der ausschlaggebende Faktor für die unterschiedlichen Detektionsraten war. Der Vergleich der Protokolle III und V, sowie der Protokolle IV und VI hingegen zeigt, dass die Schichtkollimation nahezu keinen Einfluss auf die Detektion hatte. Diagramm 3.1.1 stellt diese Zusammenhänge graphisch dar.

3D-endoluminale Darstellungen:

Für die Protokolle I und II erreichten alle Untersucher eine Detektionsrate von 100% und für die Protokolle III und IV von 89%. Die Auswertung der Protokolle V und VI durch zwei Untersucher (R/G) erbrachte ebenfalls eine Detektionsrate von 89%, wohingegen dieser Wert bei der Auswertung durch den dritten Untersucher (D) auf 83% sank. Neben den zwei 1 mm großen Läsionen, die von allen Untersuchern in den Protokollen III-VI nicht erkannt werden konnten, wurde in den Protokollen V und VI von dem dritten Untersucher zusätzlich die 2 mm große Läsion nicht detektiert. Der bei der Auswertung für die 2D-Darstellungen geschilderte Zusammenhang von rekonstruierter Schichtdicke und Schichtkollimation in Bezug auf die Detektionsrate trifft hier ebenfalls zu. Diagramm 3.1.2 stellt diese Ergebnisse graphisch dar.

Legende

- Balken, schwarz : Detektionsrate Radiologe
 Balken, grau : Detektionsrate Gastroenterologe
 Balken, weiß : Detektionsrate Doktorand

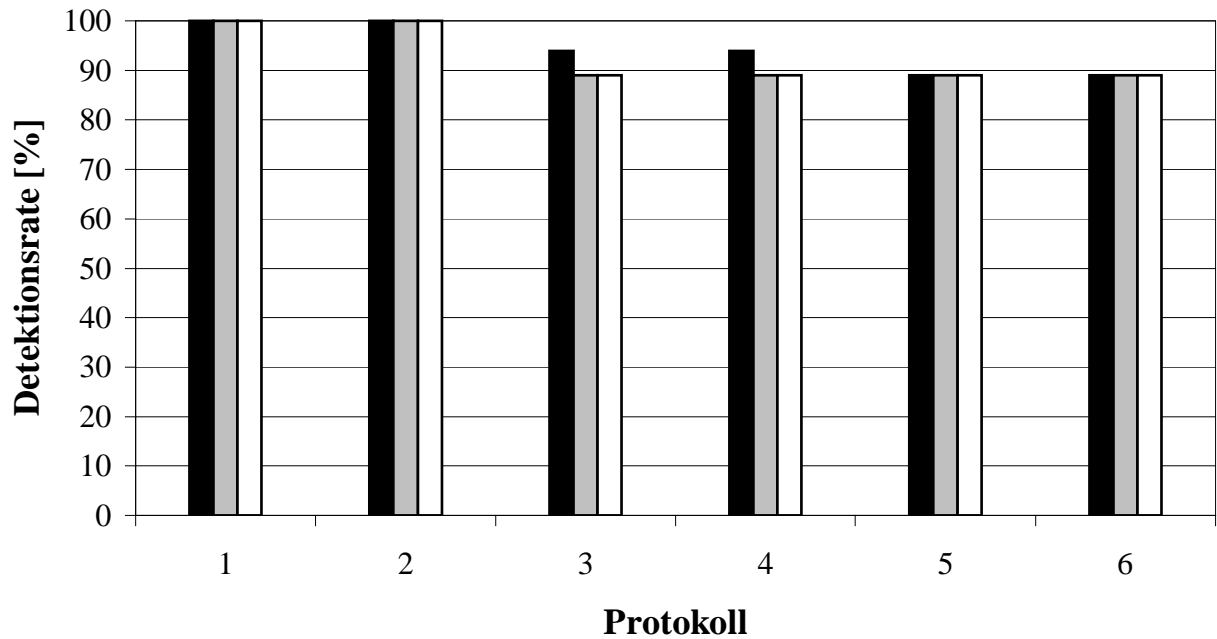


Diagramm 3.1.1: Detektionsraten, 2D-Darstellungen

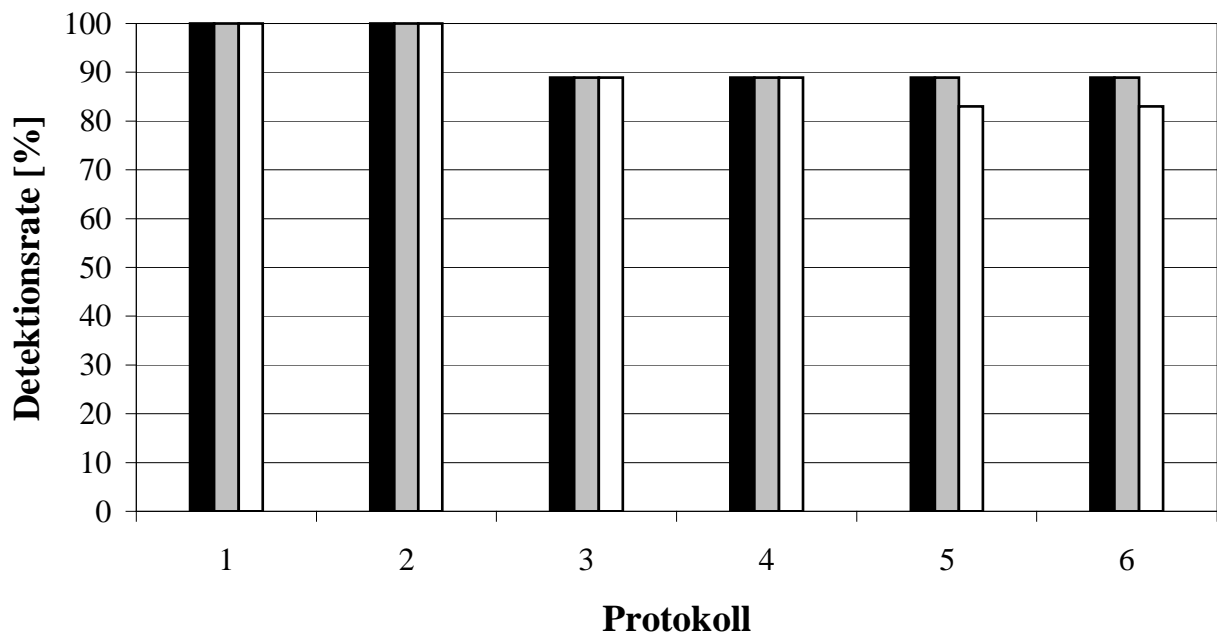


Diagramm 3.1.2: Detektionsraten, 3D-endoluminale Darstellungen

3.2 Größen- und Formbestimmung:

Die Bestimmung von Form und Größe der Läsionen für die verschiedenen Protokolle fand sowohl in den 2D- als auch in den virtuellen 3D-Darstellungen statt. Mittels der vorhandenen Software wurden die Läsionen in den 3D-Darstellungen vermessen, wobei eine Abweichung von mehr als zwei Millimeter in eine Richtung oder von mehr als einem Millimeter in zwei Richtungen als Über- bzw. Unterschätzung der realen Größe gewertet wurde. Die folgenden Ergebnisse der Detektion, sowie der Größen- und Formbestimmung werden als Absolutwerte angegeben, da sie in Abhängigkeit der maximal detektierbaren Läsionen dargestellt werden.

Die Form der Läsionen konnte in den Niedrigdosis-Untersuchungen zu mehr als 75% und in den Normaldosis-Untersuchungen zwischen 83 und 94% korrekt erkannt werden. Im Vergleich der Normaldosis-Untersuchungen fällt auf, dass je kleiner die rekonstruierte Schichtdicke, desto höher war die Sensitivität (z.B. für den Radiologen: Protokoll II: 100% gegenüber Protokoll IV: 94% und Protokoll VI: 89%). Die Bestimmung der Läsionsgrößen war in vier von sechs Protokollen nur in weniger als 50% der Fälle korrekt, wobei sowohl Normal- als auch Niedrigdosis-Untersuchungen betroffen waren. In zwei der sechs Protokolle konnte die Größenbestimmung jedoch zu 50% und mehr korrekt erfolgen. Auch hier waren Normal- und Niedrigdosis-Untersuchungen gleichsam betroffen. Die Abweichungen der nicht korrekt gemessenen Läsionsgrößen tendierten in fünf von sechs Fällen zu einer Unterschätzung der Größe und nur in einem Fall zur einer Überschätzung. Die vollständigen Daten finden sich im Anhang in Tabelle 6.2.1-6.2.3. Zusammengefasst ergaben sich folgende Ergebnisse:

	Protokoll I	Protokoll II	Protokoll III	Protokoll IV	Protokoll V	Protokoll VI
Detektionsrate	100% <i>18/18</i>	100% <i>18/18</i>	94% <i>17/18</i>	94% <i>17/18</i>	89% <i>16/18</i>	89% <i>16/18</i>
Größe, korrekt	38,9% <i>7/18</i>	38,9% <i>7/18</i>	44,4% <i>8/18</i>	50% <i>9/18</i>	55,5% <i>10/18</i>	38,9% <i>7/18</i>
Größe, überschätzt	27,8% <i>5/18</i>	22,2% <i>4/18</i>	5,5% <i>1/18</i>	16,7% <i>3/18</i>	5,5% <i>1/18</i>	27,8% <i>5/18</i>
Größe, unterschätzt	33,3% <i>6/18</i>	38,9% <i>7/18</i>	44,4% <i>8/18</i>	27,8% <i>5/18</i>	27,8% <i>5/18</i>	22,2% <i>4/18</i>
Form, korrekt	77,8% <i>14/18</i>	94,4% <i>17/18</i>	77,8% <i>14/18</i>	88,9% <i>16/18</i>	77,8% <i>14/18</i>	83,3% <i>15/18</i>

Tabelle 3.2.1: Größen-/Formbestimmung der Läsionen

3.3 Subjektive Beurteilung der Bildqualität:

Um einen Vergleich zwischen der Bestimmung der Bildqualität in Form des Signal/Rausch-Verhältnisses und der subjektiven Beurteilung durch die Untersucher zu ermöglichen, wurden die folgenden Eindrücke notiert. Die Untersucher beurteilten die Darstellung der verschiedenen Läsionsmorphologien und die Detailausprägung gemäß dem Konsensus Verfahren. Diese Eindrücke wurden während der Auswertung der 3D-Darstellungen festgehalten:

Protokoll I:

Morphologische Varianten der Läsionen waren aufgrund der hohen Ortsauflösung deutlich von einander zu unterscheiden. Oberflächendetails der artifiziellen Läsionen waren jedoch nur in Einzelfällen erkennbar und dies nur partiell. Eine differenzierte Aussage betreffend der Oberflächenbeschaffenheit konnte nicht getroffen werden. Das Bildrauschen war tolerierbar. Die Darstellung der Läsionen insgesamt war im Vergleich mit der entsprechenden Normaldosis-Untersuchung von Protokoll II nur in wenigen Bereichen schlechter gelungen.

Protokoll II:

Subjektiv herrschte bei diesem Protokoll die beste Bildqualität von allen getesteten Parameter-Kombinationen vor. Die Ortsauflösung war von allen getesteten Protokollen die höchste. Das Bildrauschen erschien gegenüber Protokoll I geringer. Die Läsionen waren deutlich gegenüber der Oberfläche abgesetzt und klar umrissen. Die verschiedenen Morphologien waren deutlich zu erkennen. Details in der Oberflächengestaltung waren relativ deutlich auszumachen.

Protokoll III:

Die Ortsauflösung war im Vergleich mit den vorherigen Protokollen verringert. Eine Aussage bezüglich der verschiedenen Morphologien war nicht immer möglich, wenn auch die meisten Läsionen einem bestimmten Typus zugeordnet werden konnten. Details der Oberfläche wurden bei dieser Parameter-Kombination nicht dargestellt. Es traten erstmals Stufenartefakte auf.

Protokoll IV:

Eine Beurteilung der morphologischen Varianten der Läsionen war fast immer möglich. Details in der Oberflächengestaltung waren ansatzweise, jedoch nicht in ausreichendem Maße dargestellt um eine konkrete Aussage machen zu können. Die Bildqualität war subjektiv höher als bei der entsprechenden Niedrigdosis-Untersuchung von Protokoll III, was sich neben der besseren Darstellung der Läsionen auch in dem geringeren Auftreten von Stufenartefakten äußerte.

Protokoll V:

Die Läsionen waren in Bezug auf ihre Morphologie nur schwer differenzierbar, so dass bei entsprechender Lage der Läsionen die Möglichkeit zu Fehlinterpretationen bestand. Eine Darstellung von Oberflächendetails fand nicht statt. Die Ortsauflösung war subjektiv deutlich gegenüber der entsprechenden Normaldosis-Untersuchung von Protokoll VI herabgesetzt. Das Bildrauschen erschien störend. Wie bei Niedrigdosis-Protokoll III traten verstärkt Stufenartefakte auf.

Protokoll VI:

Globoide und lang-gestielte, polypoide Läsionen waren differenzierbar, jedoch blieben die flachen Läsionen, wie in Niedrigdosis-Protokoll V, schwer erkennbar. Kurz-gestielte, polypoide Läsionen waren erkennbar, konnten aber bei entsprechender Lage auch als globoide Läsionen missinterpretiert werden. Die Ortsauflösung war im Vergleich mit den Protokolle I-IV deutlich reduziert, und eine Darstellung von Oberflächendetails fehlte.

3.4 Dichtewerte und Bildrauschen:

Die Bestimmung der absoluten Dichtewerte und des Bildrauschens erfolgte über die CT-Software der Bedienungseinheit. In fünf repräsentativen Schichten pro Protokoll wurden manuell Regions of interest (= ROI) festgelegt, für die die Software den Mittelwert und die Standardabweichung der Dichte in HE anzeigte. Die gemessenen Dichtewerte der Luft (dreifach), die des Kontrastmittelbads (einfach) und die des Läsionsmaterials (einfach) wurden bei den verschiedenen Parameterkombinationen notiert und zu den entsprechenden Mittelwerten ($M_{\text{Luft I}}$, $M_{\text{Luft II}}$, $M_{\text{Luft III}}$, M_{KMB} und $M_{\text{Läsion}}$) zusammengefasst. Die gemessenen Mittelwerte werden in den Tabellen 6.3.1-6.3.3, die errechneten Mittelwerte in den Tabellen 6.3.4 und 6.3.5 des Anhangs dargestellt. Von größerem Interesse als die gemessenen bzw. errechneten Mittelwerte waren für die Beurteilung der Bildqualität jedoch die entsprechenden Werte des Bildrauschens. Das Bildrauschen entspricht der mathematischen Standardabweichung des Dichtewerts. Zu jedem Dichtewert wurde deshalb zusätzlich der zugehörige Wert des Bildrauschens notiert bzw. als Mittelwert errechnet (Tabelle 6.3.1-6.3.5). Da die Mittelwerte der Luftmessungen (= $M_{\text{Luft ges.}}$) und die des Kontrastmittelbads (= M_{KMB}) in nahezu allen Protokollen konstante Dichtewerte erreichten, stellten die Abweichungen ihrer Rauschwerte am deutlichsten die Abhängigkeit gegenüber der Strahlenexposition und der Parameter dar (Diagramm 3.4.1). Die Mittelwerte der Messungen der Läsionsdichte hingegen waren durch Partialvolumeneffekte beeinflusst und somit teils größeren Abweichungen unterworfen. Diese Werte waren somit für eine vergleichende Analyse ungeeignet. Durch den Vergleich der gemittelten Rauschwerte (Summe aus $M_{\text{Luft ges.}}$ und M_{KMB}) der einzelnen, repräsentativen Schichten für die jeweiligen Protokolle ließen sich folgende Aussagen treffen:

1. Das Bildrauschen war bei konstanter Schichtkollimation geringer für Protokolle mit breiterer rekonstruierter Schichtdicke und höherer Röhrenstromstärke bzw. höherer Dosis. Die rekonstruierte Schichtdicke erwies sich hierbei als wichtiger als die Dosis (Diagramm 3.4.1). Der Vergleich von Protokoll I und III, sowie der von Protokoll II und IV zeigte, dass bei konstanter Dosis und Schichtkollimation die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke von 1,25 auf 3 mm das Bildrauschen im Mittel um 5,8 bzw. um 6,8 HE verringern konnte. Der Vergleich von Protokoll I und II sowie der von Protokoll III und IV hingegen verdeutlichte, dass die Erhöhung der Dosis um den Faktor 10 bei konstanter rekonstruierter Schichtdicke und Schichtkollimation das Bildrauschen im Mittel nur um 1,48 bzw. um 2,5 HE senken konnte.
2. Der Vergleich der Protokolle V und VI, sowie der von Protokoll III und IV zeigte, dass der Einfluss der Dosis auf das Bildrauschen mit breiterer Schichtkollimation bei konstanter rekonstruierter Schichtdicke höher wird (Diagramm 3.4.1). Im Mittel lagen die Rauschwerte bei Protokoll VI 15,84 HE unter denen von Protokoll V, während die Werte von Protokoll IV nur 2,5 HE geringer als die von Protokoll III waren.
3. Der Vergleich von Protokoll III und V und der von Protokoll IV und VI zeigte, dass bei konstanter Dosis und rekonstruierter Schichtdicke die Verbreiterung der Schichtkollimation von 1 auf 2,5 mm das Bildrauschen senken konnte. Für die Niedrigdosis-Protokolle III und V war diese Senkung mit im Mittel um 4,15 HE deutlich geringer als die für die Normaldosis-Protokolle IV und VI mit im Mittel 17,49 HE.

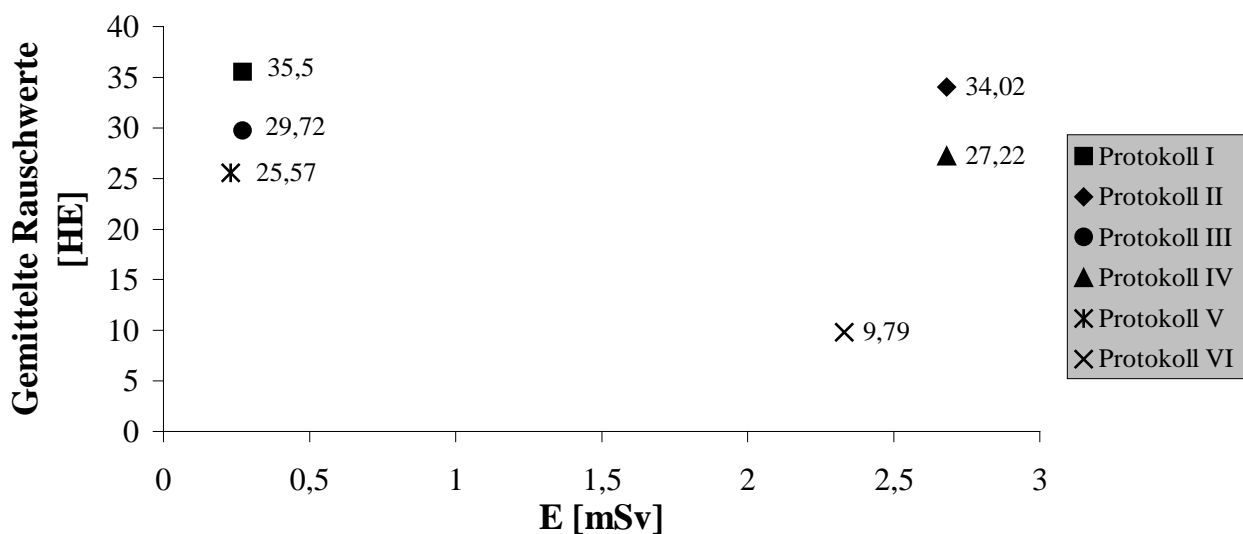


Diagramm 3.4.1: Gemittelte Rauschwerte (Luft ges. + KMB) in Relation zu E

Nach der Messung der Dichte- und Bildrauschwerte über die Somaris CT-Software wurden die Daten auf die beschriebene Computereinheit mit den installierten Softwarekomponenten übertragen. Die ungefilterten Daten wurden nun mit dem nicht-linearen Gauss'schen Filter der ECCET-Software gefiltert und die verschiedenen 2D- und 3D-Darstellungen generiert. Mit Hilfe des SCION Image Bildverarbeitungsprogramms wurden die Dichte- und Bildrauschwerte vor und nach der Filterung analysiert und in relativen Einheiten von 0 bis 255 dargestellt (Tabelle 6.3.6, 6.3.7 des Anhangs). Hierzu wurden wie für die bereits erfolgten Messungen ROIs genutzt. Es ließ sich folgender Zusammenhang feststellen:

Das Bildrauschen konnte sowohl in den 10 mAs als auch in den 100 mAs Protokollen durch die Applikation des Rauschfilterprogramms deutlich gesenkt werden. Aus den gemessenen und nahezu konstanten Dichtewerten für KMB folgt:

Für die Normaldosis-Protokolle konnte im Mittel eine Verringerung des Bildrauschens von 1,13 relativen Einheiten erreicht werden. Dies entsprach einer durchschnittlichen Verringerung von 77,32%. Für die Niedrigdosis-Protokolle wurde eine Senkung von im Mittel 2,26 relativen Einheiten nachgewiesen, welche im Durchschnitt 53,47% entspricht. Tabelle 3.4.2 zeigt die einzelnen Rauschminderungen je Protokoll anhand der Werte für KMB.

	Protokoll I	Protokoll II	Protokoll III	Protokoll IV	Protokoll V	Protokoll VI
Vor Filterung: KMB ± Rauschen [relative Einheiten]	120,5 ±5,0	120,7 ±1,7	120,7 ±4,1	120,6 ±1,4	120,7 ±3,7	120,6 ±1,3
Nach Filterung: KMB ± Rauschen [relative Einheiten]	105,2 ±2,5	95,9 ±0,4	113,8 ±1,9	113,9 ±0,3	108,6 ±1,6	104,1 ±0,3
Rauschminderung: I.) relative Einheiten II.) prozentual	2,5 50%	1,3 76,47%	2,2 53,66%	1,1 78,57%	2,1 56,76%	1 76,92%

Tabelle 3.4.2: Dichte-/Rauschwerte für KMB ermittelt mit SCION Image, Protokoll I-VI

3.5 Artefakte:

Die Stufenartefakte wurden während der Läsionsdetektion in den 3D-endoluminalen Darstellungen beurteilt, indem zwischen verschiedenen Abstufungen das Auftreten (Quantität) und die Stärke (Qualität) der Artefakte subjektiv bewertet werden sollten (Tabelle 6.4.1 und 6.4.2. des Anhangs).

Beschreibung des Auftretens der Stufenartefakte:

- a) starkes Auftreten von Stufenartefakten, wobei kleine Läsionen übersehen werden
- b) mittleres Auftreten von Stufenartefakten, wobei kleine Läsionen übersehen werden können
- c) geringes Auftreten von Stufenartefakten ohne Beeinträchtigung der Diagnostik

Beschreibung der Stärke der Stufenartefakte:

- a) deutlich ausgeprägte Übergänge zwischen den einzelnen Artefakten
- b) wenig ausgeprägte Übergänge zwischen den einzelnen Artefakten

Es stellten sich folgende Ergebnisse dar:

1. Bei den Protokollen, die mit einer rekonstruierten Schichtdicke von 1,25 mm berechnet wurden, war sowohl das Auftreten von Artefakten gering als auch die Übergänge wenig ausgeprägt. Dies war unabhängig davon, ob Niedrigdosis- oder Normaldosis-Untersuchungen (Protokoll I/II) durchgeführt wurden.
2. Bei den Parameter-Kombinationen, die mit einer rekonstruierten Schichtdicke von 3 mm rekonstruiert wurden, besaßen die Normaldosis-Untersuchungen (Protokoll IV und VI) ein geringes Auftreten von Artefakten sowie wenig ausgeprägte Übergänge. Die Niedrigdosis-Untersuchungen (Protokoll III/IV) hingegen zeigten ein vermehrtes Auftreten von Stufenartefakten, welches in einem Fall (Protokoll III) mit deutlich ausgeprägten Übergängen zwischen den einzelnen Artefakten einherging.

Des Weiteren wurden auch nach der Applikation des Filterprogramms zur Minderung des Bildrauschens bei den Niedrigdosis-Protokollen weitere Artefakte erkennbar. Das residuelle Bildrauschen führte bei den 3D-Darstellungen zu schnee- oder staubartigen Punkten innerhalb des Lumens, die jedoch nach Anhebung des Schwellenwerts für die Segmentation auf -650 HE größtenteils verschwanden. In den Rekonstruktionen der Normaldosis-Protokolle tauchten diese Artefakte nicht auf.

3.6 Dosis:

Die für die ausgewählten Protokolle geltende Dosis pro Schicht wurde von der CT-Software im Sinne des effektiven Computed-Tomography-Dose-Index (= $CTDI_{w\text{ eff.}}$) angegeben und konnte in die effektive Dosis E über die folgende Formel umgerechnet werden (Tabelle 6.5.1, 6.5.2 des Anhangs).

$$E = CTDI_{w\text{ eff.}} \times (n \times TV) \times 1/Pb \times F_{\text{Mean}} \times K_{\text{CT}}$$

mit	E:	effektive Dosis [mSv]
	$CTDI_{w\text{ eff.}}$:	Computed-Tomography-Dose-Index, effektiv [mGy]
	n:	Röhrenrotationen pro Sekunde [1/s]
	TV:	Tischgeschwindigkeit [mm/s]
	Pb:	Konversionsfaktor = 0,38
	F_{Mean}:	mittlerer Organkonversionsfaktor = 0,01
	K_{CT}:	Korrekturfaktor = 1,00

Das effektive Dosis-Längen-Produkt (= $DLP_{w\text{ eff.}}$) konnte über den folgenden Zusammenhang berechnet werden:

$$DLP_{w\text{ eff.}} = CTDI_{w\text{ eff.}} \times L$$

mit	$DLP_{w\text{ eff.}}$:	Dosis-Längen-Produkt, effektiv [mGy*cm]
	L:	Scanlänge [cm]

Es ergaben sich folgende Zusammenhänge:

1. Im Vergleich der Normaldosis-Protokolle II, IV (jeweils $CTDI_{w\text{ eff.}}$: 11,4 mGy, E : 2,68 mSv) und VI ($CTDI_{w\text{ eff.}}$: 9,4 mGy, E : 2,33 mSv) mit den entsprechenden Niedrigdosis-Protokollen I, III (jeweils $CTDI_{w\text{ eff.}}$: 1,14 mGy, E : 0,27 mSv) und V ($CTDI_{w\text{ eff.}}$: 0,94 mGy, E : 0,23 mSv) trat bei den Normaldosis-Protokollen bei ansonst gleichen Parametern die zehnfache Strahlenexposition wie bei den Niedrigdosis-Protokollen auf.
2. Die Strahlenexpositionen des Niedrigdosis-Protokolls V ($CTDI_{w\text{ eff.}}$: 0,94 mGy, E : 0,23 mSv) sowie die des Normaldosis-Protokolls VI ($CTDI_{w\text{ eff.}}$: 9,4 mGy, E : 2,33 mSv) lagen ca. 17,5% unter den entsprechenden Vergleichswerten der anderen Protokolle mit dünnerer Schichtkollimation.

Diagramm 3.6.1 stellt diese Daten graphisch dar:

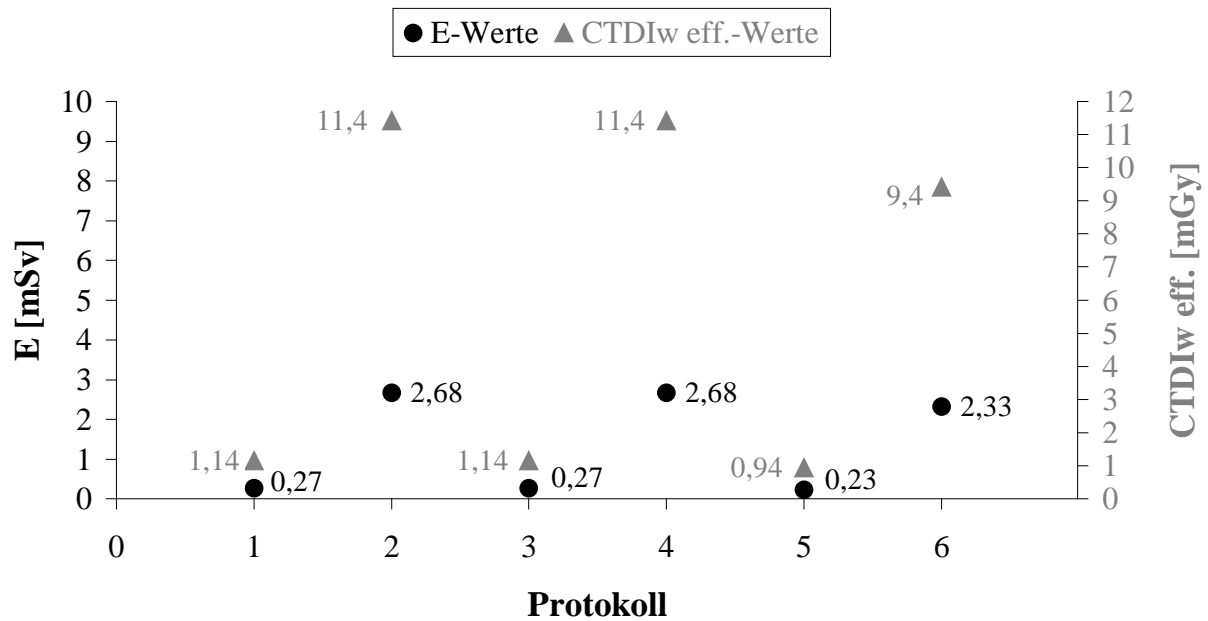


Diagramm 3.6.1: E- und CTDIw eff. -Werte, Protokoll I-VI

3.7 Detektionsraten: Polypdetektor

Der automatische Polypdetektor war in der Lage, zwischen 50 und 55% aller Läsionen zu detektieren. Flache Läsionen wurden hierbei nur in wenigen Fällen erfasst. Dies entsprach der theoretischen Empfindlichkeit des Detektionssystems, da bei zwar ausreichender Größe der Läsionen nur selten ein ausreichend spitzer Winkel mit der Darmschleimhaut gebildet wurde. Vielmehr setzten sich die flachen Läsionen rechtwinklig oder mit einer geringen Steigung von der Oberfläche ab und waren somit für das System nicht zu erkennen. Entgegen der eigentlichen Programmierung gelang es, eine Läsion <3 mm zu erkennen (Protokoll II: 2 mm), die jedoch nur detektiert werden konnte, da sie 2 mm zu groß dargestellt wurde (Tabelle 6.2.1 des Anhangs) und somit wieder dem Suchmuster des Detektors entsprach. Falsch-positive Ergebnisse wurden nicht dokumentiert.

Die vollständigen Daten des Detektors für die einzelnen Versuchsreihen wurden in den Tabellen 6.6.1 und 6.6.2 des Anhangs zusammengefasst. Wurden die Ergebnisse des Polypdetektors in Abhängigkeit der Programmierung und somit der Empfindlichkeit des Systems betrachtet, so ließen sich bereinigte Detektionsraten errechnen. Flache Läsionen sowie die mit einer Größe ≤ 2 mm wurden hierbei dementsprechend nicht berücksichtigt.

Im Gegensatz zu den unbereinigten Detektionsraten von 50-55% konnten hier Werte von 70-100% erreicht werden (Tabelle 3.7.1). Ein Vergleich der einzelnen, nicht detektierten Läsionen zeigte, dass hier in drei Gruppen unterschieden werden musste:

Gruppe A

Hier fanden sich Läsionen, die von der Realgröße her dem Suchmuster des Detektors entsprachen, die jedoch aufgrund der parameterbedingten Verbreiterung der effektiven Schichtdicke mit der folgenden, geringeren Auflösung in z-Richtung nicht detektiert wurden.

Gruppe B

Andere Läsionen wurden trotz ausreichender, räumlicher Auflösung nicht markiert, obwohl ihre Größe die 3 Voxel-Grenze nicht unterschritt. Dies traf vor allem auf flache Läsionen zu, welche keinen spitzen Winkel mit der umgebenden Oberfläche bildeten. Es entstanden eher rechte Winkel oder geringe Steigungen. Auch liegende, polypoide Läsionen waren von diesem Effekt betroffen.

Gruppe C

Hier fanden sich Läsionen, die in mehreren Protokollen positiv, jedoch in Einzelfällen nicht detektiert wurden. Obwohl sie sowohl in Anbetracht der Realgröße dem Suchmuster des Detektors entsprachen und die räumliche Auflösung in z-Richtung ausreichend war, wurden sie nicht detektiert. Eine Ursache hierfür konnte nicht ermittelt werden.

Neben den genannten wurden auch die 1 und 2 mm großen Läsionen aufgrund ihrer geringen Größe von weniger als 3 Voxeln nicht markiert.

G r u p p e	Protokoll I		Protokoll II		Protokoll III		Protokoll IV		Protokoll V		Protokoll VI	
	Läsionsmaße		Läsionsmaße		Läsionsmaße		Läsionsmaße		Läsionsmaße		Läsionsmaße	
	Ø [mm]	Höhe/ Schaft [mm]	Ø [mm]	Höhe/ Schaft [mm]	Ø [mm]	Höhe/ Schaft [mm]	Ø [mm]	Höhe/ Schaft [mm]	Ø [mm]	Höhe/ Schaft [mm]	Ø [mm]	Höhe/ Schaft [mm]
A									3	10	3	10
									3		3	
B	8	4	8	4	8	4	8	4	8	4	8	4
	8	2	8	2	8	2	8	2	8	2	8	2
	7	5	7	5	7	5	7	5	4	10	4	10
	4	10	4	10			4	10				
C			5	10	7	4						
	Bereinigte Detektionsrate [%]											
	90		80		100		90		70		70	
	Unbereinigte Detektionsrate [%]											
	55		55		55		55		50		50	

Tabelle 3.7.1: Nicht-detektierte Läsionen, bereinigte und unbereinigte Detektionsraten des Polypdetektors

4. Diskussion

Wie von anderen Autoren bereits beschrieben, ist die CT-Kolonographie ein Verfahren, welches sich zur Detektion endoluminaler Polypen und kolorektaler Tumore, sowohl bei symptomatischen als auch bei asymptomatischen Patienten eignen könnte [27-35]. Sie ist ein minimal-invasives Verfahren und besitzt eine hohe Patientenakzeptanz, wobei bis zum jetzigen Zeitpunkt keine mit der Untersuchung verbundenen Komplikationen dokumentiert worden sind [36].

Die Verwendung moderner MSCT-Geräte zur CT-Kolonographie könnte von Vorteil sein, da sie höhere Ortsauflösungen und kürzere Untersuchungszeiten als die älteren SSCT-Geräte ermöglichen [43-58].

Die Parameterwahl, vor allem die der Schichtkollimation und die der rekonstruierten Schichtdicke, hat hierbei entscheidenden Einfluß. Je enger Schichtkollimation und damit die rekonstruierte Schichtdicke sind, desto höher ist die Ortsauflösung. Im Gegenzug steigt das Bildrauschen. Breite Schichtkollimationen und rekonstruierte Schichtdicken bewirken eine entsprechende Verringerung von Ortsauflösung und Bildrauschen. Während eine hohe Ortsauflösung für die Detektion kleinster Läsionen von Bedeutung ist, besteht die Möglichkeit, dass die Detektion dieser Läsionen durch das erhöhte Bildrauschen bei solchen Dünnschichtprotokollen erschwert oder verhindert wird.

Um die Strahlenbelastung der Patienten zu minimieren, ist bei der CT-Kolonographie eine Dosisreduktion anzustreben. Da eine Dosisreduktion jedoch ebenfalls zu einer Erhöhung des Bildrauschens führen kann, ist denkbar, dass dosisreduzierte Dünnschichtprotokolle ein stark erhöhtes Bildrauschen und somit eine eingeschränkte Aussagekraft aufweisen.

4.1 Einfluss der Parameter auf Detektionsrate, Form-/Größenbestimmung und Bildqualität

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten, dass die Detektionsrate von der Dosis unabhängig war. Eine Abhängigkeit der Detektionsrate als Funktion der effektiven und rekonstruierten Schichtdicke ließ sich jedoch nachweisen. Die Bestimmung der korrekten Läsionsform und -größe gelang in den Normaldosis-Protokollen mit größerer Sicherheit als in den dosisreduzierten Protokollen.

Schichtkollimation

In den untersuchten Protokollen konnte trotz einer Röhrenstromreduktion von 100 auf 10 mAs keine Beeinträchtigung der Detektionsrate nachgewiesen werden. Die Niedrigdosis-Protokolle wiesen jedoch ein den Normaldosis-Untersuchungen gegenüber erhöhtes Bildrauschen auf, welches die Bildqualität beeinträchtigte. Die geringen Schichtkollimationen ermöglichten eine so hohe

Ortsauflösung, dass die Detektionsraten der Normaldosisprotokolle trotz höherer Rauschwerte in den dosisreduzierten Protokollen erreicht werden konnten.

Eine Senkung des Rauschens durch die Verwendung breiterer Schichtkollimationen war möglich, jedoch zeigte sich ein Absinken der Detektionsrate. Durch die Verbreiterung der effektiven Schichtdicke sank die Ortsauflösung und die Entstehung von Partialvolumeneffekten wurde begünstigt.

Eine Verbreiterung der Schichtkollimation von 1 auf 2,5 mm konnte bei den Normaldosis-Protokollen IV und VI im Mittel das Bildrauschen um 64% senken. Bei den Niedrigdosis-Protokollen III und V mit ansonst gleichen Parametern betrug die Senkung des Bildrauschens im Mittel lediglich 13,9%. In den 2D-Darstellungen der mit 2,5 mm Schichtkollimation gescannten Protokolle wurden 2 Läsionen mit jeweils 1 mm Größe weniger als bei den mit 1 mm Schichtkollimation untersuchten Protokollen detektiert. Die verringerte Ortsauflösung führte bei dem unerfahrensten Untersucher (D) zusätzlich zum Übersehen der 2 mm großen Läsionen in den virtuellen Darstellungen.

Die Senkung des Bildrauschens durch breitere Schichtkollimationen war somit zwar möglich, jedoch aufgrund der reduzierten Detektionsrate und den Abstrichen in der Bildqualität nicht zu erwägen.

Arbeiten anderer Autoren bestätigten den Einfluss der effektiven Schichtdicke auf die Qualität der Darstellung [59]. Die Verringerung der Schichtkollimation in diesen Studien bewirkte bei sonst konstanten Parametern eine detailreichere Abbildung der Läsionen wie auch der Mucosaoberfläche. In der klinischen Anwendung könnte dies eine entscheidende Hilfe bei der Abgrenzung von Reststuhl oder anatomischen Strukturen gegenüber polypoiden Veränderungen sein [59].

Die relative hohe Strahlenexposition durch die Verwendung dünner Schichtkollimationen konnte in dieser Arbeit durch die Anwendung von Niedrigdosis-Protokollen um den Faktor 10 verringert werden. Andere Autoren bestätigten die Möglichkeit von Niedrigdosis-Protokollen [60-66].

Rekonstruierte Schichtdicke

Die Detektionsrate in dieser Arbeit war abhängig von der rekonstruierten Schichtdicke. Die Schichtdicke hatte, wie die Schichtkollimation, neben dem Einfluss auf die Ortsauflösung und das Bildrauschen Auswirkungen auf die Entstehung von Partialvolumeneffekten. Bei der sekundären Rekonstruktion der Daten können als Folge einer hohen Schichtdicke in z-Richtung entsprechend lange Voxel entstehen. Innerhalb dieser Voxel müssen relativ viele Dichtewerte verrechnet werden, was zu den beschriebenen Partialvolumeneffekten führen kann.

Durch die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke in dieser Arbeit von 1,25 auf 3 mm konnte eine Senkung des Bildrauschens für Niedrigdosis-Protokolle im Mittel um 16,3% (Protokoll

I/III) erreicht werden. Für Normaldosis-Protokolle lag dieser Wert bei 19,9% (Protokoll II/IV). Dies war im Vergleich mit der Rauschminderung durch die Kombination von verbreiteter Schichtkollimation und erhöhter Röhrenstromstärke relativ gering. Detektion und Ortsauflösung hingegen wurden durch die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke negativ beeinflusst. Je nach Untersucher wurden bis zu zwei 1 mm große Läsionen weniger detektiert.

Betrag das Verhältnis von Schichtkollimation und rekonstruierter Schichtdicke 1:1, so standen zur Rekonstruktion einer einzelnen Schicht die Daten einer einzelnen, gescanten Schicht zur Verfügung. Betrag dieses Verhältnis jedoch 1:2, so standen zur Berechnung einer Abbildung die Daten zweier, gescanter Schichten zur Verfügung. In diesem Falle waren doppelt so viele Daten zur Rekonstruktion vorhanden. Das Bildrauschen war somit geringer und die Bildqualität, mathematisch gesehen, höher. Tatsächlich jedoch war die Ortsauflösung aufgrund der wachsenden Voxelanisotropie herabgesetzt.

Wie bei der Schichtkollimation ist eine Senkung des Bildrauschens durch die Wahl breiterer rekonstruierter Schichtdicken möglich, aber aufgrund der reduzierten Detektionsrate und den Abstrichen in der Bildqualität nicht zu erwägen.

Wie die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten auch andere Studien, dass im Gegensatz zur Dosis die rekonstruierte Schichtdicke einen deutlichen Einfluss auf die Detektion bei MSCT-Geräten ausübte. In der Studie von Laghi et al. [67] sank die Detektionsrate durch die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke deutlich. Dieser Zusammenhang war bereits für SSCT-Geräte von Hara et al. [35], Beaulieu et al. [59] und Springer et al. [68] nachgewiesen worden.

Pitch-Faktor

Während die effektive Schichtdicke und somit die Ortsauflösung in z-Richtung in der SSCT durch die Wahl des Pitch-Faktors beeinflusst wird, ist sie in der MSCT von diesem weitestgehend unabhängig. Die inverse Kopplung von Dosis und Pitch-Faktor, wie sie in der SSCT vorliegt, existiert in der MSCT in diesem Maße nicht. Hier findet in Abhängigkeit von der Wahl des Pitch-Faktors eine Anpassung der Röhrenstromstärke statt. Dies wird automatisch durch die CT-Software bewirkt, um eine Erhöhung des Bildrauschens zu verhindern, welches in der SSCT unabhängig von der Wahl des Pitch-Faktors ist. Da der Pitch-Faktor in dieser Arbeit weitestgehend konstant war, konnte ein eventueller Einfluss auf die Bildqualität nicht analysiert werden.

Laghi et al. [67] verwendeten in ihrer MSCT-Studie Pitch-Faktoren von 1-4 und konnten keine Beeinträchtigung der Detektion nachweisen. Sie bestätigten somit den nur geringen Einfluß des Pitch-Faktors in der MSCT.

Matrix und Field of view (= FOV)

Die Ortsauflösung ist nicht nur von Schichtkollimation und Schichtdicke, sondern auch von der Bildmatrix und dem FOV abhängig. Dieser Zusammenhang resultiert aus der Bindung der Ortsauflösung an die Voxelisotropie, welche durch die genannten Parameter in den 3 Ebenen des Raumes bestimmt wird. Die Auflösung in z-Richtung wird beeinflusst durch Schichtkollimation und Schichtdicke. Die Auflösung in der xy-Ebene hingegen hängt von der Größe des gewählten Bildausschnitts und der Matrix ab und entspricht somit der Größe der einzelnen Pixel. Die Ortsauflösung wäre für isotrope Voxel in allen drei Raumrichtungen gleich und damit besonders für Rekonstruktionen ideal. Dies wird bisher jedoch nur für hochauflösende Untersuchungen des Innenohrs erreicht.

Fenstereinstellungen, Faltungskern

Die Fensterweite begrenzt die vom menschlichen Auge wahrnehmbaren Graustufen auf einen bestimmten Bereich der CT-Skala. Bei Verwendung geringer Fensterweiten werden bereits geringe Dichtedifferenzen sichtbar, da sie sich in verschiedenen Graustufen äußern. Hohe Fensterweiten hingegen bieten aufgrund der Verteilung der Graustufen auf sehr viele Dichtewerte erst bei größeren Differenzen die Möglichkeit, diese zu erkennen. Die Wahl der Fensterweite ist insofern von Bedeutung, da weite Fenster das dargestellte Bildrauschen, jedoch auch den Kontrast senken. Geringe Fensterweiten hingegen bewirken das Gegenteil. Da kolorektale wie bronchiale Läsionen einen hohen Objektkontrast besitzen, konnte mit einem weiten „Lungenfenster“ (2000 HE) gearbeitet werden, das das dargestellte Bildrauschen senkte.

Die durch die Datenakquisition gewonnenen Rohmessdaten müssen durch spezielle Rekonstruktionsalgorithmen, den Faltungskernen, zu Bilddaten umgewandelt werden. Die Wahl des Faltungskerns kann in Abhängigkeit vom Objektkontrast die Bildqualität beeinflussen. Hochauflösende Faltungskerne können bei hohen Objektkontrasten die Sichtbarkeit verbessern, da sie Dichtedifferenzen betonen. Zu gleichem Maße werden jedoch auch das Bildrauschen und Artefakte verstärkt dargestellt. Glättende Faltungskerne werden bei Objekten mit geringem Kontrast eingesetzt und nivellieren im Gegensatz zu dem zuvor genannten Kern die Dichtedifferenzen.

In dieser Arbeit wurde ein glättender Faltungskern verwendet, wobei für Läsionen ≥ 3 mm Detektionsraten von bis zu 100% erreicht werden konnten.

Laghi et al. [67] verwendeten in ihrer Arbeit hingegen einen hochauflösenden Faltungskern und erreichten je nach Protokoll ebenfalls bis zu 100% Sensitivität. Diese Ergebnisse zeigen, dass in der hier und zuvor von Beaulieu et al. [59] und Dachman et al. [69] beschriebenen Kontrastsituation sowohl glättende als auch hochauflösende Kerne verwendet werden können.

Im Gegensatz zur Detektionsrate war die Form- und Größenbestimmung abhängig von der verwendeten Dosis. Die besten Ergebnisse wurden unter Verwendung dünner Schichtkollimationen und Schichtdicken in Kombination mit hohen Röhrenstromstärken erreicht.

Während die Beurteilung der Form rein visuell erfolgte und somit hauptsächlich an die Ortsauflösung gebunden war, war die Größenbestimmung anderen Einflüssen unterworfen. Diese waren der Betrachtungswinkel, aus dem die Bestimmung durchgeführt wurde, und Partialvolumeneffekte bei der VRT.

Wurde der Betrachtungswinkel in den virtuellen Darstellungen zu flach gewählt, so entstanden aufgrund der fehlerhaften räumlichen Positionierung der Messpunkte falsche Werte. Es wurde versucht, aus dem optimalen Betrachtungswinkel orthogonal zur Mucosaoberfläche die Größe zu messen, dies konnte aber nicht immer eingehalten werden.

Ein weiterer Grund für eine mögliche Größenfehlbestimmung könnte in dem Auftreten von Partialvolumeneffekten begründet sein. Wurde der Schwellenwert für die Segmentation in einer Schicht überschritten, wurde diese dargestellt, auch wenn nur ein geringer Läsionsanteil innerhalb der Schicht lag. Die Folge war eine größere Darstellung der Läsion. Dieser Prozess konnte jedoch auch zu einer kleineren Darstellung führen, wenn der Schwellenwert nicht überschritten und somit die Schicht transparent dargestellt wurde.

Springer et al. [68] konnten in ihrer Studie den Einfluss von Schichtkollimation und Pitch-Faktor auf die Bildung von Stufenartefakten und Längsverzerrungen von Strukturen in virtuellen Darstellungen nachweisen. Beide Effekte traten verstärkt auf, wenn diese beiden Parameter erhöht wurden. Die Verbreiterung der Schichtkollimation hatte jedoch größeren Einfluss als die Erhöhung des Pitch-Faktors [68, 70]. Die Längsverzerrung war teilweise so deutlich ausgeprägt, dass die Läsionen extrem gestaucht abgebildet wurden. Dieser Effekt könnte ebenfalls die Bestimmung von Läsionsform und -größe in dieser Arbeit beeinträchtigt haben.

Die visuell gebundene Beurteilung der Form der Läsionen in Protokoll II konnte durch die hohe Ortsauflösung mit großer Sicherheit erfolgen (94,4%). In Protokoll I war dieser Wert geringer (77,8%). Die korrekte Größenbeurteilung erreichte bei beiden Protokollen gleiche Werte (38,9%). Die in ihrer Größe nicht korrekt dargestellten bzw. gemessenen Läsionen wurden tendenziell eher zu klein eingeschätzt (36,1%). Dies ließ sich mit den zuvor beschriebenen Ursachen erklären. Die Bestimmung der Läsionsgröße war somit relativ inkonstant und folglich als Faktor für die Beurteilung der Bildqualität weniger geeignet.

Die Ergebnisse der Protokolle III und IV ergaben, dass die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke von 1,25 auf 3 mm verschiedene Auswirkungen in Abhängigkeit der Dosishöhe hatte. Die korrekte Formbestimmung sank in Normaldosisprotokoll IV um 5,5% gegenüber Protokoll II, während Niedrigdosisprotokoll III den gleichen Wert wie Protokoll I erreichte.

Die Parameterwahl der Protokolle III und IV zeigte, dass die Formbestimmung durch die Verbreiterung der Schichtdicke Einschränkungen unterworfen war, da die Ortsauflösung sank. Dieser Effekt hatte jedoch nur in Normaldosisprotokoll IV Auswirkungen, da hier eine kritisch zu beurteilende Läsion weniger deutlich dargestellt und somit falsch gedeutet wurde. In den Niedrigdosisprotokollen I und III hingegen wurden ohnehin nur die deutlich erkennbaren Läsionen richtig beurteilt und die kritischen Fälle missinterpretiert.

Die Ergebnisse von Protokoll V und VI bestätigten diesen Zusammenhang. Durch die Verbreiterung der Schichtkollimation von 1 auf 2,5 mm sank die Ortsauflösung und somit die korrekte Bestimmung der Läsionsform in Normaldosisprotokoll VI. Niedrigdosisprotokoll V konnte die zuvor erreichten Werte der Protokolle I und III bestätigen.

Die Beurteilung von Form und Größe der Läsionen könnte für die klinische Diagnostik wertvolle Aussagen liefern. So könnten z.B. die häufiger entartenden, flachen Adenome gegen kleinere, nicht-neoplastische Polypen abgegrenzt werden, deren Entartungspotential gering ist [9].

Weitere Studien zu diesem Thema sind notwendig, um die Genauigkeit der CT-Kolonographie im Bereich der Form- und Größenbestimmung genauer zu untersuchen und zu verbessern.

Die Fragestellung dieser experimentellen Phantomstudie zielte auf die Ermittlung von für das Screening geeigneten Parameterkombinationen für moderne MSCT-Geräte ab. Da für das Screening nach den Vorläuferläsionen des Kolon-Karzinoms Polypen und Adenome auch mit einer Größe von unter 10 mm von Interesse sind, wurden artifizielle Läsionen von 1-8 mm Größe in dieser Arbeit verwendet.

Es zeigte sich, dass vor allem die Schichtkollimation und die daraus rekonstruierte Schichtdicke die Detektionsrate und die Formbestimmung beeinflussten. Die Ursache hierfür lag in der Beeinflussung der Ortsauflösung und in der Entstehung von Partialvolumeneffekten.

Das tolerierbare Bildrauschen und die benötigte Ortsauflösung waren hierbei von dem Kontrast der zu beurteilenden Struktur mit der Umgebung abhängig. Ist dieser Objektkontrast gering, kann ein hohes Bildrauschen die Detektion, trotz ausreichender Ortsauflösung, unmöglich machen. Ist dieser Objektkontrast hoch, ist die Detektion bei einer ausreichenden Ortsauflösung praktisch unabhängig von der Höhe des Bildrauschens. Die in dieser Arbeit verwendeten Läsionen besaßen aufgrund der umgebenden, luminalen Luft, welche als negatives Kontrastmittel fungierte, einen hohen Objektkontrast [8, 59, 67, 69]. Als Folge daraus ergab sich, dass das Rauschen keinen Einfluss auf die Detektion hatte, da die Ortsauflösung ausreichend hoch war. Eine größtmögliche Senkung des Bildrauschens ist jedoch in Abhängigkeit der Fragestellung immer anzustreben.

Die Anwendung des mathematischen Filter-Algorithmus, basierend auf der kantenerhaltenden Rauschunterdrückung mit nicht-linearen Gauss'schen Filterketten, konnte in dieser Arbeit

erfolgreich zur Senkung des Bildrauschens verwendet werden. Es zeigte sich, dass das Bildrauschen der Niedrigdosis-Protokolle durch die Filterung nahezu auf das Niveau der Normaldosis-Protokolle gesenkt werden konnte (Diagramm 4.1.1).

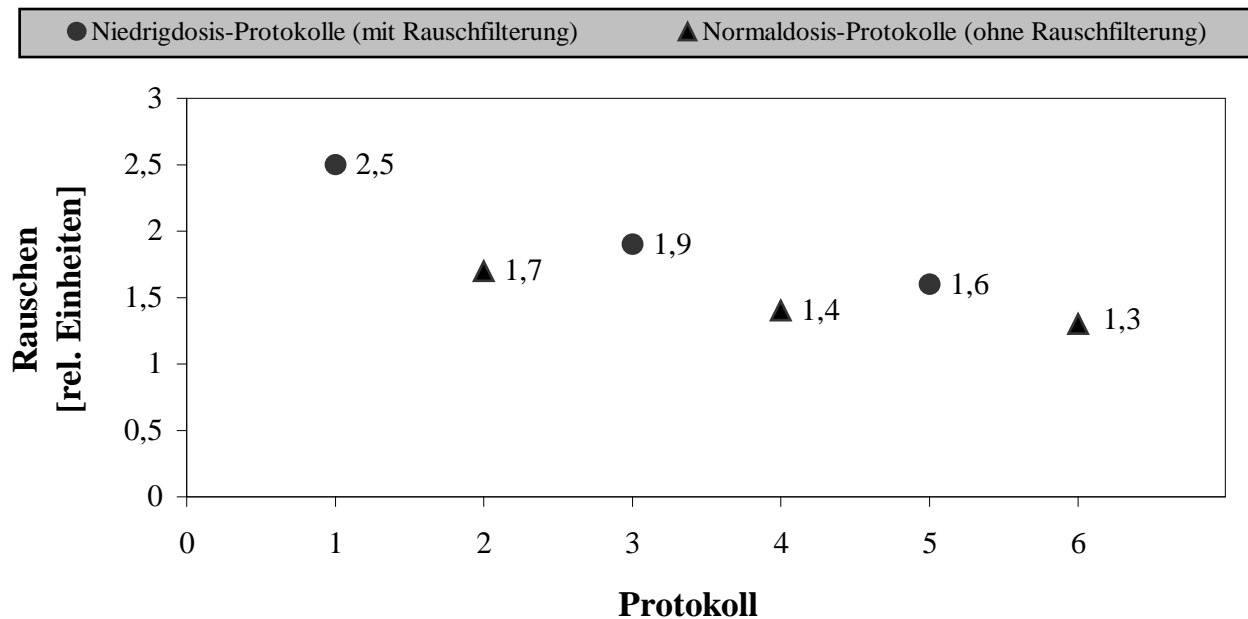


Diagramm 4.1.1: Relative Bildrauschwerte vor/nach Filterung

Die mit einer Dosisreduktion einhergehenden Bildqualitätsverluste durch die Erhöhung des Bildrauschens könnten somit durch Programme zur Rauschsenkung minimiert werden.

Vorteilhaft bei der Anwendung des Rauschfilters war des Weiteren, dass die Bildqualität nicht durch Partialvolumeneffekte oder eine sinkende Ortsauflösung beeinträchtigt wurde.

Ob letztendlich eine Läsion aufgrund von Partialvolumeneffekten oder durch eine zu geringe Ortsauflösung nicht erkannt wurde, ließ sich nicht in jedem Falle einwandfrei beurteilen, da beide Phänomene parameterbedingt nahezu immer miteinander einhergehen.

Die für das Screening entscheidende Darstellung kleiner Polypen und Adenome benötigt Protokolle mit dünnen Schichtkollimationen und Schichtdicken. Die Detektionsraten der Protokolle I und II in dieser und andere Arbeiten [67] bestätigten dies.

4.2 Vergleich mit anderen Studien

Für SSCT-Geräte sind aus der Literatur Werte für die Schichtkollimation von 3-10 mm und für den Pitch-Faktor von 1-2 zu entnehmen [28-31, 35, 59, 69]. Diese Werte ergaben sich aus der Detektorkonstruktion, da bei SSCT-Geräten aufgrund der einzelnen Detektorzeile breite effektive Schichtdicken erzeugt werden mussten, um das gesamte Untersuchungsvolumen innerhalb einer Atemphase abzutasten. Um dies zu erreichen musste entweder die Schichtkollimation oder der

Pitch-Faktor erhöht werden. Die im Vergleich mit MSCT-Geräten dadurch geringere Ortsauflösung in z-Richtung war eine Folge dieser Parameterwahl. Dies konnte zu eingeschränkten Detektionsraten und zu Bildqualitätsverlusten führen [29-31, 35, 59].

Durch die Einführung der MSCT-Technik könnte diese Problematik verringert werden, da die größere Zahl an Detektorreihen eine schnellere Volumenerfassung ermöglicht. Die Schichtkollimation kann dünner gewählt werden, so dass die effektive Schichtdicke verringert und die Ortsauflösung in z-Richtung erhöht werden kann [43-58].

Von den tabellarisch angeführten Phantomstudien (Tabelle 4.2.1) war die von Laghi et al. [67] von besonderem Interesse, da sie aufgrund des verwendeten CT-Geräts und der Parameterkombinationen den Voraussetzungen dieser Arbeit ähnelte.

Autor	Art des Phantoms	Detektionsrate[†] [%]	Läsionsform/-größe
Laghi et al. [67], 2003 MSCT	<i>Darm:</i> DAS Pronto, Plexiglas <i>Läsionen:</i> Plexiglas, Kunststoff	83,3-100	“polypoid” (Ø 3,2-13 mm)
		77,7-100	“depressed” (Ø 4-12 mm x 1,5 mm)
		100	“flat” (Ø 8-13 mm)
Whiting et al. [70], 2000 SSCT	<i>Darm:</i> Acryl-Zylinder <i>Läsionen:</i> Acryl	Keine Angaben über Detektion, lediglich Aussage über Artefakte	
Springer et al. [68], 2000 SSCT	<i>Darm:</i> Schweinedarm <i>Läsionen:</i> Mucosaausstülpungen	Keine Angaben über Detektion, lediglich Aussage über Artefakte, Bildqualität und Dosis	
Beaulieu et al. [59], 1998 SSCT	<i>Darm:</i> PVC-Zylinder <i>Läsionen:</i> Polystyrene	78-94	“spheric“ (Ø 2,5 mm)
		100	“spheric“ (Ø 4-10 mm)
Dachman et al. [69], 1997 SSCT	<i>Darm:</i> Schweinedarm <i>Läsionen:</i> Mucosaausstülpungen	100	“polypoid“ (Ø 3 mm)
		100	“polypoid“ (Ø 7 mm)
		100	“polypoid“ (Ø 10 mm)
† Je nach Wahl der Parameter			

Tabelle 4.2.1: Phantom-Studien der Jahre 1997-2003

Laghi et al. [67] erreichten in ihrer Phantomstudie, durchgeführt mit einem 4 Zeilen MSCT-Gerät (Somatom Plus 4 Volume Zoom, Siemens) für Polypen $\geq 3,2$ mm Sensitivitäten bis zu 100%. Sie verwendeten hierbei Protokolle mit Schichtkollimationen von 1-2,5 mm.

Die Sensitivität stellte sich wie in dieser Arbeit als Funktion der effektiven Schichtdicke dar, was mit dem Einfluss auf die Ortsauflösung in z-Richtung und der Entstehung von

Partialvolumeneffekten zu erklären war. Whiting et al. [70] und andere bestätigten diese Zusammenhänge bereits zuvor für SSCT-Geräte.

Durch die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke von 1 mm auf 3 und 5 mm bei gleichzeitiger Verbreiterung der Schichtkollimation auf jeweils 2,5 mm, sank die Sensitivität in der Arbeit von Laghi et al. [67] von 100% auf 96,3 bzw. 85,2%. Die Empfehlung dieser Arbeitsgruppe für die klinische Anwendung der CT-Kolonographie war demzufolge, Protokolle mit 1 mm effektiver Schichtdicke zu verwenden, wobei der Pitch-Faktor so hoch wie möglich gewählt werden sollte, um die Strahlenexposition und die Scanzeit möglichst gering zu halten. Eine Verringerung der Detektionsrate durch die Erhöhung des Pitch-Faktors und eine folgende Verbreiterung des Schichtprofils bzw. der effektiven Schichtdicke war bei der MSCT Studie von Laghi et al. [67] nicht gegeben.

Laghi et al. detektierten mit Pitch-Faktoren von 1, 2 und 4 bei 1 mm Schichtkollimation und rekonstruierter Schichtdicke alle Läsionen $>3,2$ mm und verwiesen darauf, dass die verstärkt auftretenden Spiralartefakte durch die Verwendung der geringen Schichtkollimation und den relativ weiten Fenstereinstellungen (1700 HE, Level/Center: -300 HE) keinen Einfluss auf die Detektion hatten. Dieser Zusammenhang geht auf Beaulieu et al. [59] zurück, die bereits für SSCT-Geräte eine möglichst geringe Schichtkollimation propagierten um ein möglichst geringes Schichtprofil zu erhalten. Die Problematik der SSCT bestand jedoch in der Abhängigkeit der effektiven Schichtdicke und somit der Detektion kleiner Läsionen vom Pitch-Faktor.

Der Einfluss verschiedener Positionierungen des Phantoms zur Längsachse des Scannertisches auf die Bildqualität und die Artefaktbildung wurde getestet. Im Vergleich zu der vorliegenden Arbeit, in der dies nicht systematisch untersucht wurde, verwendeten Laghi et al. [67] für ihr Phantom Winkel von 0° , 45° und 90° zur Längsachse des Scannertisches. Es zeigte sich, dass für Winkel von 0° und 90° keine signifikanten Stufen- oder Wellenartefakte, unabhängig des verwendeten Protokolls, auftraten. Die Datenakquisition bei einem Winkel von 45° hingegen führte zu einer deutlichen Artefaktbildung bei der Verwendung eines Protokolls mit 2,5 mm Schichtkollimation und 5 mm rekonstruierter Schichtdicke.

Während Whiting et al. [70] dies bereits für SSCT-Geräte bestätigten, zeigten Laghi et al. [67] erst mit ihrer Arbeit, dass Stufen- und Wellenartefakte auch in der MSCT als Funktion der Orientierung des untersuchten Körpers zur Tischlängsachse aufzufassen sind.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten aufgrund der unsystematischen Orientierung des Phantoms zur Tischlängsachse diesen Zusammenhang nicht bestätigen. Es zeigte sich in dieser Arbeit hingegen, dass das Auftreten von Stufenartefakten durch die Verbreiterung der rekonstruierten Schichtdicke bedingt war und dass, wie bei Laghi et al. [67] beschrieben, in den 3D-Darstellungen quantitativ mehr Artefakte auftraten als in den 2D-Reformationen.

Die Auswertung der akquirierten Daten erfolgte bei Laghi et al. [67] anhand axialer Schnittbilder, multiplanarer Reformationen und volumen-gerenderten 3D-Darstellungen durch 2 Radiologen im Konsensus-Verfahren. Die Bildqualität nahm, entsprechend den Ergebnissen dieser Arbeit, mit breiter werdender Schichtkollimation und rekonstruierter Schichtdicke ab.

Ein wichtiger Zusammenhang, der von Laghi et al. [67] nicht untersucht wurde, war der Einfluss dosisreduzierter Protokolle auf die Detektionsrate. Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass trotz der Verwendung dosisreduzierter Protokolle für Läsionen ≥ 1 mm eine 100% ige Detektionsrate möglich war (Protokoll I). Dieses Ergebnis könnte für die klinische Anwendung der CT-Kolonographie von besonderer Bedeutung sein, da die Dosis als wesentlicher, limitierender Faktor dieses Verfahrens anzusehen ist. Obwohl die Strahlenexposition bei Laghi et al. [67] mit der geforderten effektiven Schichtdicke von 1 mm in Kombination mit einem Röhrenstrom von 80 mAs innerhalb der von der International Commission on Radiological Protection (= ICRP) [71] geforderten Spanne für Abdominal-CTs liegt, sollte eine maximale Dosisreduktion bei ausreichender Detektionsrate angestrebt werden.

4.3 Einfluss der Dosisreduktion auf Detektionsrate und Bildqualität

Die Möglichkeit der Dosisreduktion für die CT-Kolonographie wurde in der Literatur bislang selten diskutiert. Dies hing damit zusammen, dass eine Dosisreduktion bei SSCT-Geräten relativ schlecht umzusetzen war, da die Detektionsrate ohnehin durch breite Schichtkollimationen und hohe Pitch-Faktoren beeinträchtigt wurde. Im Vergleich mit der MSCT war die Dosis in der SSCT außerdem geringer, da weniger und breitere Schichten gescannt werden mussten [72].

Mit der Einführung der MSCT-Technik entstand die Möglichkeit zur Durchführung von Dünnschichtprotokollen, welche jedoch zu hohen Strahlenbelastungen führen können. Die Möglichkeit zur Dosisreduktion ist hier jedoch gegenüber zur SSCT aufgrund der hohen Ortsauflösung und der schnelleren Volumenerfassung besser gegeben.

Die Strahlenexposition der Patienten in der Medizin durch die CT beträgt ca. 30-35% der kollektiven Dosis, obwohl lediglich 2-5% aller radiologischen Untersuchungen mittels CT durchgeführt werden [73-76]. Ein Problem hoher Strahlungsdosen ist die Erhöhung des Risikos der Entstehung von Krebs oder hereditären Erkrankungen [77]. Das Risiko eine Krebserkrankung durch ionisierende Strahlung zu induzieren wurde mit 5%/Sv geschätzt [78, 79].

Die Strahlenexposition des Darmphantoms in dieser Arbeit wurde in Form des CTDI_w eff. von der CT-Software angegeben. Der CTDI_w berücksichtigt das Dosisprofil der abgetasteten Schichten, welches durch die Strahlendivergenz und Streustrahlung aus Nachbarschichten breiter als das Schichtprofil ist. Er gibt die Dosis pro Schicht wieder. Zur besseren Vergleichbarkeit der tatsächlichen Strahlenbelastung des Patienten wurde die effektive Dosis E errechnet.

Die Strahlenexposition der Niedrigdosis-Protokolle betrug ein Zehntel der entsprechenden Normaldosis-Protokolle. Dies war in allen Fällen auf die unterschiedlichen Röhrenstromstärken von 10 bzw. 100 mAs zurückzuführen. Der Zusammenhang zwischen Dosis und Röhrenstromstärke war bei konstanter Röhrenspannung linear, so dass Verringerungen der Stromstärke zu proportionalen Verringerungen der Dosis führten [80, 81].

Die geringere Strahlenexposition des Protokolls V im Vergleich zu den anderen Niedrigdosis-Protokollen war dagegen durch die geänderte Schichtkollimation bedingt. Die Verbreiterung der Schichtkollimation von 1 auf 2,5 mm führte zu einer Dosisreduktion von 14,81%. Dies war jedoch mit den beschriebenen Verschlechterungen der Bildqualität verbunden. Dieser Zusammenhang galt analog für Protokoll VI und die übrigen Normaldosis-Protokolle. Die Dosisreduktion betrug jedoch 17,54%.

Die Erhöhung der Dosis konnte in keinem der Normaldosis-Protokolle die Detektionsrate im Vergleich zu den Niedrigdosis-Protokollen steigern. Die Bildqualität wurde jedoch durch die Dosiserhöhung verbessert, da das Bildrauschen gesenkt werden konnte. Die höhere Strahlenexposition hat zur Folge, dass eine höhere Zahl an Photonen pro Schicht zu detektieren ist, so dass das Nutzsignal-Rauschverhältnis besser wird und das Bildrauschen im Mittel um 17,48% (für $M_{\text{Luft ges.}}$) geringer war. Dieser bereits von Wang et al. [82] bewiesene Zusammenhang konnte somit in dieser Arbeit nachvollzogen werden.

Rothenberg et al. [83] wiesen nach, dass eine Halbierung des Bildrauschens, allein über die Strahlenexposition, eine Vervierfachung der Dosis erforderte. Da das Bildrauschen jedoch auch durch Parameter wie die Schichtkollimation, die rekonstruierte Schichtdicke oder durch Programme zur Rauschfilterung gesenkt werden kann, ist die Überlegung von Rothenberg et al. für die klinische Anwendung aus dosisprotektiven Gründen eher kritisch zu betrachten.

Der Zusammenhang zwischen Dosis und Detektionsrate für Läsionen mit geringem Objektkontrast ist in vorhergehenden Arbeiten bereits beschrieben worden. Es konnte festgestellt werden, dass die Detektionsrate infolge der Dosisreduktion negativ beeinträchtigt wurde [60, 77, 84-86]. Dies resultierte aus dem gestiegenen Bildrauschen bei dosisreduzierten Protokollen, welches in Niedrig-Kontrastsituationen mit geringen Dichtedifferenzen zwischen Läsionen und umgebendem Parenchym ausreichte, um eine Detektion von Läsionen zu erschweren bzw. zu verhindern. Der effektiven Schichtdicke, dem FOV und der Matrix konnte ebenfalls Einfluss auf das Rauschen nachgewiesen werden [87, 88].

Für Läsionen mit hohem Kontrast gegenüber der Umgebung konnte nachgewiesen werden, dass eine Dosisreduktion ohne wesentliche Veränderungen der Detektionsrate möglich war [60-66]. Dosisreduktionen von $\geq 50\%$ wurden erreicht, ohne dass ein relevanter Verlust an Bildinformationen auftrat [89-92]. Obwohl sich diese Daten hauptsächlich auf die Diagnostik von pulmonalen

Veränderungen bezogen, zeigte sich in dieser Arbeit, dass sie sich auf die CT-Kolonographie übertragen lassen. Die Luft fungiert sowohl im Lungenparenchym als auch im Darmlumen als negatives Kontrastmittel und erzeugt somit die beschriebene Hochkontrast-Situation. Die Auswirkungen der Dosisreduktion, die Erhöhung des Bildrauschens, wurden in dieser Arbeit somit durch den hohen Objektkontrast kompensiert. Das relativ hohe Bildrauschen erschien aufgrund der generell hohen Dichtedifferenzen nicht wesentlich störend. Die Darstellung kleinerer Läsionen (≤ 2 mm) war aufgrund der geringen Größe stärker an die Ortsauflösung gebunden als die der größeren Läsionen (≥ 3 mm). Da die Dosis keinen Einfluss auf die Ortsauflösung hatte, konnten trotz Dosisreduktion bis zu 100% der Läsionen detektiert werden (Protokoll I). Dies traf sowohl für die 2D- als auch für die virtuellen 3D-Darstellungen zu [37, 72, 93]. Der Nutzen der beschriebenen Rauschminderung durch die Kombination breiterer Schichtkollimationen und höherer Röhrenstromstärken war somit aus diagnostischen und dosisprotektiven Gründen fraglich.

Da die Strahlenexposition der Protokolle I und III und die von II und IV gleich waren, waren die Protokolle I und II aufgrund der höheren Detektionsrate vorzuziehen. Protokoll V und VI wiesen neben einer nur mäßigen Dosisersparnis gegenüber Protokoll I und II (14,81% bzw. 13,06%) geringere Detektionsraten und eine eingeschränkte Bildqualität auf.

Die beschriebenen Zusammenhänge zeigten, dass unter der Prämisse der Verwendung dünner Schichtkollimationen eine Dosisreduktion ohne Einbußen bei der Detektion machbar war. Das Bildrauschen war in diesen Fällen relativ hoch, jedoch ohne Folgen für die Detektionsrate.

Die wünschenswerte Verringerung des Bildrauschens und somit die Verbesserung der Bildqualität konnte ohne Verbreiterung der effektiven Schichtdicke durch den verwendeten Rauschfilter auch bei Niedrigdosis-Protokollen erfolgen.

McCullough et al. [48] hingegen verwiesen auf die Notwendigkeit von Normaldosis-Protokollen, da die benötigten dünnen Schichtkollimationen und rekonstruierten Schichtdicken ein relativ hohes Bildrauschen zur Folge hatten, welches die Bildqualität negativ beeinflussen konnte. Der Zusammenhang von effektiver Schichtdicke, Bildrauschen und Dosis konnte in dieser Arbeit zwar nachgewiesen werden, da jedoch keine Einschränkungen der Detektionsrate zu verzeichnen waren, konnte die von McCullough et al. [48] gezogene Schlussfolgerung nicht bestätigt werden. Jurik et al. [77] favorisierten in ihrer Studie die Möglichkeit, die Strahlenexposition der Patienten durch eine Verringerung der Schichtzahl bzw. über die Verbreiterung der Schichtkollimation zu senken. Dies ist für den hier vorgestellten Ansatz nicht sinnvoll, da sich die geringen effektiven Schichtdicken als Voraussetzung für die suffiziente Detektion von kleinsten Läsionen darstellten. Des Weiteren betrug die Dosisreduktion durch die Verwendung breiterer Schichtkollimationen lediglich 14,81 bzw. 17,54%, wohingegen die Verringerung der Röhrenstromstärke zu einer Senkung der Dosis um den Faktor 10 führte. Eine Dosisreduktion konnte somit durch die

Modulation der Röhrenstromstärke sowohl in höherem Maße als auch mit geringerer Beeinträchtigung der Bildqualität durchgeführt werden, als dies durch die Verbreiterung der Schichtkollimation möglich war. Für die röntgenologische Analyse größerer Prozesse hingegen könnte der von Jurik et al. [77] beschriebene Zusammenhang jedoch von Bedeutung sein.

Nicht untersucht wurde in dieser Arbeit die Möglichkeit, die Dosis durch eine Erhöhung des Pitch-Faktors zu senken. Von dieser Möglichkeit wurde abgesehen, da in fünf von sechs Protokollen ohnehin mit Faktoren von 1,75-2 gearbeitet wurde, und eine Erhöhung des Pitch-Faktors über 2 mit der Gefahr einer Unterabtastung des Untersuchungsvolumens verbunden war.

4.4 Einfluss von Artefakten auf Detektionsrate und Bildqualität

Für die CT-Kolonographie waren verschiedene Artefakte von Interesse.

Stufenartefakte tauchten in den MPR und den virtuellen 3D-Darstellungen auf. Sie entstanden bei der Rekonstruktion der Daten, wobei Strukturen, die breiter als die effektive Schichtdicke waren, zunächst in mehreren einzelnen Schichten wiedergegeben wurden.

Dünne Schichtdicken und hohe Überlappungsgrade produzierten relativ viele, jedoch kleine Übergänge zwischen den Einzelschichten, so dass die Untersucher nur geringe Stufenartefakte wahrnahmen. Breite Schichtdicken und geringe Überlappungsgrade hatten den gegenteiligen Effekt. Der glättende Faltungskern war durch die Nivellierung der Dichtedifferenzen ebenfalls für die Stufenartefaktabbildung von Bedeutung. Durch die Nivellierung wurden die Artefakte in ihrer Erscheinung abgeschwächt.

Geringe Stufenartefakte traten in allen Protokollen auf. Zwei der vier Protokolle, die mit 3 mm rekonstruierter Schichtdicke erzeugt wurden, zeigten diese jedoch in höherem Maße. Der Vergleich der Protokolle I-IV verdeutlichte, dass bei einer konstanten Schichtkollimation von 1 mm die Erhöhung der rekonstruierten Schichtdicke von 1,25 auf 3 mm für das verstärkte Auftreten der Artefakte verantwortlich war. Die Verbreiterung der Schichtkollimation in den Protokollen V und VI, bei ansonst konstanten übrigen Parametern, hingegen zeigte keinen Einfluss auf das Auftreten von Stufenartefakten.

Die Dosiserhöhung in den Protokollen IV und VI konnte das bei den ansonst mit analogen Parametern durchgeführten Protokollen III und V verstärkte Auftreten von Stufenartefakten kompensieren. Dies war durch die höhere eingestrahlte Photonenintensität zu erklären, wodurch die Übergänge an den einzelnen Schichten genauer dargestellt werden konnten.

Da die Detektionsraten der Niedrigdosis-Protokolle in dieser Arbeit jedoch identisch mit denen der entsprechenden Normaldosis-Protokolle waren, musste die Dosiserhöhung zur Verbesserung der Bildqualität, wie bereits erwähnt, kritisch betrachtet werden. Das erhöhte Risiko, kleinste Läsionen

(≤ 3 mm) durch die durch Stufenartefakte beeinträchtigte Bildqualität zu übersehen, musste bei der Verwendung von Niedrigdosis-Protokollen jedoch bedacht werden.

Fleischmann et al. [94] konnten für SSCT-Geräte nachweisen, dass das Auftreten von Stufenartefakten durch die Wahl der Schichtkollimation und des Tischvorschubs bzw. des Pitch-Faktors bedingt war. Die Verringerung der Kollimation bewirkt eine Minimierung, die Erhöhung des Tischvorschubs eine Verstärkung der Artefakte. Dies war mit dem Einfluss dieser Parameter auf die Volumenerfassung zu erklären. Die Untersuchung an MSCT-Geräten hingegen zeigte eine Abhängigkeit der Stufenartefaktbildung im wesentlichen als Funktion des Tischvorschubs. Bei konstantem Tischvorschub war die Größe der Stufenartefakte unabhängig von der Schichtkollimation, solange nicht ein Pitch-Faktor ≥ 2 resultierte [94]. Im Vergleich mit SSCT-Geräten zeigten die MSCT-Geräte generell ein quantitativ wie auch qualitativ geringeres Auftreten von Stufenartefakten in den rekonstruierten Darstellungen. Die in der SSCT registrierten Stufenartefakte waren bis zu dreimal größer als die in der MSCT [94].

Spiralartefakte waren in dieser Arbeit nicht zu erkennen. Bei der Wahl des Pitch-Faktors wurde die kritische Grenze von 2 nicht überschritten, so dass die durch eine Unterabtastung des Untersuchungsvolumens verstärkt notwendige Interpolation ausblieb. Die Bildung von Spiralartefakten wurde somit minimiert.

Bewegungs- und Respirationsartefakte wurden in dieser Arbeit nicht untersucht. Die durch die MSCT-Technik realisierbaren kurzen Untersuchungszeiten durch die schnelle Volumenerfassung könnten das Auftreten von störenden Bewegungs- und Respirationsartefakten in der klinischen Anwendung verringern.

Reste von Stuhl oder Spülflüssigkeit, die zu einer Maskierung pathologischer Prozesse oder zu falsch-positiven Ergebnissen führen können, fehlten ebenfalls in dieser Studie.

Für die Normaldosis-Protokolle in dieser Arbeit konnten keine weiteren Artefakte notiert werden. Die Niedrigdosis-Protokolle hingegen wiesen nach der Bearbeitung der primär rekonstruierten Darstellungen mit dem nicht-linearen Gauss'schen Filter-Algorithmus geringfügig rauschbedingte Artefakte auf. Diese traten als vereinzelte, schnee- oder staubartige Voxel innerhalb der Luft des Lumens auf. Durch eine Erhöhung des Segmentations-Schwellenwerts von -750 HE auf -650 HE wurde dieses residuelle Bildrauschen vollständig eliminiert, ohne die Detektion der Läsionen zu behindern.

Whiting et al. [70] legten den Schwerpunkt ihrer mit einem SSCT-Gerät durchgeführten Phantomstudie auf die Analyse der Artefaktbildung und der Polypdarstellung. Sie stellten die Hypothese auf, dass Wellenartefakte der 3D-Volume-Rendering Gegenpart der Stufenartefakte der 2D-Reformationen sind und durch die Interpolation der „Spiraldaten“ entstehen [95, 96]. Tischvorschub und der Winkel zwischen gescantem Objekt und z-Achse bestimmten in ihrer Arbeit

die Periodizität und die Größe der Wellenartefakte. Vor allem die Detektion flacher Läsionen wurde durch die Wellenartefakte beeinträchtigt.

Die Darstellung der Morphologie der Polypen wurde in Abhängigkeit der Größe der Läsionen von Partialvolumeneffekten relativ zur effektiven Schichtdicke beeinflusst [70]. Läsionen mit einer Größe \geq der effektiven Schichtdicke wurden realitätsgetreu, Läsionen mit einer Größe $<$ der effektiven Schichtdicke wurden verzerrt dargestellt. Diese Abhängigkeit bestand ebenso für die Polypengröße und das Schicht-Sensitivitäts-Profil [87, 97].

4.5 Einfluss des Darstellungsmodus auf Detektionsrate und Bildqualität

Die akquirierten Daten wurden mittels verschiedener Parameter für die 2D- bzw. 3D-Auswertung rekonstruiert. Die Detektionsraten in den 2D- und 3D-Darstellungen war nahezu identisch. In vier Fällen konnten anhand der Verwendung der axialen Schnittbilder und MPR jeweils eine Läsion mehr erkannt werden als in den virtuellen 3D-Darstellungen allein. In den Protokollen III und IV war dies eine 1 mm große, in den Protokollen V und VI eine 2 mm große Läsion. In allen vier Fällen waren die übersehenen Läsionen auf die geringere Detaildarstellung der virtuellen Abbildungen zurückzuführen. Dies war hauptsächlich durch die bereits beschriebenen Partialvolumeneffekte bedingt [98].

Im Falle der Protokolle V und VI war zu beachten, dass die Betrachtung der detaillierteren 2D-Darstellungen von dem unerfahrensten Untersucher (D) benötigt wurde, um die zusätzliche, 2 mm große Läsion zu erkennen. Da im klinischen Gebrauch die Daten nur von erfahrenen Untersuchern ausgewertet werden, und Läsionen ≤ 3 mm aus klinischer Sicht von geringerer Bedeutung sind, ist davon auszugehen, dass die virtuellen Darstellungen für eine ausreichend hohe Sicherheit bei der Interpretation ausreichen.

Die zeitaufwendigere Auswertung axialer Schnittbilder und MPR erschien nur in Situationen, in denen keine eindeutige Aussage zu treffen war, notwendig und sinnvoll. Andere Autoren bestätigten dies [32]. Einige Autoren vertraten hingegen die Meinung, dass die Beurteilung der Daten primär anhand von axialen Abbildungen bzw. MPR erfolgen, und virtuelle Darstellungen lediglich zur Abklärung unklarer Befunde dienen sollten [34, 99-101]. Sie begründeten dies mit einem höheren Zeitaufwand für die Interpretation der virtuellen Abbildungen, nicht mit einer geringeren Sensitivität. Unter den 3D-Darstellungen wurde von den meisten Autoren das VRT dem SSD vorgezogen [99, 100, 102]. Dies gründete sich auf Vorteile in Form der besseren Darstellung der räumlichen Tiefe und der Möglichkeit, Schattierungen und Farben komplexer wiederzugeben [102-106].

Vorteile der oft verwendeten 2D-MPR [32, 34, 35, 101, 107, 108] lagen nach McFarland et al. [100] in der einfachen Navigation, der guten Detaildarstellung und der Möglichkeit, von der axialen,

sagittalen oder koronalen Ansicht abweichend, in jeder beliebigen Richtung weitere Abbildungen zu konstruieren. Weitere Vorteile waren die Orientierung an extraluminale Bezugspunkten, um die Lage von Läsionen zu dokumentieren und die Beurteilung der Dichte einzelner Strukturen.

In einer anderen Arbeit verglichen McFarland et al. [99] MPR mit 3D-Rendering Techniken. Sie wiesen der VRT gleiche bis bessere Sensitivitäten als der SSD bzw. den MPR zu, verwiesen aber gleichzeitig auf Nachteile in Form der mangelnden Erfahrung der meisten Untersucher im Umgang mit der Software und der Auswertung. Dies bezog sich im speziellen auf die relativ komplizierte Navigation und die Interpretation dreidimensional abgebildeter Strukturen. Diese Ergebnisse deckten sich mit der herabgesetzten Detektionsrate durch den unerfahrensten Untersucher in dieser Arbeit in den genannten Fällen.

Hara et al. [26] kamen nach dem Vergleich von axialen Schnittbildern mit MPR und virtuellen Darstellungen zu ähnlichen Ergebnissen. Die endoluminalen Darstellungen erreichten höhere Werte für Sensitivität und Spezifität als die axialen Schnittbilder, sie waren jedoch komplizierter auszuwerten. Dies war auf die von McFarland beschriebenen Ursachen zurückzuführen.

Royster et al. [32] untersuchten die Kombination aus 2D-Schnittbildern und SSD sowie VRT im Vergleich mit der konventionellen Koloskopie. Vorteile bei der Auswertung anhand von virtuellen Darstellungen sahen sie in dem geringeren Zeitaufwand, der besseren Differenzierung von kleinen Läsionen gegenüber Falten und in der genaueren Abbildung der Läsionsoberfläche. Die Auswertung durch Schnittbilder hingegen ermöglichte die Beurteilung der Dicke der Darmwand und die von McFarland beschriebene, genauere Lokalisation von Läsionen anhand außerhalb des Darms gelegener z.B. knöcherner Orientierungspunkte.

Alle Autoren verwiesen auf die Problematik des insgesamt relativ hohen Zeitaufwandes und auf die notwendige Weiterentwicklung der Software, um eine benutzerfreundlichere Anwendung vor allem bei der Navigation zu ermöglichen [100, 109, 110]. Die Erfahrung der Untersucher im Umgang mit der Software erwies sich ebenfalls als ein wichtiger Faktor, wenn die Vorteile der 3D-Techniken genutzt werden sollten.

Die relativ kurze Zeitspanne für die Dateninterpretation bei den Studien von Macari et al. [8, 108] von im Mittel 12 bzw. 16 Minuten resultierte aus der Art der Analyse, bei der lediglich axiale Schnittbilder betrachtet und im Folgenden nur geringe Sensitivitäten (12 bzw. 20%) für Polypen ≤ 5 mm erreicht wurden. Die Betrachtung aus verschiedenen Blickwinkeln, wie sie bei der virtuellen Darstellung möglich ist, erfolgte nur in Verdachtsfällen. Die Auswertung axialer Bilder, MPR und virtueller Darstellungen zusammen beanspruchte im Mittel 40 Minuten reine Interpretationszeit, ohne jedoch zu einer Verbesserung der Sensitivität zu führen [108]. Die geringen Sensitivitäten dieser Arbeit waren eine Folge der relativ breiten effektiven Schichtdicken.

Ähnliche Ergebnisse, wie die der vorliegenden Arbeit, konnten von Yee et al. [31] erreicht werden. Die reine Interpretationszeit von im Mittel 27 bzw. 31 Minuten resultierte aus der Analyse durch 2D-Schnittbilder und endoluminale Darstellungen. Mit dieser Art der Auswertung konnten Yee et al. [31] für Läsionen ≤ 5 mm in ihrer Patientenstudie eine vergleichsweise hohe Sensitivität (59%) erzielen.

Der Zeitaufwand für die Analyse der Daten bei Royster et al. [32] und Hara et al. [35] variierte im Mittel zwischen 15-32 Minuten.

Der gesamte Zeitaufwand für Rekonstruktion und Interpretation der virtuellen Darstellungen in dieser Arbeit betrug pro Protokoll ca. 45 Minuten. Für die Rekonstruktion und Filterung der virtuellen Darstellungen aus dem Rohdatenvolumen wurden ca. 15 Minuten benötigt, die reine Interpretationszeit betrug ca. 30 Minuten. Ein relativ großer Teil der Interpretationszeit musste für die Messung der Größe der detektierten Läsionen verwendet werden. Die Anzahl von vorhandenen Läsionen hatte somit, wie die Erfahrung des Untersuchers und die Wahl des Darstellungsverfahrens relativ großen Einfluss auf den benötigten Zeitaufwand. Die Wahl der Breite der Schichtkollimation und Schichtdicke war ebenfalls von Bedeutung, da sie die Zahl der zu generierenden und zu interpretierenden Abbildungen bestimmte. Die durch die MSCT-Technik realisierbaren Dünnschicht-Protokolle sind somit zeitaufwendiger, aber auch genauer als SSCT-Protokolle mit relativ breiten effektiven Schichtdicken. Die Summe dieser Faktoren verkompliziert es, aus dem Vergleich von Interpretationszeiten direkte Rückschlüsse auf die Wirtschaftlichkeit der CT-Kolonographie zu ziehen. Die Wirtschaftlichkeit eines Untersuchungsverfahrens ist jedoch stets von Interesse, da sie direkten Einfluss auf die Einsetzbarkeit des Verfahrens als Diagnostikum hat.

4.6 Polypdetektor

Ein Faktor neben der diagnostischen Aussagekraft, der den Einsatz der CT-Kolonographie als Screeningverfahren bestimmt, ist die bereits angesprochene Wirtschaftlichkeit. Methoden, die die Interpretationszeit der akquirierten Daten verkürzen, könnten hierbei von relativ großer Bedeutung sein. Automatische Detektionssysteme, die eigenständig das komplette Datenvolumen beurteilen oder für einen Untersucher die „verdächtigen“ Schleimhautareale markieren, könnten zu kürzeren Interpretationszeiten beitragen [111-118]. Der in dieser Arbeit verwendete Polypdetektor war programmiert, alle Läsionen zu markieren, die mehr als 3 Voxel (= 2,1 mm) in das Lumen hineinragten und sich spitzwinklig von der Oberfläche absetzten.

Vom theoretischen und praktischen Standpunkt aus hat der Polypdetektor korrekt gearbeitet, da er die Läsionen, die seiner Programmierung entsprachen, größtenteils detektierte. Errechnete man die Detektionsraten für diejenigen Läsionen, die innerhalb der Programmierung des Detektors lagen und ließ die flachen Läsionen sowie die mit einer Größe ≤ 2 mm außer Acht, so wurde eine

bereinigte Gesamtdetektionsrate aller Protokolle von 83,3% erreicht. Diese Detektionsrate enthielt alle globoiden und polypoiden Läsionen mit einer Größe von 3-8 mm. Die bereinigten und unbereinigten Detektionsraten der einzelnen Protokolle wurden in Tabelle 3.7.1 dargestellt.

Die unbereinigte Detektionsrate der mit 1 mm Schichtkollimation gescannten Protokolle betrug stets 55%. Die geringste Detektionsrate von 50% in den Protokollen V und VI war mit der Erhöhung der effektiven Schichtdicke durch die Verbreiterung der Schichtkollimation zu erklären. Die davon betroffenen Läsionen wurden in Gruppe A dargestellt. Der Einfluss der effektiven Schichtdicke auf die Detektionsrate wurde bereits erläutert.

Summers et al. [115] verwendeten in ihrer Phantomstudie ein dem Detektor dieser Arbeit ähnliches Detektionssystem, welches anhand von Form- und Krümmungs-Merkmalen der Schleimhautoberfläche arbeitete [119]. Nach Generierung der endoluminalen Ansichten des Kolons mittels einer Software, die für die virtuelle Bronchoskopie entwickelt wurde, und Segmentierung erfolgte die Applikation des Detektionssystems [110, 120, 121]. Die Detektion erfolgte durch die Markierung von Arealen, die in das Lumen ragten und zirkulär eine runde Form besaßen. Es konnte eine Sensitivität von 100% für Läsionen von ≥ 10 mm Größe (n=10) erreicht werden, wobei drei falsch-positive Läsionen detektiert wurden. Die hohe Sensitivität wurde jedoch erst nach Modifikationen der Suchkriterien möglich, wobei vor allem das Krümmungskriterium genauer definiert wurde. Dieses System wurde bereits zuvor erfolgreich für die Detektion endobronchialer Läsionen eingesetzt [122, 123].

Ling et al. [112] erreichten mit dem von Summers et al. [115] entwickelten Detektionssystem in ihrer Phantomstudie ebenfalls eine Sensitivität von 100% für Polypen von 10 mm Größe (n=6).

In einer folgenden, klinischen Studie von Summers et al. [114] wurde eine weiterentwickelte Form des beschriebenen Detektionssystems eingesetzt.

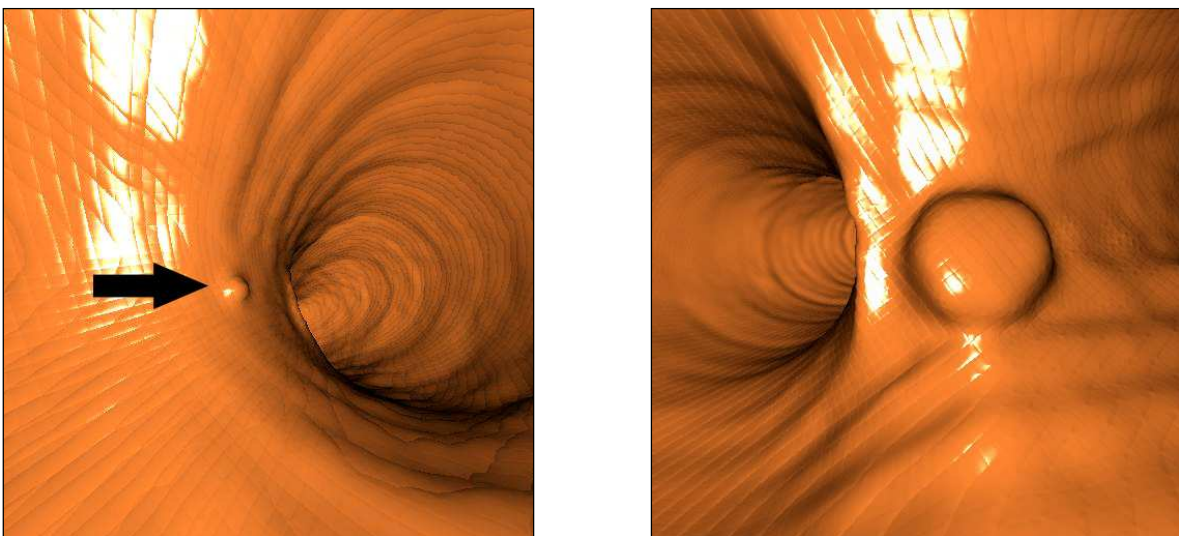


Abbildung 4.6.1, 4.6.2: Vom automatischen Detektionssystem nicht markierte Läsionen; **Links:** 2 mm große, globoide Läsion, **Rechts:** 8x4 mm große, flache Läsion

Es wurden zusätzlich Dichtemessungen der Voxel der „verdächtigen“ Areale durchgeführt, um diejenigen Bereiche mit Dichtewerten von intestinalem Weichgewebe zu erkennen. Dies sollte die Rate an falsch-positiven Detektionen senken. Es wurde für Polypen mit einer Größe ≥ 10 mm (n=25) eine Sensitivität von 48% erreicht, wobei pro Patient im Durchschnitt 11 falsch-positive Läsionen markiert wurden.

Die Ergebnisse der Phantomstudien von Summers et al. [115] und Ling et al. [112] bestätigten die in der vorliegenden Arbeit erreichten, bereinigten Detektionsraten für Läsionen von 3-8 mm Größe von 70-100% je nach Protokoll. Die klinischen Untersuchungen von Summers et al. [114] hingegen verdeutlichten die Problematik, diese Daten auf eine menschliche Population zu übertragen und zeigten, dass weitere Verbesserungen der Computer aided detection (= CAD) -Technik notwendig sind.

Yoshida et al [118] verwendeten in ihrer klinischen Studie eine komplexere Programmierung des CAD-Systems. Nach der Extraktion aller Daten des Kolons durch die „anatomy-oriented colon segmentation“ (= AOCS) folgte die Subtraktion von CT-Werten anderer Organe, die bei der AOCS nicht entfernt wurden [124]. Das aufbereitete Datenvolumen wurde wie bei Summers et al. [115] auf Form- und Krümmungs-Merkmale der Schleimhautoberfläche untersucht und „verdächtige“ Areale markiert. Die Schleimhautbereiche innerhalb dieser Areale wurden weiteren Analysen, dem „fuzzy c-means clustering“, unterzogen [125, 126]. Das „fuzzy clustering“ fasste benachbarte Schleimhautanteile mit ähnlichen Form- und Dichteigenschaften zu Gruppen zusammen. Da die Voxel eines Polypen ebenso wie die einer Falte oder der luminalen Luft untereinander ähnliche Eigenschaften besitzen, konnte über das „fuzzy clustering“ eine genauere Abschätzung über das Vorhandensein einer Läsion erreicht werden. Es konnte eine Sensitivität von 100% für Polypen von 5-10 mm Größe (n=9) erreicht werden, wobei die Falsch-Positiv-Rate bei 2,5 Läsionen/Patient lag.

Näppi et al. [111, 117] konnten in ihrer Studie mittels Weiterentwicklungen des AOCS-Verfahrens, der „anatomy-based extraction“ (= ABE) und der Softwareapplikation „knowledge-guided segmentation“ (= KGS) eine Verringerung der Falsch-Positiv-Rate erreichen. Mit Hilfe der KGS konnte die Rate an falsch-positiv detektierten Läsionen von 1,31-2,66 bei der ABE (je nach Analyseverfahren) um 10-15% gesenkt werden. Eine Beeinträchtigung der Sensitivität von 100% (n=12) war nicht gegeben.

Diese aktuellen Studien zeigten, dass die Weiterentwicklung der CAD-Software zu Verbesserungen der Sensitivität wie auch der Falsch-Positiv-Rate führen konnten. Weitere Verbesserungen könnten, wie eingangs beschrieben, entscheidenden Einfluss auf die Wirtschaftlichkeit und somit auf die generelle Einsetzbarkeit der CT-Kolonographie als Screeningverfahren haben.

4.7 Resümee und Schlussfolgerungen

Aufgrund der unterschiedlichen Detektorkonstruktion von SSCT- und MSCT-Geräten können verschiedene Detektionsraten und Bildqualitäten erreicht werden.

Die Problematik in der SSCT besteht in der Kombination aus Volumenerfassung und Auflösung in z-Richtung. Da nur eine Detektorzeile zur Verfügung steht, muss entweder die Schichtkollimation oder der Pitch-Faktor so hoch gewählt werden, dass das gesamte Untersuchungsvolumen innerhalb einer Atemphase abgetastet werden kann. Dies geht zu Lasten der Ortsauflösung in z-Richtung und der Bildqualität, so dass die Detektionsrate für Läsionen ≤ 10 mm eingeschränkt sein kann [29-31, 35, 59, 68, 70, 94].

In der MSCT ist diese Problematik nicht in diesem Maße gegeben, da mehrere Detektorzeilen zur Verfügung stehen. Die Volumenerfassung kann schneller erfolgen, wobei geringe Schichtkollimationen zu einer hohen Ortsauflösung führen können [67]. Im Vergleich mit der SSCT ist die Bildqualität höher und es treten weniger Stufenartefakte auf [94]. Eine höhere Detektionsrate für Läsionen ≤ 10 mm als in der SSCT kann erreicht werden [67]. Wie in der SSCT stellt sich auch in der MSCT die Detektionsrate als Funktion der effektiven Schichtdicke dar. Der Einfluß des Pitch-Faktors ist jedoch geringer als in der SSCT (s.o.) [67].

Ebenfalls Einfluss auf die Detektionsrate der CT-Kolonographie hat die Untersuchungstechnik. Untersuchungen in Bauch- und Rückenlage erreichten um 23-38% höhere Sensitivitäten für Läsionen ≥ 5 mm als Untersuchungen in einer der Positionen allein [127, 128]. Dies war durch die verbesserte Dehnung des Darms und die Bewegung von Stuhl- oder Spülflüssigkeitsresiduen zu erklären [127]. Stuhlreste und kollabierte Anteile des Kolons können vorhandene Polypen maskieren und zu falsch-negativen Ergebnissen führen.

Im Vergleich mit der Untersuchung in nur einer Position wird durch die Untersuchung in Bauch- und Rückenlage die Strahlenexposition des Patienten von ca. 10-20 mSv verdoppelt. Die Zahl an rekonstruierten Darstellungen und die Interpretationszeit werden ebenfalls erhöht [129]. Rogalla et al. [129] erwähnten die Möglichkeit, die Untersuchung in einer Position vollständig und in der anderen nur partiell, für schlecht dargestellte Bereiche durchzuführen, um die Dosis zu senken.

Die Mehrzahl an Autoren empfiehlt für die klinische Anwendung jedoch die vollständige Durchführung der Datenakquisition in beiden Positionen [127-130]. Niedrigdosis-Protokolle, wie die in dieser Arbeit verwendeten, könnten dazu beitragen, Untersuchungen in Bauch- und Rückenlage mit einer reduzierten Strahlenbelastung zu ermöglichen.

Die Kombination aus möglichst hoher Aussagekraft und möglichst geringer Belastung des Patienten wird für ein Screening angestrebt. Das Screening, als Vorsorge bei gesunden bzw. symptomlosen Patienten, ist besonders für Krankheiten, die früh erkannt gut therapierbar, aber spät erkannt schwer verlaufend sind, von Bedeutung. Die Pathogenese des Kolon-Karzinoms lässt eine frühzeitige

Diagnose der präkanzerösen Läsionen zu, die mit der endoskopischen Polypektomie relativ unkompliziert zu entfernen sind. Die aktuellen Todesstatistiken verdeutlichen, dass ein Screening nach den Vorläufern des Kolon-Karzinoms notwendig ist [1-7].

Für die CT-Kolonographie bedeutet dies, dass für den Einsatz als Screeningverfahren hohe Sensitivitäten und niedrige Strahlungs Dosen benötigt werden. Eine möglichst schonende Reinigung und Dehnung des Darms ist ebenfalls anzustreben, um die Belastung des Patienten zu minimieren.

Ziel dieser Arbeit war es, Scanprotokolle für MSCT-Geräte experimentell zu ermitteln, um diese zum Screening nach den Vorläuferläsionen des Kolonkarzinoms verwenden zu können. Es sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- a.) Welchen Einfluss haben Schichtkollimation, rekonstruierte Schichtdicke und eine Dosisreduktion um den Faktor 10 auf die Detektion der artifiziellen Läsionen und auf die Bildqualität?
- b.) Welchen Einfluss haben zwei- oder dreidimensionale Darstellungsverfahren auf die Detektion der artifiziellen Läsionen?
- c.) Welche Detektionsraten kann ein automatisches, computergestütztes Detektionssystem erreichen?

Ad a.) Die Detektion ließ sich als Funktion der Schichtkollimation und der rekonstruierten Schichtdicke darstellen. Die Verbreiterung beider Parameter führte zu herabgesetzten Detektionsraten. Die Größe der nicht detektierten Läsionen war stets geringer als die Breite der rekonstruierten Schichten.

Eine Dosisreduktion war möglich, ohne zu Verringerungen der Detektion zu führen. Eine Erhöhung der Rauschwerten konnte jedoch beobachtet werden.

Die Bildqualität wurde durch die Verbreiterung von Schichtkollimation und rekonstruierter Schichtdicke beeinträchtigt, da die Ortsauflösung sank und das Auftreten von Partialvolumeneffekten stieg. Das Bildrauschen konnte durch diese Parameterwahl jedoch verringert werden.

Ad b.) Die Wahl des Darstellungsverfahrens hatte nur bei Protokollen mit verminderter Ortsauflösungen in z-Richtung Einfluss auf die Detektion. Die Auswertung anhand von 2D-Schnittbildern und MPR führte zu geringfügig besseren Ergebnissen als die Verwendung von virtuellen, 3D-Darstellungen.

Ad c.) Der verwendete Polypdetektor konnte Läsionen, die seinem Suchmuster entsprachen, mit einer relativ hohen Sicherheit (70-100%) detektieren. Verfeinerungen der Suchkriterien sind jedoch notwendig, da je nach Protokoll lediglich 50-55% der Gesamtzahl an artifiziellen Läsionen detektiert werden konnten. Vor allem flache Läsionen wurden selten detektiert.

Um eine suffiziente Detektion von Läsionen ≤ 10 mm mit MSCT-Geräten zu ermöglichen, sollten, den Ergebnissen dieser Arbeit zufolge, Dünnschicht-Protokolle mit möglichst geringen Schichtdicken verwendet werden. Andere Autoren bestätigen diese Forderung [67].

Hara et al. [72] formulierten folgende Bedenken, die gegen die Anwendung von Dünnschicht-Protokollen sprachen:

- d.) Untersuchungen mit geringen effektiven Schichtdicken produzieren eine hohe Zahl an akquirierten Daten bzw. rekonstruierten Abbildungen, die hohe Ansprüche an die Computerhardware und -software stellen.
- e.) Untersuchungen mit dünnen Schichtkollimationen verursachen relativ hohe Strahlungs-dosen.
- f.) Die Detektion von Polypen ≤ 10 mm ist von umstrittenem klinischem Nutzen.

Ad d.) Die moderne und ständig leistungsfähiger werdende Hard- und Software ist heute in der Lage, die durch Dünnschicht-Protokolle akquirierten Datenmengen in real-time zu berechnen, darzustellen und zu dokumentieren.

Ad e.) Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten, dass die Dosisersparnis durch Protokolle mit breiterer Schichtkollimation im Vergleich zu dem entstehenden Bildqualitätsverlust relativ gering ist. Andere Autoren bestätigten dies [67].

Im Gegenzug konnte nachgewiesen werden, dass unter Verwendung dosisreduzierter Dünnschicht-Protokolle in dieser Arbeit Läsionen ≥ 1 mm zu 100% detektiert werden konnten. Die durch die Verringerung des Röhrenstroms bewirkte Dosisreduktion betrug 90%.

Ad f.) Bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt existiert keine wissenschaftlich fundierte Grenze, die eine „klinisch sinnvolle“ Läsionsgröße für ein Screening nach Praekanzerosen des Kolons festlegt. In der Regel entarten erst Adenome ≥ 10 mm Größe in höherer Zahl, jedoch treten diese Adenome auch in flacher Form auf, so dass sie die Ausdehnung von 10 mm in der Breite bereits überschritten haben, bevor sie 10 mm in der Höhe erreichen. Diese relativ schwer zu detektierenden Läsionen stellen die Forderung nach Protokollen mit einer hohen Ortsauflösung, welche nur durch geringe effektive und rekonstruierte Schichtdicken zu erreichen sind.

Die Bedenken Haras gründeten sich auf die bei der SSCT-Technik hohen Strahlungs-dosen durch Dünnschicht-Protokolle. Da durch die MSCT-Technik jedoch dünne effektive Schichtdicken bei einer gleichzeitigen Dosisreduktion möglich sind (Protokoll I), dürften diese Bedenken nicht mehr in gleichem Maße aktuell sein, wenn auch dosisprotektive Aspekte immer von Bedeutung sind.

Die größte Einschränkung dieser wie auch anderer Phantomstudien [59, 67-70] bestand in der Übertragbarkeit der Daten auf die klinische Anwendung, da sie sich auf nahezu optimale Bedingungen stützten. Störende Einflüsse, wie sie am Patienten in der Regel auftreten, fehlten.

Zu den limitierenden Einflüssen in vivo können Stuhl- und Spülflüssigkeitsresiduen, Bewegungs- und Respirationsartefakte sowie inkomplett gedehnte Bereiche des Darms gehören. Anatomische Strukturen wie Haustren, Plicae oder Flexuren können zusätzlich die Diagnosestellung erschweren. Technische und funktionelle Unterschiede der einzelnen CT-Geräte der verschiedenen Hersteller müssen ebenfalls bedacht bzw. untersucht werden. Aus diesen Gründen müssen weitere, auch klinische Untersuchungen folgen, um zu zeigen, welche Ergebnisse am Patienten unter dem Einfluss dieser Faktoren zu erwarten sind.

5. Zusammenfassung

M. L. Branschofsky

Untersuchungen zum Einfluss verschiedener technischer Parameter in der Mehrschicht-Spiral-Computertomographie auf Bildqualität und Detektionsrate von endoluminalen Läsionen am Schweinedarmmodell

Die CT-Kolonographie ist ein minimal-invasives Verfahren zur Untersuchung des Kolons nach den Vorläuferläsionen des Kolonkarzinoms, den Polypen. Die modernen Mehrzeilen-CT-Geräte, bei denen mehrere Detektorzeilen zur Volumenerfassung zur Verfügung stehen, ermöglichen höhere Ortsauflösungen und kürzere Untersuchungszeiten als sie durch die Einzeilen-CT Technologie möglich sind. Für diese Mehrzeilen-CT-Geräte sind bislang jedoch nur von wenigen Autoren Untersuchungsprotokolle festgelegt und die Möglichkeit einer Dosisreduktion evaluiert worden.

In der vorliegenden Arbeit wurden Schweinedärme mit artifiziellen Läsionen von 1-8 mm Größe versehen, die sowohl Polypen als auch Adenome des Kolons imitierten. Die Untersuchung der Darmphantome erfolgte mit einem 4-Zeilen-CT-Gerät, um den Einfluss unterschiedlicher Schichtdicken und Dosisstufen auf Bildqualität und Detektionsrate der artifiziellen Läsionen sowie die Möglichkeiten eines automatischen Detektionssystems zu beurteilen.

Es konnten sowohl in dosisreduzierten als auch in Normaldosis-Protokollen Detektionsraten von 100% erreicht werden. Voraussetzung hierfür war eine enge Schichtkollimation und rekonstruierte Schichtdicke von 1 bzw. 1,25 mm. Die Verbreiterung von Schichtkollimation und rekonstruierter Schichtdicke auf 2,5 bzw. 3 mm führte zu einer verminderten Detektionsrate je nach Darstellungsverfahren und Untersucher auf bis zu 83,3%. Dies war mit einer geringeren Ortsauflösung und dem verstärkten Auftreten von Partialvolumeneffekten zu erklären. Das durch die Dosisreduktion gestiegene Bildrauschen ließ sich durch die Anwendung eines Rauschfilters, basierend auf der kantenerhaltenden Rauschunterdrückung mit nicht-linearen Gauss'schen Filterketten, auf das Niveau der Normaldosis-Protokolle senken. Das automatische Detektionssystem konnte unter Berücksichtigung der zugrundeliegenden Programmierung Detektionsraten von 70-100% erreichen.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die modernen Mehrzeilen-CT-Geräte die Darstellung von Läsionen von 1-8 mm Größe in vitro ermöglichen, wenn Dünnschicht-Protokolle verwendet werden. Eine Dosisreduktion ist hierbei möglich, ohne die Detektionsrate einzuschränken.

6. Anhang

6.1 Detektionsraten: Untersucher

Legende

Vertikal : Form/Größe der Läsionen

Horizontal : Schichtkollimation, Röhrenstrom und rekonstruierte Schichtdicke der Protokolle

+/- : Detektion der Läsion positiv/negativ

(R = Radiologe, G = Gastroenterologe, D = Doktorand)

Läsionsform/-größe	Protokoll I Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm R/G/D	Protokoll II Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm R/G/D	Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D
Globoid: Ø 5mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 4mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 2mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 1mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / - / -
Ø 1mm	+ / + / +	+ / + / +	- / - / -
Polypoid: Ø 8/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 7/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 6/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 5/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 5/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 4/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 3/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 2/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Flach: Ø 8/4mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 8/2mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 7/5mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 7/4mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +

Tabelle 6.1.1: Detektionsraten für 2D-Darstellungen, Protokolle I-III

Läsionsform/-größe	Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D	Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D	Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D
Globoid: Ø 5mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 4mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 2mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 1mm	+/-/-	-/-/-	-/-/-
Ø 1mm	-/-/-	-/-/-	-/-/-
Polypoid: Ø 8/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 7/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 6/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 5/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 5/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 4/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 3/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 2/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Flach: Ø 8/4mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 8/2mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 7/5mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 7/4mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+

Tabelle 6.1.2: Detektionsraten für 2D-Darstellungen, Protokolle IV-VI

Läsionsform/-größe	Protokoll I Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm R/G/D	Protokoll II Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm R/G/D	Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D
Globoid: Ø 5mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 4mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 2mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 1mm	+/+/+	+/+/+	-/-/-
Ø 1mm	+/+/+	+/+/+	-/-/-
Polypoid: Ø 8/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 7/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 6/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 5/3mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 5/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 4/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 3/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 2/10mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Flach: Ø 8/4mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 8/2mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 7/5mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+
Ø 7/4mm	+/+/+	+/+/+	+/+/+

Tabelle 6.1.3: Detektionsraten für 3D-endoluminale Darstellungen, Protokoll I-III

Läsionsform/-größe	Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D	Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D	Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm R/G/D
Globoid: Ø 5mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 4mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 2mm	+ / + / +	+ / + / -	+ / + / -
Ø 1mm	- / - / -	- / - / -	- / - / -
Ø 1mm	- / - / -	- / - / -	- / - / -
Polypoid: Ø 8/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 7/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 6/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 5/3mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 5/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 4/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 3/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 2/10mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Flach: Ø 8/4mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 8/2mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 7/5mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +
Ø 7/4mm	+ / + / +	+ / + / +	+ / + / +

Tabelle 6.1.4: Detektionsraten für 3D-endoluminale Darstellungen, Protokoll IV-VI

6.2 Größen- und Formbestimmung:

Legende:

Vertikal : Realgröße/-form der Läsionen

Horizontal : Korrekte Größe/Form der Läsionen, Abweichung vom Realwert

+ : Größen-/Formbestimmung korrekt

- : Größen-/Formbestimmung nicht korrekt

/ : Läsion nicht detektiert

Größe, real	Protokoll I		Protokoll II		Protokoll III	
	Größe, korrekt	Abweichung	Größe, korrekt	Abweichung	Größe, korrekt	Abweichung
Globoid:		1*		1*		2*
Ø 5mm	-	-2 mm	+	-1 mm	-	-1 mm
Ø 4mm	-	+2 mm	+	-1 mm	+	0 mm
Ø 3mm	+	0 mm	-	-2 mm	+	0 mm
Ø 2mm	-	+2 mm	-	+1 mm	+	0 mm
Ø 1mm	-	+1 mm	-	+1 mm	/	/
Ø 1mm	-	+1 mm	-	+1 mm	-	+2 mm
Polypoid:		1*		1*		1*
Ø 8/3mm	-	-2 mm	-	-2 mm	-	-2 mm
Ø 7/3mm	-	-2 mm	-	-2 mm	+	-1 mm
Ø 6/3mm	+	-1 mm	+	-1 mm	-	-2 mm
Ø 5/3mm	+	0 mm	-	-2 mm	-	-1 mm
Ø 5/10mm	-	-1 mm	-	-2 mm	+	-1 mm
Ø 4/10mm	+	-1 mm	+	+1 mm	+	0 mm
Ø 3/10mm	+	0 mm	+	-1 mm	+	0 mm
Ø 2/10mm	+	0 mm	+	0 mm	+	0 mm
Flach:		1*		1*		1*
Ø 8/4mm	-	-2 mm	-	+2 mm	-	-2 mm
Ø 8/2mm	-	-2 mm	-	-3 mm	-	-2 mm
Ø 7/5mm	-	-2 mm	+	-1 mm	-	-2 mm
Ø 7/4mm	+	0 mm	-	-2 mm	-	-4 mm

Tabelle 6.2.1: Bestimmung der Läsionsgröße, Protokoll I-III

Größe, real	Protokoll IV		Protokoll V		Protokoll VI	
	Größe, korrekt	Abweichung	Größe, korrekt	Abweichung	Größe, korrekt	Abweichung
Globoid: Ø 5mm	+	1* +1 mm	-	2* -1 mm	-	1* -2 mm
Ø 4mm	-	1* +2 mm	+	1* -1 mm	-	1* +2 mm
Ø 3mm	-	1* +2 mm	+	1* +1 mm	-	1* +2 mm
Ø 2mm	+	1* +1 mm	+	0 mm	+	1* +1 mm
Ø 1mm	/	/	/	/	/	/
Ø 1mm	-	2* +1 mm	/	/	/	/
Polypoid: Ø 8/3mm	+	1* -1 mm	-	2* -1 mm	-	1* -2 mm
Ø 7/3mm	-	1* -2 mm	+	1* +1 mm	-	1* -2 mm
Ø 6/3mm	-	1* -2 mm	+	1* -1 mm	+	1* -1 mm
Ø 5/3mm	+	1* -1 mm	-	1* +2 mm	+	1* -1 mm
Ø 5/10mm	+	0 mm	+	0 mm	-	1* +2 mm
Ø 4/10mm	+	0 mm	-	2* -2 mm	+	0 mm
Ø 3/10mm	+	1* +1 mm	+	1* -1 mm	+	1* -1 mm
Ø 2/10mm	+	0 mm	+	0 mm	-	1* +3 mm
Flach: Ø 8/4mm	+	1* -1 mm	+	1* +1 mm	+	0 mm
Ø 8/2mm	-	1* -2 mm	+	0 mm	-	1* -2 mm
Ø 7/5mm	-	2* -1 mm	-	1* -2 mm	-	2* +3 mm
Ø 7/4mm	+	1* -1 mm	-	2* -3 mm	+	1* -1 mm

Tabelle 6.2.2: : Bestimmung der Läsionsgröße, Protokoll IV-VI

Form, real	Protokoll I	Protokoll II	Protokoll III	Protokoll IV	Protokoll V	Protokoll VI
Globoid: Ø 5mm	-	+	-	+	+	+
Ø 4mm	+	+	+	-	-	-
Ø 3mm	+	+	+	+	+	+
Ø 2mm	-	+	+	+	+	+
Ø 1mm	+	+	/	/	/	/
Ø 1mm	+	+	-	+	/	/
Polypoid: Ø 8/3mm	+	+	+	+	+	+
Ø 7/3mm	+	+	+	+	+	+
Ø 6/3mm	-	+	+	+	+	+
Ø 5/3mm	+	+	+	+	+	+
Ø 5/10mm	+	+	+	+	+	+
Ø 4/10mm	+	-	+	+	+	+
Ø 3/10mm	+	+	+	+	+	+
Ø 2/10mm	+	+	+	+	+	+
Flach: Ø 8/4mm	+	+	+	+	+	+
Ø 8/2mm	+	+	+	+	+	+
Ø 7/5mm	+	+	+	+	-	+
Ø 7/4mm	-	+	-	+	+	+

Tabelle 6.2.3: Bestimmung der Läsionsform, Protokoll I-VI

6.3 Dichtewerte und Bildrauschen:

Legende: Gemessene Mittelwerte (Somaris-Software)

- IMA : Nummer des Schnittbildes innerhalb der Bildserie
 Luft I : Gemessener Mittelwert der Luft außerhalb der Scanebene
 Luft II : Gemessener Mittelwert der Luft oberhalb der Box
 Luft III : Gemessener Mittelwert der Luft innerhalb des Darmlumens
 KMB : Gemessener Mittelwert des Kontrastmittelbads
 Läsion : Gemessener Mittelwert der Läsionen
 Rauschen : Gemessenes Bildrauschen

Protokoll I					
Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm					
IMA	Luft I [HE] / Rauschen [HE]	Luft II [HE] / Rauschen [HE]	Luft III [HE] / Rauschen [HE]	KMB [HE] / Rauschen [HE]	Läsion [HE] / Rauschen [HE]
135	-997,7 ±21,9	-993,8 ±22,7	-991,1 ±29,4	14,5 ±51,8	-9,6 ±47,9
220	-998 ±21,6	-997,5 ±20,3	-993 ±28	13,9 ±40,6	-36,6 ±34,6
407	-998,1 ±21,3	-995,3 ±24,1	-991,8 ±33	14 ±47,1	-31,4 ±30,2
453	-998 ±21,2	-994,8 ±25,1	-995,1 ±25,3	14,2 ±46	-15,5 ±32,9
491	-997,6 ±19,2	-993,6 ±24	-990 ±28,7	14,1 ±47,6	-31,1 ±39,9
Protokoll II					
Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm					
IMA	Luft I [HE] / Rauschen [HE]	Luft II [HE] / Rauschen [HE]	Luft III [HE] / Rauschen [HE]	KMB [HE] / Rauschen [HE]	Läsion [HE] / Rauschen [HE]
135	-998,1 ±21,5	-995 ±21,3	-988,1 ±32,2	14,2 ±47,4	-9,6 ±47,9
220	-998,3 ±21,3	-997,5 ±20,3	-995,5 ±26,3	14,5 ±40,6	-20,2 ±12,8
409	-998,3 ±20,1	-995,2 ±22,9	-993,2 ±34,8	14,9 ±40	-4,3 ±22,9
454	-998 ±18,9	-995,3 ±24,2	-990,6 ±25,6	15 ±43,1	-20,8 ±18,9
491	-998,1 ±19,9	-993,7 ±24	-989,1 ±29,4	14,6 ±48,2	-15 ±38

Tabelle 6.3.1: Gemessene mittlere Dichte- und Rauschwerte, Protokoll I und II

Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm					
IMA	Luft I [HE] / Rauschen [HE]	Luft II [HE] / Rauschen [HE]	Luft III [HE] / Rauschen [HE]	KMB [HE] / Rauschen [HE]	Läsion [HE] / Rauschen [HE]
135	-1000,5 ±16,5	-996,4 ±17,6	-992,2 ±24	14,3 ±44,3	-44,0 ±32,7
220	-998,9 ±16,4	-998,1 ±17,4	-997,5 ±22	13,2 ±33,9	-32,2 ±29,9
407	-999,4 ±17,4	-996,1 ±20	-993,2 ±29	14,3 ±39,6	-29 ±30,6
453	-998,7 ±17,9	-995,3 ±22,8	-996,9 ±21,1	14,2 ±38,3	-25,2 ±23,5
491	-998,2 ±16,5	-995,5 ±19,2	-992,7 ±25,4	14,1 ±40,1	-20,8 ±38,9
Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm					
IMA	Luft I [HE] / Rauschen [HE]	Luft II [HE] / Rauschen [HE]	Luft III [HE] / Rauschen [HE]	KMB [HE] / Rauschen [HE]	Läsion [HE] / Rauschen [HE]
135	-999,2 ±17,1	-997 ±18	-989 ±28,7	14 ±37,8	-33,6 ±25,2
220	-999,2 ±16,6	-998,6 ±16,1	-997,8 ±22,9	13,9 ±30,4	-17,4 ±4,2
409	-998,6 ±17,2	-996 ±18,8	-994,3 ±27,9	14,6 ±30,9	-8,2 ±40,9
454	-998,7 ±16,2	-996,5 ±19,7	-995,3 ±21,2	14,2 ±33,7	-39 ±16,6
491	-998,5 ±16,5	-995,9 ±19,6	-992,1 ±25,1	13,7 ±38,9	-14 ±35,2

Tabelle 6.3.2: Gemessene mittlere Dichte- und Rauschwerte, Protokoll III und IV

Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm					
IMA	Luft I [HE] / Rauschen [HE]	Luft II [HE] / Rauschen [HE]	Luft III [HE] / Rauschen [HE]	KMB [HE] / Rauschen [HE]	Läsion [HE] / Rauschen [HE]
134	-1000,2 ±15,9	-995,3 ±16,6	-981,5 ±24,6	11,8 ±37	-125,2 ±32
220	-999,5 ±14,5	-998,8 ±15,4	-993,1 ±23,8	13,4 ±31,3	-61,2 ±19,5
409	-999,2 ±14,6	-995,8 ±17,1	-979 ±31	14,2 ±30	-111,2 ±19,3
454	-999 ±13,2	-996,8 ±17,9	-987,8 ±22,8	12,3 ±31	-26 ±18
491	-999,1 ±16,2	-995,1 ±16,4	-991,5 ±23,9	12 ±31,8	-10,0 ±29
Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm					
IMA	Luft I [HE] / Rauschen [HE]	Luft II [HE] / Rauschen [HE]	Luft III [HE] / Rauschen [HE]	KMB [HE] / Rauschen [HE]	Läsion [HE] / Rauschen [HE]
134	-1001,2 ±7,2	-995,2 ±6,7	-985,7 ±9,6	13 ±11,9	-120,2 ±28,7
220	-1003,1 ±7,4	-996,8 ±5,9	-989,5 ±11,6	15,3 ±10,9	-72,4 ±12,4
409	-1000 ±7,2	-996,3 ±7,1	-994,3 ±12,1	13,9 ±11,4	-162,6 ±19,3
454	-999,6 ±6,1	-995,5 ±7,1	-993 ±9,8	14 ±11	-49,8 ±9,6
491	-998 ±6,2	-997,2 ±6,2	-1004,1 ±11,6	13,2 ±11,5	-71,6 ±29,2

Tabelle 6.3.3: Gemessene mittlere Dichte- und Rauschwerte, Protokoll V und VI

Legende: Errechnete Mittelwerte

- $M_{\text{Luft I}}$: Errechneter Mittelwert der Luft außerhalb der Scanebene
 $M_{\text{Luft II}}$: Errechneter Mittelwert der Luft oberhalb der Box
 $M_{\text{Luft III}}$: Errechneter Mittelwert der Luft innerhalb des Darmlumens
 $M_{\text{Luft ges.}}$: Errechneter Mittelwert gebildet aus $M_{\text{Luft I}}$, $M_{\text{Luft II}}$ und $M_{\text{Luft III}}$
 M_{KMB} : Errechneter Mittelwert des Kontrastmittelbads
 $M_{\text{Läsion}}$: Errechneter Mittelwert der Läsionen
 M_{Rauschen} : Errechneter Mittelwert des Bildrauschens

	Protokoll I Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll II Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
$M_{\text{Luft I}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-998 \pm 21,04$	$-998 \pm 20,34$	$-999 \pm 16,94$
$M_{\text{Luft II}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-995 \pm 23,24$	$-995 \pm 22,54$	$-996 \pm 19,4$
$M_{\text{Luft III}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-992 \pm 28,88$	$-991 \pm 29,66$	$-995 \pm 24,3$
$M_{\text{Luft ges.}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-995 \pm 24,39$	$-995 \pm 24,18$	$-997 \pm 20,21$
$M_{\text{KMB}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$14 \pm 46,62$	$15 \pm 43,86$	$14 \pm 39,24$
$M_{\text{Läsion}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-25 \pm 37,1$	$-14 \pm 28,1$	$-30 \pm 31,12$

Tabelle 6.3.4: Errechnete mittlere Dichte- und Rauschwerte, Protokoll I-III

	Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
$M_{\text{Luft I}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-999 \pm 16,72$	$-999 \pm 14,88$	$-1000 \pm 6,82$
$M_{\text{Luft II}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-997 \pm 18,44$	$-996 \pm 16,68$	$-996 \pm 6,6$
$M_{\text{Luft III}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-994 \pm 25,16$	$-987 \pm 25,22$	$-993 \pm 10,94$
$M_{\text{Luft ges.}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-996 \pm 20,11$	$-994 \pm 18,93$	$-997 \pm 8,12$
$M_{\text{KMB}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$14 \pm 34,34$	$13 \pm 32,22$	$14 \pm 11,34$
$M_{\text{Läsion}} \pm M_{\text{Rauschen}}$ [HE]	$-22 \pm 24,42$	$-67 \pm 23,56$	$-95 \pm 19,84$

Tabelle 6.3.5: Errechnete mittlere Dichte- und Rauschwerte, Protokoll IV-VI

Legende: Gemessene Mittelwerte (SCION Image) vor/nach Filterung

- Luft I : Gemessener Mittelwert der Luft außerhalb der Scanebene
 Luft III : Gemessener Mittelwert der Luft innerhalb des Darmlumens
 KMB : Gemessener Mittelwert des Kontrastmittelbads
 Läsion : Gemessener Mittelwert der Läsionen
 Rauschen : Standardabweichung vom angegebenen Dichtewert in relativen Einheiten (0-255)

	Protokoll I	Protokoll II	Protokoll III	Protokoll IV	Protokoll V	Protokoll VI
Luft I ± Rauschen [rel. Einheiten]	223,1 ±2,4	223,5 ±1,1	223,2 ±2,1	223,5 ±0,9	223,3 ±1,8	223,4 ±0,8
Luft III ± Rauschen [rel. Einheiten]	222,5 ±3,2	222,9 ±1,5	222,7 ±2,8	222,9 ±1,2	222,4 ±2,7	222,6 ±1,3
KMB ± Rauschen [rel. Einheiten]	120,5 ±5,0	120,7 ±1,7	120,7 ±4,1	120,6 ±1,4	120,7 ±3,7	120,6 ±1,3
Läsion ± Rauschen [rel. Einheiten]	131,0 ±6,9	127,5 ±2,5	129,7 ±5,1	127,7 ±1,8	134,1 ±4,7	132,5 ±1,8

Tabelle 6.3.6: Dichte- und Rauschwerte ermittelt mit SCION Image für Protokoll I-VI, Zustand vor Filterung

	Protokoll I	Protokoll II	Protokoll III	Protokoll IV	Protokoll V	Protokoll VI
Luft I ± Rauschen [rel. Einheiten]	212,2 ±0,7	212,6 ±0,5	218,9 ±0,6	212,6 ±0,5	217,6 ±0,5	210,0 ±0,1
Luft III ± Rauschen [rel. Einheiten]	211,8 ±1,2	212,0 ±0,3	218,5 ±0,9	212,0 ±0,2	216,7 ±0,8	209,2 ±0,3
KMB ± Rauschen [rel. Einheiten]	105,2 ±2,5	95,9 ±0,4	113,8 ±1,9	113,9 ±0,3	108,6 ±1,6	104,1 ±0,3
Läsion ± Rauschen [rel. Einheiten]	112,0 ±2,3	103,9 ±1,3	124,8 ±2,9	122,8 ±1,4	124,6 ±1,6	118,5 ±1,0

Tabelle 6.3.7: Dichte- und Rauschwerte ermittelt mit SCION Image für Protokoll I-VI, Zustand nach Filterung

6.4 Stufenartefakte:

	Protokoll I Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll II Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
Ausprägung:			
a) starkes Auftreten			
b) mittleres Auftreten			+
c) geringes Auftreten	+	+	
Erscheinung:			
a) harte Übergänge			+
b) weiche Übergänge	+	+	

Tabelle 6.4.1: Stufenartefakte, Protokoll I-III

	Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
Ausprägung:			
a) starkes Auftreten			
b) mittleres Auftreten		+	
c) geringes Auftreten	+		+
Erscheinung:			
a) harte Übergänge			
b) weiche Übergänge	+	+	+

Tabelle 6.4.2: Stufenartefakte, Protokoll IV-VI

6.5 Dosiswerte:

Legende

CTDI_w eff. : Computed-Tomography-Dose-Index, effektiv

E : Effektive Dosis

DLP_w eff. : Dose-Length-Produced, effektiv

	Protokoll I Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll II Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
CTDI_w eff. [mGy]	1,14	11,4	1,14
E [mSV]	0,27	2,68	0,27
DLP_w eff. [mGy*cm]	28,5	285	28,5

Tabelle 6.5.1: Dosiswerte, Protokoll I-III

	Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
CTDI_w eff. [mGy]	11,4	0,94	9,4
E [mSV]	2,68	0,23	2,33
DLP_w eff. [mGy*cm]	285	23,5	235

Tabelle 6.5.2: Dosiswerte, Protokoll IV-VI

6.6 Detektionsraten: Polypdetektor

Legende

Vertikal : Form/Größe der Läsionen

Horizontal : Schichtkollimation, Röhrenstrom und rekonstruierte Schichtdicke der Protokolle

+/- : Detektion der Läsion positiv/negativ

Läsionsform/-größe	Protokoll I Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll II Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 1,25 mm	Protokoll III Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
Globoid: Ø 5mm	+	+	+
Ø 4mm	+	+	+
Ø 3mm	+	+	+
Ø 2mm	-	+	-
Ø 1mm	-	-	-
Ø 1mm	-	-	-
Polypoid: Ø 8/3mm	+	+	+
Ø 7/3mm	+	+	+
Ø 6/3mm	+	+	+
Ø 5/3mm	+	+	+
Ø 5/10mm	+	-	+
Ø 4/10mm	-	-	+
Ø 3/10mm	+	+	+
Ø 2/10mm	-	-	-
Flach: Ø 8/4mm	-	-	-
Ø 8/2mm	-	-	-
Ø 7/5mm	-	-	-
Ø 7/4mm	+	+	-

Tabelle 6.6.1: Detektionsrate, Protokoll I-III

Läsionsform/-größe	Protokoll IV Schichtkollimation: 1 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll V Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 10 mAs rekonstruierte SD: 3 mm	Protokoll VI Schichtkollimation: 2,5 mm Röhrenstrom: 100 mAs rekonstruierte SD: 3 mm
Globoid: Ø 5mm	+	+	+
Ø 4mm	+	+	+
Ø 3mm	+	-	-
Ø 2mm	-	-	-
Ø 1mm	-	-	-
Ø 1mm	-	-	-
Polypoid: Ø 8/3mm	+	+	+
Ø 7/3mm	+	+	+
Ø 6/3mm	+	+	+
Ø 5/3mm	+	+	+
Ø 5/10mm	+	+	+
Ø 4/10mm	-	-	-
Ø 3/10mm	+	-	-
Ø 2/10mm	-	-	-
Flach: Ø 8/4mm	-	-	-
Ø 8/2mm	-	-	-
Ø 7/5mm	-	+	+
Ø 7/4mm	+	+	+

Tabelle 6.6.2: Detektionsrate, Protokoll IV-VI

7. Literaturverzeichnis

- 1.) Silverberg E, Boring CC, Squires TS (1990) Cancer statistics, 1990. *CA Cancer J Clin* 40:9-26
- 2.) Ferrucci JT (1993) Screening for colon cancer: controversies and recommendations. *Radiol Clin North Am* 31:1189-1195
- 3.) American Cancer Society. Cancer facts and figures. Washington, DC: American cancer society, 1998
- 4.) Parker SH, Torry T, Bolden S, Windigo PA. Cancer statistics 1996. *CA Cancer J Clin* 1996; 65:5-27
- 5.) Kronborg O, Fenger C, Olsen J, Jorgensen OD, Sondergaard O. Randomised study of screening for colorectal cancer with fecal-occult-blood test. *Lancet* 1996; 348:1467-1471
- 6.) Rust GF, Eisele O, Hoffmann JN, Kopp R, Fürst H, Reiser M. Virtual colonoscopy with multi-slice computerized tomography. Preliminary results. *Radiologe* 2000; 40(3): 274-282.
- 7.) Wingo PA, Tong T, Bolden B. Cancer Statistics 1995. *Cancer J Clin* 1995; 45:8-13
- 8.) Macari M, Bini EJ, Xue X, Milano A, Katz SS, Resnick D, Chandarana H, Krinsky G, Klingenberg K, Marshall CH, Megibow AJ. Colorectal neoplasms: prospective comparison of thin-section low-dose multi-detector row CT colonography and conventional colonoscopy for detection. *Radiology* 2002 Aug;224(2):383-92
- 9.) Riede UN, Schaefer HE. Allgemeine und spezielle Pathologie. 4.Auflage, aktualisierter Nachdruck Thieme-Verlag 1999; 727-734
- 10.) Winawer SJ, Zauber AG, Ho MN et al. (1993) Prevention of colorectal cancer by colonoscopic polypectomy. The National Polyp Study Workgroup. *N Engl J Med* 329:1977-1981
- 11.) Winaver SJ, Fletcher RH, Miller L, et. al. Colorectal cancer screening: clinical guidelines and rationale. *Gastroenterology* 1997; 111:594-642
- 12.) Glick S, Wagner JL, Johnson CD. Cost-effectiveness of double contrast barium enema in screening for colorectal cancer. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170:629-636
- 13.) Muller AD, Sonnenberg A. Protection by endoscopy against death from colorectal cancer: a case control study among veterans. *Arch Int Med* 1995; 155:1741-1748
- 14.) Detsky AS. Screening for colon cancer--can we afford colonoscopy? *N Engl J Med* 2001 Aug 23;345(8):607-8
- 15.) Luboldt W, Fletcher JG, Vogl TJ, Colonography: current status, research directions and challenges. Update 2002. *Eur Radiol* 2002; 12:502-524
- 16.) Luboldt W, Bauerfeind P, Wildermuth S, Marincek B, Fried M, Debatin JF. Colonic masses: detection with MR colonography. *Radiology* 2000; 216(2):383-388

- 17.) Vining DJ, Gelfand DW, Bechtold RE, et al. Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality. *AJR Am J Rentgenol* 1994; 27:159-163
- 18.) Winawer SJ, Stewart ET, Zauber AG, Bond JH, Ansel H. A comparison of colonoscopy and double-contrast barium enema for surveillance after polypectomy. *N Engl J Med* 2000 June 15;342:1766-1772
- 19.) Scheidler J, Frank C, Becker C, Feist H, Michalski G, Schätzl M, Bäuml A, Heuck AF, Reiser MF. Virtuelle CT- und MRT-Koloskopie. *Radiologe* 1998; 38:824-831
- 20.) Rex DK, Cutler CS, Lemmel GT et al. Colonoscopic miss rates of adenomas determined by back-to-back colonoscopies. *Gastroenterology* 112:24-28
- 21.) Togasi K, Konishi F, Ishizuka T, et al. Efficacy of magnifying endoscopy in the differential diagnosis of neoplastic and non-neoplastic polyps of the large bowel. *Dis Colon Rectum* 1999; 42:1602-1608
- 22.) Orsoni P, Berdah S, Verrier C et al. (1997) Colonic perforation due to colonoscopy: a retrospective study of 48 cases. *Endoscopy* 29:160-164
- 23.) Mandel JS, Bond JH, Church TR, et al. Reducing mortality from colorectal cancer by screening for fecal occult blood. *N Engl J Med* 1993; 328:1365-71. [Erratum, *N Engl J Med* 1993; 329:672.]
- 24.) Lieberman D, Weiss D, Bond J, Ahnen DJ, Garewal H, Chejfec G. Use of colonoscopy to screen asymptomatic adults for colorectal cancer. *N Engl J Med* 2000; 343:162-8
- 25.) Kulinna C, Scheidler J, Eibel R, Bruning R, Bonel H, Herrmann K, Reiser MF. Diagnostic value of different rectal contrast media in the detection of colorectal diseases by multi-slice CT. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2001 Aug;173(8):749-55
- 26.) Hara AK, Johnson CD, MacCarty RL, Welch TJ. Incidental extracolonic findings at CT colonography. *Radiology* 2000; 251:353-357
- 27.) Fenlon HM, Nunes DP, Schroy PC 3rd, Barish MA, Clarke PD, Ferrucci JT. A comparison of virtual and conventional colonoscopy for the detection of colorectal polyps. *N Engl J Med* 1999 Nov 11;341(20):1496-1503
- 28.) Hara AK, Johnson CD, Reed JE, et al. Detection of colorectal polyps by computed tomographic colonography: feasibility of a novel technique. *Gastroenterology* 1996; 110:284-290
- 29.) Kay CL, Young JW, Kulling D, Hawes RH, Cotton PB. Virtual endoscopy--comparison with colonoscopy in the detection of space-occupying lesions of the colon. *Endoscopy* 2000 Mar;32(3):226-32
- 30.) Fletcher JG, Johnson CD, Welch TJ, MacCarty RL, Ahlquist DA, Reed JE, Harmsen WS, Wilson LA. Optimization of CT colonography technique: Prospective trial in 180 Patients. *Radiology* 2000;216:704-711

- 31.) Yee J, Akerkar GA, Hung RK, Steinauer-Gebauer AM, Wall SD, McQuaid KR. Colorectal neoplasia: performance characteristics of CT colonography for detection in 300 patients. *Radiology* 2001 Jun;219(3):685-692
- 32.) Royster AP, Fenlon HM, Clarke PD, Nunes DP, Ferrucci JT. CT colonoscopy of colorectal neoplasms: two-dimensional and three-dimensional virtual-reality techniques with colonoscopic correlation. *AJR Am J Roentgenol* 1997 Nov;169(5):1237-42
- 33.) Morrin MM, Farrell RJ, Kruskal JB, McGee JB. Prospective comparison of virtual CT colonography in patients undergoing elective colonoscopy. *Gastroenterology* 1999; 116:461
- 34.) Dachman AH, Kuniyoshi JK, Boyle CM, Samara Y, Hoffmann KR, Rubin DT, Hanan I. CT colonography with three-dimensional problem solving for detection of colonic polyps. *AJR Am J Roentgenol* 1998 Oct;171(4):989-995
- 35.) Hara AK, Johnson CD, Reed JE, et al. Detection of colorectal polyps with CT colonography: initial assessment of sensitivity and specificity. *Radiology* 1997; 205:59-65
- 36.) Angtuaco TL, Banaad-Omiotek GD, Howden CW. Differing attitudes toward virtual and conventional colonoscopy for colorectal cancer screening: surveys among primary care physicians and potential patients. *Am J Gastroenterol* 2001; 96:887-893
- 37.) Obuchowski NA, Graham RJ, Baker ME, Powell KA. Ten criteria for effective screening: their application to multislice CT screening for pulmonary and colorectal cancers. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176:1357-1362
- 38.) Lieberman D, Weiss D, Bond JH, et al. Screening asymptomatic subjects with colonoscopy: prevalence and location of advanced colonic neoplasia. *N Eng J Med* 2000; 343:162-168
- 39.) Selby JV, Friedman GD, Quesberry CP, Weiss NS. A case control study of screening sigmoidoscopy and mortality from colorectal cancer. *N Eng J Med* 1992; 326:653-657
- 40.) Neugut AI, Pita S. Role of sigmoidoscopy in screening for colorectal cancer: A critical review. *Gastroenterology* 1988; 95:492-499
- 41.) Towler BP, Irwing L, Glasziou P, Kewenter J, Weller D, Silagy C. A systematic review of the effects of the screening for colorectal cancer using the fecal occult blood test, hemocult. *BMJ* 1998; 317:559-565
- 42.) Bond JII (1999) Screening guidelines for colorectal cancer. *Am J Med* 106:7S-10S
- 43.) Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multislice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 1999; 31:110-124
- 44.) Rogalla P, Meiri N, Ruckert JC, Hamm B. Colonography using multislice CT. *Eur J Radiol* 2000; 36(2):81-85
- 45.) Berland LL, Smith JK. Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology* 1998; 209:327-329

- 46.) Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice CT. *Med Phys* 1998; 25:550-561
- 47.) Hu H. Multi-slice CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 1999; 26:5-18
- 48.) McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 1999; 26:2223-2230
- 49.) Rust GF, Holzknicht N, Olbrich D, Schöpf U, Brüning R, Reiser M (1999) Mehrschicht-Computertomographie des Dünndarms. *Radiologe* 39:965-970
- 50.) Schöpf U, Becker C, Brüning B, Hong C, Rust GF, Helmberger T, Leimeister P, Stadie A, Niethammer N, Klingemann B, Reiser M (1999) Computertomographie des Abdomens mit der Mehrzeilen-Detektor Spiral CT. *Radiologe* 39:652-661
- 51.) Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Brüning R, Reiser MF. Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. *Radiologe* 1999; 11:923-931
- 52.) McCollough CH. Optimization of multidetector array CT acquisition parameters for CT colonography. *Abdom Imaging* 2002 May-Jun;27(3):253-9
- 53.) Schorn C, Obenauer S, Funke M, Hermann K-P, Kopka L, Grabbe E. Schichtempfindlichkeitsprofile und Bildpunktrauschen einer Mehrschicht Spiral-CT im Vergleich zu einer Einzelschicht Spiral-CT. *Fortschr Röntgenstr* 1999, 171:71-74
- 54.) Schaller S, Flohr T, Wolf H, Kalender W. Evaluation of a spiral reconstruction algorithm for multirow-CT. Abstract book of the 54th Scientific Assembly and Annual Meeting of the RSNA. 1998; 434
- 55.) Graf H, Heuschmid M, Kuttner A, Kopp AF, Claussen CD, Schick F. Characterization of motion artifacts in multi-slice spiral CT. *Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2002 Oct;174(10):1301-8
- 56.) Lell M, Baum U, Koester M, Nömayr A, Greess H, Lenz M, Bautz W. Morphologische und funktionale Diagnose des Kopfes und Halses mit dem MSCT. *Radiologe* 1999; 39:932-938
- 57.) Baum U, Lell M, Nömayr A, Wolf H, Brunner T, Greess H, Bautz W (1999). Mehrzeilen-Spiral-CT in der Diagnostik von Pankreastumoren . *Radiologe* 39:956-964
- 58.) Hui H, He HD, Foley WD, Fox SH(2000). Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 215:55-62
- 59.) Beaulieu CF, et al. Detection of colonic polyps in a phantom model: implications for virtual colonoscopy data acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 1998; 22(4):656-663

- 60.) Cohnen M, et al. Possibilities for dose reduction in coronal spiral CT of the mid-face area. *Aktuelle Radiol* 1998; 8(1): 34-39.
- 61.) Schoepf UJ, et al. Multi-slice computed tomography as a screening tool for colon cancer, lung cancer and coronary artery disease. *Eur Radiol* 2001; 11(10): 1975-1985.
- 62.) Diederich S, et al. Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 1999; 213(1): 289-298.
- 63.) Diederich S, et al. Screening for asymptomatic early bronchogenic carcinoma with low dose CT of the chest. *Cancer* 2000; 89(11 Suppl): 2483-2484.
- 64.) Husstedt HW, et al. Low-dose high-resolution CT of the petrous bone. *J Neuroradiol* 2000; 27(2): 87-92.
- 65.) Jung KJ, et al. Low-dose, volumetric helical CT: image quality, radiation dose, and usefulness for evaluation of bronchiectasis. *Invest Radiol* 2000; 35(9): 557-563.
- 66.) Gartenschläger M, Schweden F, Gast K, et al. Pulmonary nodules: Detection with low dose vs conventional dose spiral CT. *Eur Radiol* 1996; 8:609-614
- 67.) Laghi A, Iannaccone R, Mangiapane F, Piacentini F, Iori S, Passariello R. Experimental colonic phantom for the evaluation of the optimal scanning technique for CT colonography using a multidetector spiral CT equipment. *Eur Radiol* 2003 Mar;13(3):459-66
- 68.) Springer P, et al. Virtual computed tomography colonoscopy: artifacts, image quality and radiation dose load in a cadaver study. *Eur Radiol* 2000; 10(1):183-187.
- 69.) Dachman AH, Lieberman J, Osnis RB, Chen SY, Hoffmann KR, Chen CT, Newmark GM, McGill J. Small simulated polyps in pig colon: sensitivity of CT virtual colography. *Radiology* 1997 May;203(2):427-430
- 70.) Whiting BR, et al. Influence of image acquisition parameters on ct artifacts and polyp depiction in spiral ct colonography : in vitro evaluation. *Radiology* 2000; 217:165-172
- 71.) International Commission on Radiological Protection (1991), 1900 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. In: Smith, H (ed) International Commission on Radiological Protection, no. 60. *Ann IRCP* 21 (nos. 1-3). Pergamon, Oxford
- 72.) Hara AK, Johnson CD, Reed JE, et al. Reducing data size and radiation dose for CT colonography. *AJR Am J Roentgenol* 1997; 168:1181-1184
- 73.) Kaul A, Bauer B, Bernhard J, Nosske D, Veit R. Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionising radiation in Germany. *Eur Radiol* 1997; 7:1127-1132
- 74.) Seifert H, HagenTh, Bartylla K, Blass G, Piepgras U. Patient doses from standard and spiral CT of the head using a fast twin beam system. *B J Radiol* 1997; 70:1139-1145
- 75.) Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Wall BF, Heron JC Le, Faulkner K. Survey of CT practice in UK. Part 2: Dosimetric aspects, NRPB-R249. London: HMSO, 1991:1-121

- 76.) Bernhardt J, Veit R. Erhebungen zur effektiven Dosis und zur Kollektivdosis bei der Röntgendiagnostik in den alten Bundesländern. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission (SSK) 1995;30:181-204
- 77.) Jurik AG, et al. Image quality and dose in computed tomography. Eur Radiol 1997; 7(1): 77-81.
- 78.) NCRP (1993). Risk estimates for radiation protection. NCRP (1993) report 115
- 79.) ICRP 60 (1990) Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
- 80.) Hidajat N, Maurer J, Schroder RJ. Radiation exposure in spiral computed tomography: Dose distribution and reduction. Invest Radiol 1999; 34:51-57
- 81.) Weisser G, Lehmann KJ, Scheck R, et al. Dose and image quality of electron-beam CT compared with spiral CT. Invest Radiol 1999; 34:415-420
- 82.) Wang G, Vannier MW. Low contrast resolution in volumetric X-ray CT analytical comparison between conventional and spiral CT. Med Phys 1997; 24:373-376
- 83.) Rothenberg LN, Pentlow KS. AAPM tutorial: radiation dose in CT. Radiographics 1992; 12:1225-43
- 84.) Cohnen M, et al. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. AJNR Am J Neuroradiol 2000; 21(9): 1654-1660.
- 85.) Scheck RJ, et al. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. Br J Radiol 1998; 71(847): 734-744.
- 86.) Meaney TF, Raudkivi U, McIntyre WJ, et al. Detection of low contrast lesions in computed body tomography: An experimental study of simulated lesions. J Comput Assist Tomogr 1979; 3:497-502
- 87.) Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology 1992; 185:29-35
- 88.) Sprawls P. AAPM tutorial : CT image detail and noise. Radiographics 1992; 12:1041-1046
- 89.) Haaga JR, Miraldi F, MacIntyre W, LiPuma JP, Bryan PJ, Wiesen E. Effect of mAs variation upon computed tomography image quality as evaluated by in vivo and in vitro studies. Radiology 1981; 138:449-454
- 90.) Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL. CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. AJR Am J Roentgenol 1995; 164:603-607

- 91.) Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, Arams RS, McCauley DI. Low dose CT of the lungs: preliminary observations. *Radiology* 1990; 175:729-731
- 92.) Zwirewich CV, Mayo JR, Müller NL. Low dose high resolution CT of lung parenchyma. *Radiology* 1991; 180: 413-417
- 93.) Hara AK, Johnson CD, MacCarty RL, Welch TJ, McCollough CH, Harmsen WS. CT colonography: single- versus multi-detector row imaging. *Radiology* 2001 May;219(2):461-465
- 94.) Fleischmann D, et al. Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT. *Radiology* 2000; 216(1): 185-196.
- 95.) Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology* 1994; 191:79-83
- 96.) Polacin A, Kalender WA, Brink J, Vannier MW. Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys* 1994; 21:133-140
- 97.) Schlueter FJ, Wang G, Hsieh PS, Brink JA, Balfe DM, Vannier MW. Longitudinal image deblurring in spiral CT. *Radiology* 1994; 193:413-418
- 98.) Galanski, M. Ganzkörper-Computertomographie (Referenz-Reihe radiologische Diagnostik). Thieme 1998; 12-18, 22-54
- 99.) McFarland EG, Brink JA, Pilgram TK, Heiken JP, Balfe DM, Hirselj DA, Weinstock L, Littenberg B. Spiral CT colonography: reader agreement and diagnostic performance with two- and three-dimensional image-display techniques. *Radiology* 2001 Feb;218(2):375-38
- 100.) McFarland EG. Reader strategies for CT colonography. *Abdom Imaging* 27:275-283 (2002)
- 101.) McFarland EG, Brink JA, Heiken JP, et al. Spiral CT colonography: reader reliability and diagnostic performances with 2D and 3D image displays. *Radiology* 2000; 218:375-383
- 102.) Hopper KD, Iyriboz AT, Wise SW, Neuman JD, Mauger DT, Kasales CJ. Mucosal detail at CT virtual reality: Surface versus volume rendering. *Radiology* 2000; 214:517-522
- 103.) Fishman EK, Magid D, Ney DR, et al. Three dimensional imaging. *Radiology* 1991; 181:321-337
- 104.) Fishman EK, Ney DR. Advanced computer applications in radiology: clinical applications. *RadioGraphics* 1993; 13:463-475
- 105.) Drebin RA, Carpenter L, Hanrahan P. Volume rendering. *Comput Graphics* 1988; 22:65-74
- 106.) Levoy M. Display of surfaces from volume data. *IEEE Comput Graph Appl* 1988; 8:29-37
- 107.) Rex DK, Vining D, Kopecky KK. An initial experience with screening for colon polyps using spiral CT with and without CT colonography (virtual colonoscopy). *Gastrointest Endosc* 1999; 50:309-313

- 108.) Macari M, Milano A, Lavelle M, Berman P, Megibow AJ. Comparison of time efficient CT colonography with two- and three-dimensional colonic evaluation for detecting colorectal polyps. *AJR* 2000; 174: 1543-1549
- 109.) Paik DS, Automated flight path planning for virtual endoscopy. *Med Physics* 1998; 25:629-637
- 110.) Summers RM. Navigational aids for real-time virtual bronchoscopy. *AJR* 1997; 168:1165-1170
- 111.) Näppi J, Dachman AH, MacEneaney P, Yoshida H. Automated knowledge-guided segmentation of colonic walls for computerized detection of polyps in CT colonography. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26(4):493-504
- 112.) Ling SH, Summers RM, Loew MH, McCollough C, Johnson CD. Computer aided detection of polyps in a colon phantom: Effect of scan orientation, polyp size, collimation and dose. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26(6):1013-1018
- 113.) Summers RM. Challenges for computer aided diagnosis for CT colonography. *Abdom Radiol* 2002; 27:268-274
- 114.) Summers RM, Jerekbo AK; Franaszek M, Malley JD, Johnson CD. Colonic Polyps: Complementary role of computer aided detection in CT colonography. *Radiology* 2002; 225:391-399
- 115.) Summers RM, Beaulieu CF, Pusanik LM, et al. Automated polyp detector for CT colonography: feasibility study. *Radiology* 2000; 216:284-290
- 116.) Summers RM, Johnson CD, Pusanik LM, Malley JD, Youssef AM, Reed JE. Automated polyp detection at CT colonography: feasibility assessment in a human population. *Radiology* 2001; 219:51-59
- 117.) Näppi J, Yoshida H. Automated detection of polyps with CT colonography: Evaluation of volumetric features for reduction of false-positive findings. *Acad Radiol* 2002; 9:386-397
- 118.) Yoshida H, Masutani Y, MacEneaney P, Rubin D, Dachman AH. Computerized detection of colonic polyps in CT colonography based on volumetric features: a pilot study. *Radiology* 2002; 222:327-336
- 119.) Koenderink JJ. *Solid shape*. Cambridge, MA: MIT Press, 1990
- 120.) Summers RM. Image gallery: a tool for rapid endobronchial lesion detection and display using virtual bronchoscopy. *J Digit Imaging* 1998; 11:53-55120
- 121.) Summers RM, Feng DH, Holland SM, Sneller MC, Shelhamer JH. Virtual bronchoscopy: segmentation mode for real time display. *Radiology* 1996; 200:857-862

- 122.) Summers RM, Selby WS, Malley JD, et al. Polypoid lesions of airways: early experience with computer assisted detection by using virtual bronchoscopy and surface curvature. *Radiology* 1998; 208:331-337
- 123.) Summers RM, Pusanik LM, Malley JD. Automatic detection of endobronchial lesions with virtual bronchoscopy: comparison of two methods. In: *Medical imaging 1998: image processing*. San Diego, Calif: SPIE, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 1998; 327-335
- 124.) Masutani Y, Yoshida H, MacEneaney PM, Dachman AH. Automated segmentation of colonic walls for computerized detection of polyps in CT colonography. *J Comput Assist Tomogr* 2001; 25:629-638
- 125.) Chen CH, ed. *Fuzzy logic and neural network handbook*. Computer Engineering series. New York, NY: McCraw-Hill, 1996
- 126.) Hoppner F, Klawonn F, Kruse R, et al. *Fuzzy cluster analysis: methods for classification, data analysis and image recognition*. New York: John Wiley & Sons, 1999
- 127.) Hara AK: Mayo clinic experience: Polyp detection. *Proceedings of the First International Symposium on Virtual Colonoscopy*. Boston, Oct 1998:35-37
- 128.) Yee J, et al. Comparison of supine and prone scanning separately and in combination at CT colonography. *Radiology* 2003;226:653-661
- 129.) Rogalla P, Meiri N. CT colonography: Data acquisition and patient preparation techniques. *Sem Ultrasound* 2001;22(5):405-412
- 130.) Fenlon HM, Clarke PD, Ferrucci JT. Virtual colonoscopy: Imaging features with colonoscopic correlation. *AJR Am J Roentgenol*. 1998;170:1303-1309

8. Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand auf Anregung von Priv.-Doz. Dr. M. Cohnen, Oberarzt des Instituts für Diagnostische Radiologie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf. Ihm gilt mein Dank für die intensive und geduldige Betreuung und für das ausgesprochen angenehme Arbeitsklima, welches in hohem Maße zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen hat.

Außerdem danke ich Herrn Dr. Ch. Vogt, Oberarzt der Klinik für Gastroenterologie, Hepatologie und Infektiologie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, für die Mitbeurteilung der 2D- und 3D-Abbildungen.