

**Reduktion der Strahlenexposition bei
CT-Fluoroskopie-gesteuerten Interventionen:
Möglichkeiten und Grenzen einer segmentalen Röhrenabschaltung**



Oliver Bohnsack

2005

Aus dem Institut für Klinische Radiologie
der Ludwig Maximilians Universität zu München
Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser

Reduktion der Strahlenexposition bei
CT-Fluoroskopie-gesteuerten Interventionen:
Möglichkeiten und Grenzen einer segmentalen Röhrenabschaltung

D i s s e r t a t i o n
zum
Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig Maximilians Universität zu München

Vorgelegt von
Oliver Bohnsack
aus Mülheim an der Ruhr

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig Maximilians Universität München

Berichterstatter: PD Dr. med. C. Becker

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. A Gebauer
PD Dr. med. R. Tiling

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. B. Wintersperger

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 24. 02. 2005

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
1.1 Allgemeines	1
1.2 Grundprinzipien der Computertomographie.....	2
1.2.1 Grundlagen	2
1.2.2 Konventionelle Computertomographie	4
1.2.3 Spiral Computertomographie	5
1.2.3.1 Grundlagen der Spiral-CT-Technik.....	6
1.2.3.1.1 Mehrschicht Spiral CT (MSCT)	7
1.2.4 Möglichkeiten der Bildnachverarbeitung.....	10
1.2.4.1 Zweidimensionale-Nachverarbeitung	11
1.2.4.1.1 Multiplanare Reformation	11
1.2.4.2 Dreidimensionale-Nachverarbeitung	11
1.2.4.2.2 Dreidimensionale Oberflächenrekonstruktion	12
1.2.4.2.3 Volumen Rendering	13
1.3 CT-Fluoroskopie	13
1.4 CT-gesteuerte Intervention	19
1.5 Strahlenexposition und Dosimetrie	20
1.5.1 Grundprinzipien der Dosisbestimmung.....	20
1.5.1.1 Die Energiedosis:.....	21
1.5.1.2 Die Äquivalentdosis:	21
1.5.1.3 Qualitätsfaktoren:.....	22
1.5.1.4 Die effektive Dosis:.....	22
1.5.1.5 Gewebe – Wichtungsfaktoren:.....	23
1.5.1.6 Dosisgrenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen	24
1.5.2 Dosimetrie in der Computertomographie	24
1.5.2.1 CTDI	24
1.5.3 Möglichkeiten der Reduktion der Strahlenexposition in der CT-Fluoroskopie.....	26
2. Material und Methodik.....	28
2.1 Funktionsweise der segmentalen Röhrenabschaltung.....	28
2.2 Messungen am CTDI Phantom.....	31
2.2.1 Versuchsaufbau.....	31
2.3 Messungen am Alderson-Phantom	34
2.3.1 Versuchsaufbau zur Messung innerhalb des Strahlengangs	34
2.3.2. Versuchsaufbau zur Messung außerhalb des Strahlengangs	42

3. Ergebnisse	46
3.1 Messergebnisse am CTDI Phantom	46
3.2 Messergebnisse am Alderson Phantom	48
3.2.1 Messung innerhalb des Strahlengangs.....	48
3.2.2 Messung außerhalb der Strahlung (Streustrahlung)	53
3.3 Messergebnisse der effektiven Dosis	59
4. Diskussion.....	61
4.1 Dosisreduktion durch segmentale Röhrenabschaltung.....	64
4.1.1 Dosisreduktion im Strahlengang.....	64
4.1.2 Dosisreduktion außerhalb des Strahlenganges	66
4.1.3 Reduktion der Patientendosis	67
4.2 Verbesserungsmöglichkeiten, Weiterentwicklungen	69
5. Zusammenfassung.....	71
6. Glossar	73
7. Literatur.....	74
8. Curriculum Vitae.....	78
9. Danksagung.....	79

1. Einleitung

1.1 Allgemeines

Die Computertomographie (CT) stellt heutzutage eines der wichtigsten radiologischen Verfahren zur nichtinvasiven Diagnostik dar. Durch die Akquisition von Schnittbildern durch den Körper ermöglicht sie im Gegensatz zur Projektionsradiographie einen detaillierteren Überblick und Einblick der untersuchten Körperregion. Durch stetige technische Entwicklungen innerhalb der letzten Jahre wurden die diagnostischen Möglichkeiten der CT und deren Indikationen zunehmend ausgeweitet. Obwohl die CT nur etwa 4% aller Röntgenuntersuchungen ausmacht, ist sie für ca. ein Drittel der gesamten medizinischen Strahlenexposition der Bevölkerung als verantwortlich zu sehen. (1, 13, 29). Die Reduktion der individuellen Strahlenexposition ist somit ein Ziel neuer technischer Entwicklungen.

Neben ihrer Hauptrolle in der nicht-invasiven Diagnostik gewinnt die Computertomographie zunehmend an Bedeutung für minimal-invasive interventionelle Eingriffe. Durch ihre Schichtbildgenerierung ermöglicht sie die visuelle Steuerung, Überwachung und Erfolgskontrolle von minimal-invasiven diagnostischen oder therapeutischen Eingriffen. Auch auf dem Gebiet der CT-gesteuerten Intervention ergeben sich durch technische Innovationen neue Möglichkeiten. Die CT-Fluoroskopie ermöglicht seit einigen Jahren die Echtzeitkontrolle und -führung von technisch schwierigen Verfahren. Diese kommen hauptsächlich im Bereich atemverschieblicher Organe, wie z.B. der Lunge und der Leber zum Einsatz. Neben dem Vorteil einer exakten und sicheren Positionierung von Materialien, kommt es jedoch hierbei zu einer erhöhten Strahlenexposition sowohl des Patienten als auch des interventionellen Radiologen. Neben der Strahlenexposition für den Patienten gilt es somit auch die Strahlenexposition des interventionell tätigen Radiologen zu minimieren. Insbesondere die Manipulation im primären Strahlengang des Computertomographen kann zu enormen Hautdosen führen. Um diese Risiken

zu vermeiden, erfolgte in den letzten Jahren die Entwicklung verschiedener Ansätze zur Reduktion der Strahlenexposition während CT-fluoroskopisch gesteuerter Interventionen. Neben den grundsätzlichen Schutzmaßnahmen, wie physikalischer Strahlenabschirmung durch entsprechende Schutzkleidung, ist insbesondere die Entwicklung verschiedenster Gerätschaften und Materialien zu nennen, die es dem Radiologen ermöglichen eine Exposition der Hände im Primärstrahlengang zu vermeiden.

Jedoch ermöglichen auch Variationen auf Seite der Untersuchungsgeräte die Reduktion der Strahlenexposition des Radiologen und des Patienten. Insgesamt ist jedoch darauf zu achten, dass weiterhin eine ausreichend hohe diagnostische Sicherheit besteht, um das Risiko der Intervention niedrig zu halten.

Ziel dieser Arbeit ist die Phantomevaluierung einer neuentwickelten, positionsabhängigen Röhrenstrommodulation hinsichtlich der Reduktion der Strahlenexposition für Radiologen und Patienten.

1.2 Grundprinzipien der Computertomographie

1.2.1 Grundlagen

Die Computertomographie (CT) ist ein radiologisches Untersuchungsverfahren, bei dem mittels Röntgenstrahlung unter Verwendung moderner Computertechnik Schichtbildaufnahmen von Objekten angefertigt werden können.

Die grundlegenden Beiträge zur Entwicklung dieser Technik kamen von *Hounsfield* (15) und *Cormack* (3, 4). Wesentlich ist hierbei, dass die einzelnen Strukturen einer Ebene nicht, wie bei konventionellen Röntgenaufnahmen überlagert und in einer Ebene aufeinander projiziert abgebildet werden. Mit der CT werden Strukturen orts- und objektrett in beiden Dimensionen abgebildet. Die zugrundeliegende Abbildungsgeometrie ist bei allen Computertomographen

gleich. Bei konventionellen Röntgenaufnahmen steht die Röntgenröhre mit dem Patienten bzw. dem Abbildungsobjekt, sowie dem Röntgenfilm oder digitalem Detektor in stationärem Zustand zueinander. Alle Objektstrukturen die in der Projektionsebene auf einer Linie hintereinander liegen werden übereinander projiziert. Das Grundprinzip der CT besteht darin, dass ein dünner Röntgenstrahl den Patienten oder das Objekt aus verschiedenen Richtungen abtastet. Hierdurch wird jeder Punkt der Körperebene mehrfach aus verschiedenen Winkeln durchstrahlt. Die Einstrahlung der Röntgenstrahlung erfolgt hierbei in verschiedenen Bogengradwinkeln aus einer um den Patienten rotierenden Röhre. Die Transmission der Röntgenstrahlung wird mit Detektoren erfasst. Diese rotieren entweder der Röhre gegenüberliegend um den Patienten oder sind ringförmig feststehend. Durch geeignete Kollimation wird nur eine definierte Ebene, die Schicht- oder Untersuchungsebene, durchstrahlt.

Der Beitrag jedes einzelnen Bildpunktes zur Schwächung der Röntgenstrahlung ist somit in mehreren transmittierenden Strahlen enthalten. Durch ein physikalisch-mathematisches Verfahren, der Fourier Transformation (17) kann die lokale Röntgenschwächung an jedem Punkt rekonstruiert werden. Die lokalen Schwächungswerte werden in so genannte CT-Grauwerte umgerechnet die zur Darstellung in einem zweidimensionalen Querschnittsbild dienen (11). Frühe Scanner der ersten und zweiten Generation verwenden eine kombinierte Translations- und Rotationsbewegung von Röntgenröhre und Detektor. Computertomographen der dritten und vierten Generation arbeiten nur noch mit einer Rotationsbewegung, wobei Computertomographen der vierten Generation mit einem stationären, ringförmigen Detektor ausgestattet sind.

Die Entwicklung moderner Computertomographen erzielte eine weitere Verkürzung der Untersuchungszeiten, hauptsächlich durch eine Reduktion der Rotationszeiten der Funktionseinheit aus Röhre und gegenüberliegendem Detektor. Im Laufe der Jahre konnten die Rotationszeiten der Röhre-Detektor-Einheit und dadurch die Aufnahmezeit eines Schichtbildes durch technische

Weiterentwicklungen von einigen Minuten in den Sekundenbereich, und heute in den Sub-Sekundenbereich reduziert werden. Moderne Spiral CT Geräte mit kontinuierlicher Rotation erreichen heute Umlaufzeiten unter einer halben Sekunde. Eine merkliche Verbesserung der Bildqualität bei gleichzeitiger Verkürzung der Aufnahmedauer wurde durch die Entwicklung und Einführung der Mehrzeilen Spiral CT ermöglicht. Im Gegensatz zur bisherigen Einzelschicht Spiral CT (ESCT), bei der in Patientenlängsachse jeweils nur ein Detektorelement angeordnet ist, verwenden Mehrschicht Spiral CTs (MSCT) Detektorgeometrien mit mehreren parallelen Elementen, um bei einer einzigen Rotation je nach Gerätetyp 2-16 Schichten gleichzeitig aufzunehmen. Hierdurch ist eine weitere dramatische Verbesserung der Bildqualität und eine Reduktion der Aufnahmedauer erzielt worden. Eine vollständige Untersuchung des Thorax oder Abdomens einschließlich des Beckens kann damit in unter 15 Sekunden durchgeführt werden.

1.2.2 Konventionelle Computertomographie

Waren die Computertomographen anfangs nur im Bereich sich nicht bewogender Körperteile und Organe einzusetzen, konnte durch die enorme Reduktion der Aufnahmezeiten die Computertomographie der Untersuchung des gesamten Körpers zugänglich gemacht werden. Weiterhin werden bei dieser Technologie einzelne Schichtaufnahmen des Patienten angefertigt mit Pausen zwischen zwei Aufnahmen. Ein dreidimensionaler Datensatz kann mit dieser Technik nur durch das Aneinandersetzen der Einzelbilder erreicht werden. Durch verschiedene Atemlagen des Patienten bei der Akquisition der Einzelbilder und mögliche Bewegungen ist die Qualität des dreidimensionalen Datensatzes stark eingeschränkt.

Ende der 80-er und Anfang der 90-er Jahre erfolgte mit der Spiral-CT eine Weiterentwicklung der Datenakquisitionstechnik unter Verwendung gering modifizierter herkömmlicher Computertomographen (18, 39-42).

1.2.3 Spiral Computertomographie

Vor Einführung der Spiral CT Technologie Anfang der 90er Jahre mit kontinuierlichem Umlauf von Röhre – Detektor - Einheit wurden CT Untersuchungen mit sogenannten sequentiell arbeitenden CT Geräten angefertigt. CT Scanner älterer Bauweise arbeiten noch heute nach diesem Sequenz Prinzip. Bei einem sequentiellen CT umläuft die Röhre-Detektor-Einheit den Patienten um einen 1½ –fachen Umlauf, ca. 540° in eine Richtung bei ruhendem Patiententisch. Dann wird der Tisch mit Patient um wenige Millimeter verschoben und der nächste Umlauf mit Datenerfassung in entgegengesetzter Richtung erfolgt. Diese abwechselnde "im Uhrzeigersinn – gegen den Uhrzeigersinn" Untersuchungsmethode war notwendig, da der anhängende Kabelbaum für Stromzufuhr zur Röhre und Datenabtransport zum Bildrechner eine kontinuierliche Rotation nicht erlaubt hat. Heute ermöglicht der Einsatz der Schleifring-Technologie aus der Radar Anwendung in der Computertomographie den permanenten Umlauf von Röhre-Detektor-Einheit bei kontinuierlichem Tisch- und Patientenvorschub.

Die bewährte Darstellung der konventionellen Computertomographie zeigt im Bereich von atemverschieblichen Organen entscheidende Nachteile auf:

- Die Erfassung des Volumens ohne Lücken ist maßgeblich von der Mitarbeit und Kooperationsfähigkeit des Patienten abhängig
- Um eine lückenlose Untersuchung zu ermöglichen, müsste der Patient bei jedem Atemkommando exakt dieselbe Atemlage erreichen. Ansonsten können einzelne Schichten doppelt bzw. nicht erfasst und abgebildet werden (18).

- Bei Untersuchungen mit intravenöser Kontrastmittelgabe können in der Zeit der maximalen Anreicherung im Gewebe nur wenige Schichten untersucht werden (19).
- Die Erfassung eines größeren Untersuchungsabschnittes in Atemanhalte-technik ist mit der langen Untersuchungszeit der konventionellen CT nicht möglich.

Neben technischen Veränderungen wie Weiterentwicklungen der Stromversorgung mit Schleifringtechnik (25), gibt es auch Entwicklungen neuer Aufnahmetechniken, wie die Spiral-CT. Der Begriff der Spiral-CT oder Helikal-CT tauchte zum ersten Mal im Jahre 1989 auf (39-41). Dahinter verbirgt sich eine neuartige Datenerfassungstechnik, die es ermöglicht, ein größeres Volumen innerhalb kurzer Zeit zu untersuchen. Bei dieser Untersuchungstechnik wird eine andauernde Rotation der Röntgenröhre mit einem kontinuierlichen Vorschub des Untersuchungstisches mit Patient kombiniert.

Durch den Wegfall einzelner Schichtbildaufnahmen mit dazwischenliegenden Atempausen für den Patienten wird die Untersuchungszeit enorm verkürzt. Hierdurch ist die Aufnahme eines gesamten Datensatzes in einer Atemanhaltephase möglich. Durch den Tischvorschub bei rotierender Röntgenröhre beschreibt der Fokus bei dieser Aufnahmeart eine spiral- oder helixförmige Bahn relativ zum Zentrum im Patienten und ist daher maßgebend für die Namensgebung der Datenerfassungstechnik(19).

1.2.3.1 Grundlagen der Spiral-CT-Technik

Das Merkmal der Spiral-CT ist die kontinuierliche Rotation der Röntgenröhre bei kontinuierlichem, gleichmäßigem Tischvorschub. Ebenso wie bei der konventionellen Computertomographie spielen bei der Spiral-CT die Parameter Schichtdicke, Tischvorschub und Rotationszeit eine große Rolle. Das Verhältnis

von Tischvorschub zu Schichtdicke, genannt "Pitch", hat einen entscheidenden Einfluss auf die Bildqualität (34). Mit der Entwicklung der Spiral-CT mussten auch neu aufgetretene Probleme berücksichtigt werden:

- Da sich während der Röhrenrotation und Datenaufnahme der Untersuchungstisch mit Patient kontinuierlich bewegt, ist zur Berechnung einzelner Schichtbilder aus dem Datensatz ein neues Prinzip notwendig.
- Aufgrund der Röhrenbelastung während der verlängerten Exposition musste Anfangs die Röntgenleistung meist leicht reduziert werden, um eine Überhitzung der Röntgenröhre zu vermeiden (20). Die Entwicklung neuer, leistungsfähiger Röntgenröhren konnte diesen Nachteil jedoch bereits ausgleichen.

Die Spiral-CT bietet den großen Vorteil, aus dem gemessenen Rohdatensatz in beliebigem Abstand und an beliebiger Position planare Bilddatensätze in beliebiger Schichtdicke berechnen zu können, die den Aufnahmen einer konventionellen CT entsprechen. Im Gegensatz zur konventionellen CT erfolgt bei der Spiral-CT zunächst die Aufnahme eines dreidimensionalen Datensatzes und danach in einem zweiten Arbeitsschritt die Berechnung der planaren Schichtbilder. Für eine detaillierte Darstellung der Berechnungsmethoden axialer Schichtbilder aus Spiral CT Daten sei an dieser Stelle auf einschlägige Literatur verwiesen (17-19)

1.2.3.1.1 Mehrschicht Spiral CT (MSCT)

Die Mehrschicht Spiral CT beruht grundsätzlich auf den gleichen Basisalgorithmen wie die Spiral CT. Die Datenakquisition erfolgt durch stetige Rotation der Röhre während eines kontinuierlichen Tischvorschubes. Im Gegensatz zur SCT werden bei der MSCT jedoch die Daten nicht mit einer Detektorreihe aufgenommen sondern mit einer Vielzahl paralleler

Detektorelemente. Hierdurch ist eine schnellere Volumenabdeckung während der Datenakquisition möglich.

Zur Bildberechnung sind nun abgewandelte Algorithmen notwendig, um die Datenpunktinterpolation zwischen den einzelnen Detektorreihen zu ermöglichen. Die Anzahl der Detektorelemente ist primär abhängig vom Detektordesign. Während bei Matrixdetektoren Elemente gleicher Größe nebeneinander angeordnet werden, entstehen Arraydetektoren aus Elementen verschiedener Größen. Hierdurch wird versucht die Anzahl der Zwischenräume zwischen den Elementen zu reduzieren, um eine höhere Strahleneffektivität zu erreichen (31). In den äußeren Anteilen eines Detektors treffen geometrisch bedingt weniger Photonen und entsprechend weniger Dosis auf. Dieser Umstand ergibt sich dadurch, dass diese äußeren Photonen eine relativ längere Strecke im Gewebe zurücklegen müssen und entsprechend mehr abgeschwächt werden. Dieser Umstand wird mit einem Matrix Detektor Design nicht berücksichtigt. Hierbei sind alle Detektorelemente gleich groß. Siehe hierzu auch Abbildungen 1 und 2 auf der nächsten Seite, welche einen schematischen Vergleich eines Matrix-Detektors mit einem Array-Detektor darstellen.

Bei Adaptive Array-Detektoren werden die Detektorelemente in Längsrichtung des Patienten und damit im Strahlenkegel nach außen hin breiter. Dadurch können mit diesen Elementen mehr und energieärmere Photonen absorbiert werden und besser zur Bildgebung beitragen. Nachteilig erweist sich hier jedoch die reduzierte räumliche Auflösung. Das heißt, das so gewonnene Bild ist wegen der größeren Detektorelemente oder großer zusammengefasster Kollimierung unschärfer im Vergleich zu Bildern mit kleiner Schicht-Kollimierung.

Abbildung 1:

Schematische Darstellung eines Matrix Detektors mit 8 x 1 mm großen Detektorelementen. Ausrichtung in Patientenlängsachse

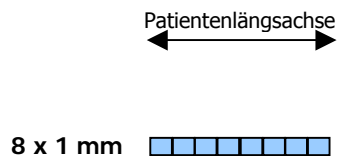
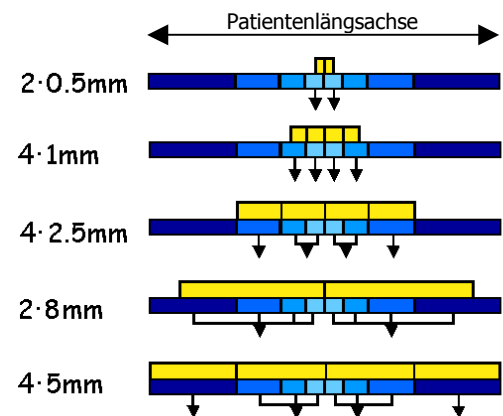


Abbildung 2:

Schematische Darstellung eines Adaptive Array Detektors mit verschieden großen Detektorelementen, welche unterschiedlich breite Kollimationen erlauben, in gelb. Ausrichtung in Patientenlängsachse



Bildbeschreibung Abbildungen 1, 2: Der linksseitig abgebildete Matrix Detektor, Abb. 1, erlaubt Schichtdicken-Kollimationen von 1 x 8mm, 2 x 4mm, 4 x 2mm und 8 x 1mm.

Bei dem rechts abgebildeten Detektoraufbau mit adaptivem Konzept, Abb. 2, werden die einzelnen Elemente nach außen hin breiter.

Die Detektorelemente bei dem von uns benutzten CT der Firma Siemens haben von innen nach außen folgende Größen: 2 x 1mm im Zentrum,

daran anschließend 2 x 1,5mm,

daneben 2 x 2,5mm und

außen 2 x 5mm.

Die möglichen Schichtdicken-Kollimationen sind in Gelb dargestellt und messen 2 x 0,5mm, 4 x 1mm, 4 x 2,5mm, 2 x 8mm oder 4 x 5mm.

Die derzeitig routinemäßig eingesetzte Gerätegeneration nimmt bis zu 8 Schichten gleichzeitig auf. Nahezu auf allen Einsatzgebieten hat sich die MSCT etabliert und eine deutliche Verbesserung der Bildqualität und der Einsatzmöglichkeiten mit sich gebracht. Zum einen ermöglicht die MSCT die Aufnahme dünnerer Schichten innerhalb eines Atemzyklus, zum anderen können die Aufnahmezeiten bei gleicher Schichtdicke drastisch reduziert werden. Neben der neuen Detektorgeometrie verfügen die meisten Geräte auch über eine weiter beschleunigte Gantryrotation von Röhre-Detektor-Einheit mit Umlaufzeiten von bis zu 0,5 s/360°. Neueste Entwicklungen erlauben mittlerweile bereits 16 gleichzeitig aufgenommene Schichten bei weiter reduzierter Rotationszeit, 0,42 s/360°. Erste Erfahrungen zeigen abermals eine deutliche Verbesserung der Bildqualität und eine weitere Reduktion der Aufnahmezeiten.

1.2.4 Möglichkeiten der Bildnachverarbeitung

Die durch Spiral-CT und MSCT gewonnenen planaren Schichtbilder bieten eine Reihe von weiteren Nachverarbeitungsmöglichkeiten, welche die Diagnose und die Darstellung von Befunden verbessern und vereinfachen können. Voraussetzung hierfür sind Volumendatensätze mit überlappender Schichtrekonstruktion. Hierdurch werden Stufenartefakte minimiert oder für das menschliche Auge gänzlich unsichtbar. Grundsätzlich ist für eine optimale Rekonstruktionsqualität eine Überlappung der axialen Schichtbilder von 50% zu empfehlen. Aus diesen planaren Bilddaten lassen sich eine Reihe von verschiedenen 2D- oder 3D Bildrekonstruktionen generieren.

1.2.4.1 Zweidimensionale-Nachverarbeitung

1.2.4.1.1 Multiplanare Reformation

Fügt man die transversalen Schichtbilder übereinander, so erhält man wieder einen Volumendatensatz. Mit Hilfe der multiplanaren Reformation (MPR) lassen sich nun beliebige Sekundärschnitte durch diesen Datensatz legen. Man erhält hierdurch mehr Informationen über den Verlauf und die räumliche Ausbreitung von Organen oder pathologischen Prozessen.

Für Gefäßdarstellungen ist besonders die Möglichkeit von gekrümmten oder komplexen Schnittebenen von großem Vorteil. Hiermit sind Gefäße über ihren gesamten Verlauf zu verfolgen. Durch einen geringen Zeitaufwand ist die MPR somit ein einfaches, schnelles und nützliches zusätzliches Hilfsmittel in der Befundung und Bewertung von Computertomogrammen.

Moderne Mehrschicht-Computertomographen erlauben aufgrund ihrer räumlichen Auflösung eine Bildqualität die von axialen Schichtbildern nicht mehr zu unterscheiden ist. Somit hält in der Computertomographie auch die in der Magnetresonanztomographie übliche multiplanare Schichtführung ihren Einzug.

1.2.4.2 Dreidimensionale-Nachverarbeitung

Dreidimensionale Darstellung der Bilddaten werden heutzutage in Schnittbildverfahren wie Computertomographie und Magnetresonanztomographie routinemäßig eingesetzt. Hierbei wird unterschieden zwischen schwellenwertbasierten Oberflächendarstellungen und Maximalen Intensitäts Projektionen (20). Bei all diesen 3D-Darstellungen muss vom Untersucher die Position vorgegeben werden aus der er das 3D-Datenvolumen betrachten will.

Vom Rechner wird ein zweidimensionales Bild erzeugt, das senkrecht zur Betrachtungsrichtung steht und einen räumlichen Eindruck vermitteln soll (20).

1.2.4.2.1 Maximale Intensitäts Projektion

Die Maximale Intensitäts Projektion (MIP) ist eine Nachverarbeitungsmöglichkeit deren Anwendung aus der Magnetresonanztomographie (MRT) für die Computertomographie übernommen werden kann. Sie beruht auf der Darstellung derjenigen Bildpunkte, die entlang einer zuvor gewählten Projektionsrichtung die höchsten Dichtewerte aufweisen. Diese kommen dann in der MIP-Abbildung zur Darstellung. Die Projektion erfolgt hierbei als Parallelprojektion.

Der Kontrast zwischen hochabsorbierenden Strukturen und ihrer Umgebung wird hierdurch optimiert und ist ähnlich wie in den herkömmlichen transversalen Bildern, denn die Grauwertinformation bleibt erhalten. Als Variante der MIP kommt zunehmend die "sliding thin slab" MIP (STS MIP) zur Anwendung. Hierbei kommt grundsätzlich der gleiche Algorithmus wie bei der MIP Rekonstruktion zur Anwendung, dieser wird jedoch nicht auf den gesamten Volumendatensatz, sondern lediglich auf ein begrenztes Volumen angewendet. Hierdurch können z.B. in der CT Angiographie komplexe Strukturüberlagerungen vermieden werden und somit die Befundung vereinfacht werden.

1.2.4.2.2 Dreidimensionale Oberflächenrekonstruktion

Bei diesem dreidimensionalen Verfahren handelt es sich um eine Möglichkeit zur Oberflächenrekonstruktion mit Schattierungseffekten durch virtuelle Lichtquellen (Shaded Surface Display = SSD). Hierbei erfolgt analog zur MIP

eine Abtastung des Volumendatensatzes aus einer vorgegebenen Richtung. Im Gegensatz zur MIP wird jedoch derjenige Bildpunkt dargestellt, der in Projektionsrichtung liegend als erster einen frei wählbaren Grauwert-Schwellenwert erreicht. Alle dargestellten Bildpunkte liegen somit über dem gewählten Schwellenwert. Bei SSD-Bildern wird aus der Gesamtheit der Punkte die Oberfläche rekonstruiert und berechnet. Die Position einer virtuellen Lichtquelle kann vom Untersucher gewählt werden. So ergibt sich eine schattierte Oberflächenkontur. Dieses Verfahren bietet gerade bei der Darstellung vom Skelett plastische Zusatzinformationen. Nachteilig ist die Tatsache, dass auf einem Projektionsstrahl der erste Punkt dargestellt wird, der den Schwellenwert erreicht oder überschreitet. Man erhält in dieser Nachverarbeitung keinerlei Information über Objektpunkte, die sich hinter diesem Punkt verbergen oder die einen geringeren Grauwert haben.

1.2.4.2.3 Volumen Rendering

Bei diesem dreidimensionalen Verfahren handelt es sich um ein schwellenwert-abhängiges Verfahren zur Darstellung von Volumendaten. In Abhängigkeit vom CT-Wert können verschiedenen Strukturen Grauwerte oder Farben zugeordnet werden. Entscheidend ist jedoch die Möglichkeit zur Transparenz, um hintereinander liegende Strukturen gleichzeitig darstellen zu können.

1.3 CT-Fluoroskopie

Unter Fluoroskopie versteht man ein Echtzeit-Bildverfahren z.B. zur Untersuchung und Darstellung dynamischer Vorgänge oder zur Kontrolle und Führung von interventionellen Eingriffen mit kontinuierlicher Bilderfolge. Verschiedene bildgebende Verfahren können dieser Technik zugrunde liegen:

- Projektionsradiographie

- Ultraschall
- Computertomographie
- Magnetresonanztomographie

Für die auf CT-Bilddaten basierende Fluoroskopie (CT-Fluoroskopie) sind hierbei folgende Gesichtspunkte von Bedeutung:

- Darstellung von fortlaufend aktualisierten Bilddaten während kontinuierlicher Rotation der Röntgenröhre
- Individuelle Kontrolle und Positionierung des CT-Tisches mit aufliegendem Patienten
- Reduktion des Röhrenstromes (mA) im Vergleich zur diagnostischen Computertomographie

Erstmals wurde die CT-Fluoroskopie 1993 von Katada et al. beschrieben (21). Im Laufe der folgenden Jahre wurde die Technik von allen großen Herstellern weiterentwickelt und zur Produktreife gebracht.

Als Grundvoraussetzung für die Durchführung der CT-Fluoroskopie gelten:

- Spiral-CT Gerät der 3. Generation mit Schleifringtechnologie
- Schnelle Röhrenrotation ($\leq 1\text{s}/360^\circ$)
- Hohe Hitzekapazität der Röntgenröhre
- Schnelle Rechereinheiten zur Bildberechnung

Als unabdingliche Voraussetzung sind moderne Computertomographen anzusehen, um eine kontinuierliche Bildakquisition und Bildberechnung zu ermöglichen. Ebenfalls sind hierzu schnelle Rotationszeiten von höchstens $1\text{s}/360^\circ$ notwendig, um auch bei kontinuierlichen physiologischen Prozessen, wie zum Beispiel Atmung, intravasalem Kontrastmittelfluss oder bei Manipulationen am Patienten, Bilder frei von Bewegungsartefakten zu generieren. Obwohl in der CT-Fluoroskopie reduzierte Röhrenströme zur Anwendung kommen, sind hitzebeständige Röntgenröhren notwendig, um wiederholte Datenakquisitionen ohne längere kühlzeitbedingte Pausen zu

ermöglichen. Schnelle Rechereinheiten dienen zur Echtzeitberechnung und Echtzeitdarstellung der aufgenommenen Daten.

Die Bildberechnung bei der CT Fluoroskopie erfolgt meist nicht aus den Daten einer vollen Rotation, sondern basiert auf den gewonnenen Daten von jeweils einem Teilumlauf. Grundsätzlich ist zur Bildberechnung nicht der Rohdatensatz einer kompletten 360° Rotation notwendig. Für die Bildberechnung ist ein Umlauf von 240° der Röhre-Detektor-Einheit ausreichend. Aus einem 240° Umlauf erhält man jedoch Daten, die ein um den Fächerwinkel der Röntgenstrahlung vergrößertes Kreissegment abmessen. So erhält man bei einer Rotation der Röhre-Detektor-Einheit um 240° plus dem Fächerwinkel der Detektoreinheit von 54.4°, beim SOMATOM Volume Zoom der Firma Siemens, plus Berücksichtigung eines Übergangswinkels von 5°, Daten über ein Kreissegment von nahezu 320°; siehe hierzu Abbildungen 3 und 4.

Abbildung 3

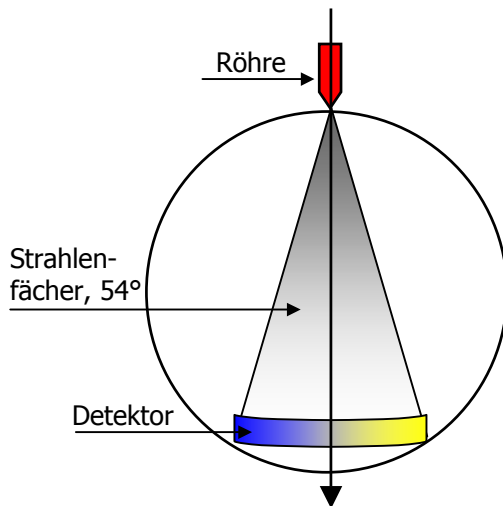
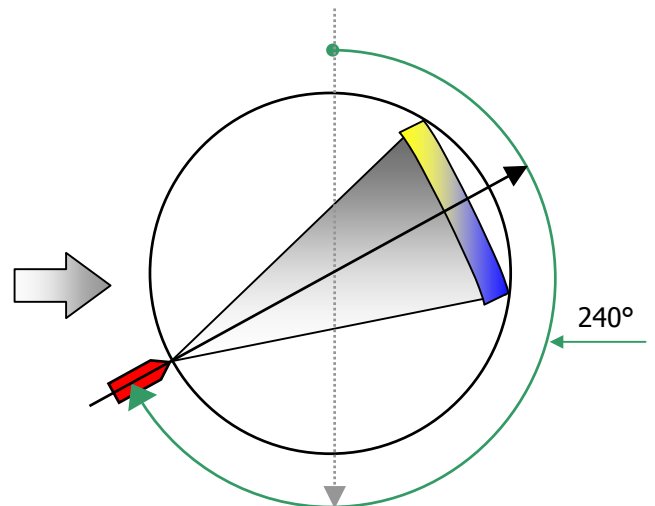


Abbildung 4



Bildbeschreibung Abbildungen 3, 4: Rotation der Röhre-Detektor-Einheit von der Ausgangsposition bei 12 Uhr 0°, Abb. 3, über einen Umlauf von 240°, Abb. 4 grün. Dieser Bogenwinkel ist notwendig, um ein Bild im "Quick Scan" Modus zu errechnen. Der Detektor entsprechend dem Strahlen-Fächerwinkel misst zusätzliche 54° beim Siemens SOMATOM Volume Zoom.

Im Vergleich zu der Bildrekonstruktion aus einer Vollrotation über 360° ergibt sich hieraus jedoch ein qualitativ minderwertiges Bild. Bei der CT Fluoroskopie für Interventionen, ist jedoch eine hochwertige Bildqualität nicht notwendigerweise erforderlich, so dass die Einbussen an Qualität akzeptiert werden können. Für eine diagnostische Bildgebung mit bestmöglicher Qualität ist die Verwendung von Daten aus Vollrotationen zur Bildberechnung notwendig. Eine Ausnahme hierzu ist die Herz-CT, welche ebenfalls mit Teildatensätzen arbeitet, um den zeitlichen Vorteil der kürzeren Aufnahmezeiten zu nutzen.

Um eine Echtzeitberechnung und Darstellung aus diesen Daten zu ermöglichen, werden die Bilder zudem meist in einer reduzierten Bildmatrix abgebildet. Die Bildauflösung ist hierbei reduziert auf 256 x 256 Bildpunkte und wird je nach Hersteller teilweise vom Rechner auf volle Matrixgröße mit 512 x 512 Bildpunkte interpoliert. Die Bildqualität ist somit zusätzlich nochmals reduziert. Andererseits ist hierdurch die Darstellung ohne merkliche Verzögerung möglich. Bei gleichbleibender, kontinuierlicher Rotation und Datenakquisition werden die Bilder jedoch nicht erst nach jeder Halbrodation dargestellt, sondern es erfolgt die Berechnung nachfolgender Bilder aus sich überlappenden Bogensegmenten. In Abhängigkeit von der Rotationszeit und der Überlappung der 240° großen Kreissegmente können bis zu 12 Bilder pro Sekunde dargestellt werden.

Der limitierende Faktor ist hierbei die Kapazität der Bildrechnereinheit sowie die Datenübertragungsrate. Nur modernste, schnellste Prozessoren können die Datenflut in angemessener Zeit verarbeiten und als Bilder darstellen. Es ist zu erwarten, dass technologische Weiterentwicklungen für diese Anwendungen zukünftig flimmerfreie, schnelle filmartige Bildabfolgen ermöglichen werden.

In Abbildung 5 auf der folgenden Seite ist eine vereinfachte, schematische Darstellung der Funktionsweise der CT Fluoroskopie dargestellt. Hier sei beispielhaft zur Vereinfachung 1s Rotationszeit gewählt.

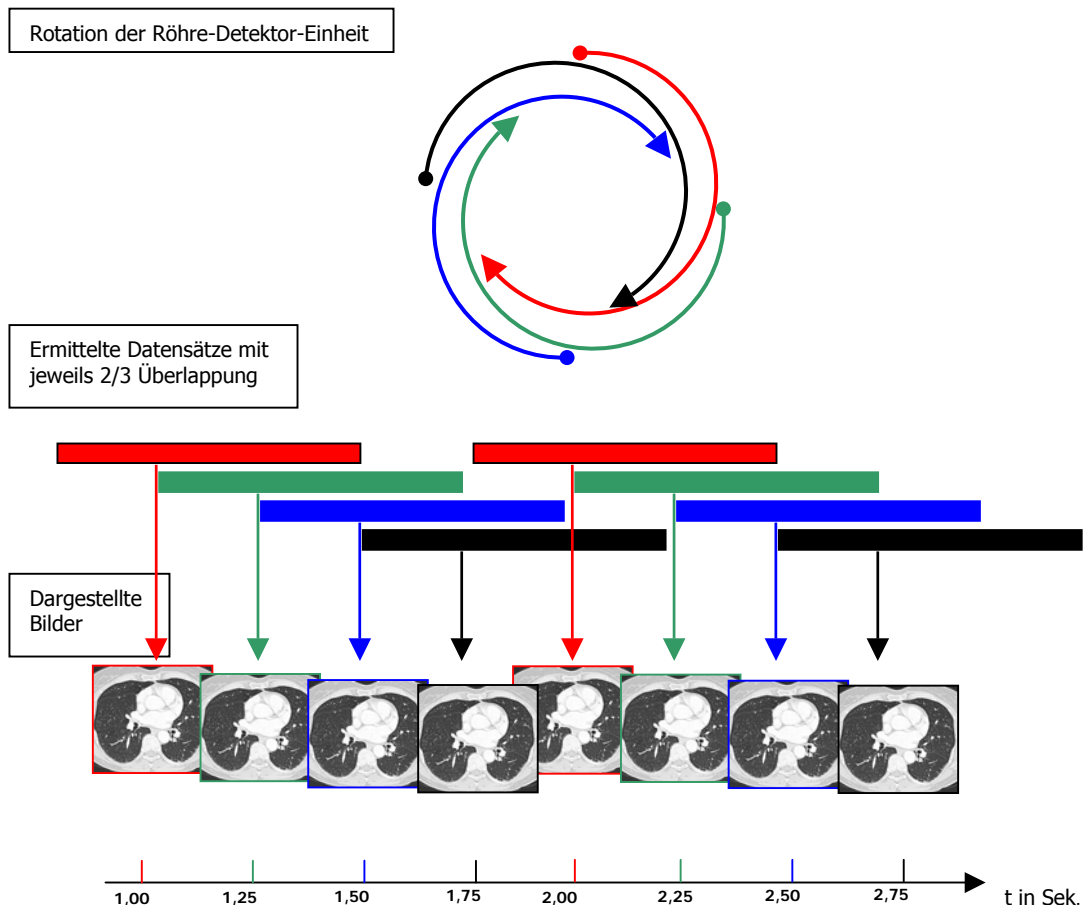
1) Sowie der Untersucher die Strahlung auslöst, wird der erste Datensatz, in Rot, aus einem $3/4$ Umlauf über 240° gemessen. Dieser Umlauf beginnt in der schematischen Darstellung bei 0° an der 12 Uhr Position und endet an der 8 Uhr Position.

2) 90° weiter, von der 3 Uhr bis ca. zur 11 Uhr Position, sammelt der Rechner jetzt Daten für das zweite Bild, in Grün. Hierzu nimmt er die bereits vorhandenen Daten aus dem $2/3$ -Anteil des vorherigen roten Datensatzes von dessen 3 Uhr bis zur 8 Uhr Position. Dann addiert er die neu gewonnen Messdaten hinzu aus dem $1/3$ Bereich von der ca. 8 Uhr bis zur 11 Uhr Position zu einem vollen Bilddatensatz.

3) Weitere 90° weiter, an der 6 Uhr Position, beginnt der Datensatz für den blauen Bereich und endet ca. an der 2 Uhr Position. Für dieses dritte, blaue Bild benutzt der Rechner $1/3$ der Daten aus dem ersten, roten Datensatz, ein weiteres Drittel aus dem zweiten, grünen Datensatz und addiert den neugewonnenen dritten, blauen Messbereich, von der ca. 11 – 2 Uhr Position, zu einem vollen Bilddatensatz hinzu.

4) Der schwarze, vierte Datensatz schließt den Kreis nach gleichem Prinzip. Dieser erstreckt sich von der 9 Uhr bis ca. 5 Uhr Position und benutzt entsprechend Daten aus den vorhergehenden grünen und blauen Messbereichen.

Abbildung 5: Schematische Darstellung der Funktionsweise der CT Fluoroskopie, beispielhaft für 1s Rotationszeit mit $2/3 = 120^\circ$ Datenüberlappung. Messbeginn jeweils um $1/4$ Kreisumlauf = 90° versetzt.



Bildbeschreibung zu Abbildung 5: Die schnelle Rechnerleistung ermöglicht es, aus jeweils einem Drittel-Umlauf Datensatz in Kombination mit vorherigen Daten ein neues Bild zu berechnen. In dem hier vereinfacht dargestellten Beispiel würde der Betrachter so einen "Film" mit vier Bildern pro Umlauf sehen. Rotiert das CT mit einer Umdrehung pro Sekunde, so ist die Bildfrequenz entsprechend 4 Hz.

Das hier dargestellte Beispiel soll schematisch die Bildberechnung und Darstellung für eine Rotation der Röhre-Detektor-Einheit von $1s/360^\circ$ widerspiegeln. Bei schnellerer Rotation oder größerer Überlappung erhöht sich

die Bildfrequenz. Die meisten moderneren CT Geräte rotieren mit 0,5 s Umlaufzeit, so dass sich allein hierdurch eine Verdoppelung der Bildfrequenz auf 8 Hz ergibt. Die schnellste Bildabfolge ist momentan in der CT-Industrie mit 12 Bildern pro Sekunde angegeben (27).

1.4 CT-gesteuerte Intervention

Das hauptsächliche Einsatzgebiet der Computertomographie ist die nichtinvasive Diagnostik. Daneben wird die Computertomographie seit Jahren zur Durchführung minimalinvasiver Therapie oder Diagnostik eingesetzt. Hierzu gehören z.B.:

- Gewebeentnahmen und Stanzbiopsien
- Facettgelenk Behandlungen
- Perkutane Sympathikolysen
- Drainageeinlagen
- Vertebroplastien
- Diskus Prolaps Therapie
- Radiofrequenzablationen
- Intratumorale Zytostatika Instillation

Zur Kontrolle der Intervention mittels CT gibt es zwei Möglichkeiten. Der Untersucher kann jeweils ein Einzelbild ohne Tischvorschub anfertigen und hat somit einen momentanen Einblick in den Körper und auf die Nadelposition oder das Instrument zur Intervention. Durch die Atmung des Patienten kann sich die Schichtebene verschieben. Der Arzt kann die Position der Nadelspitze bei einer Intervention in solch einem "Standbild" kontrollieren, um dann im Anschluss ohne simultane Bildkontrolle die Nadellage zu verändern. Hierbei sieht der Arzt das Eindringen und Verschieben der Nadel nicht in Echtzeit auf dem Bildschirm, sondern erst wieder im Anschluss, wenn er die nächste Schichtaufnahme anfertigt. Im Gegensatz hierzu werden bei der CT Fluoroskopie kontinuierlich

Bilder erstellt. Hierbei besteht die Möglichkeit eines Echtzeitmonitorings von therapeutischen oder diagnostischen Eingriffen. Eingeführte Instrumente können fortlaufend am Bildschirm verfolgt werden. Problematisch ist hierbei die möglicherweise deutlich erhöhte Strahlenexposition des interventionellen Radiologen als auch des Patienten.

1.5 Strahlenexposition und Dosimetrie

1.5.1 Grundprinzipien der Dosisbestimmung

Das Infoblatt des Bundesamtes für Strahlenschutz vom 02.04.1997 (16) definiert ionisierende Strahlung im Kapitel "Größen und Einheiten im Strahlenschutz" folgendermaßen (Zitat):

"Strahlung ist eine Energieform, die sich als elektromagnetische Welle oder als Teilchenstrom durch Raum und Materie ausbreitet. Ist die Energie der Strahlung so hoch, dass sie bei der Durchdringung von Materie an Atomen und Molekülen Ionisationsvorgänge auslöst, spricht man von ionisierender Strahlung.

Ionisierende Strahlung entsteht beim Zerfall instabiler und daher radioaktiver - Atomkerne. Für die Eigenschaft des spontanen Kernzerfalls wurde der Begriff der Radioaktivität geprägt. Ionisierende Strahlung kann auch mit Hilfe technischer Einrichtungen wie Beschleuniger oder Röntgengeräte erzeugt werden.

Es gibt folgende Arten ionisierender Strahlung:

- Alphastrahlung: Teilchenstrahlung in Form von Kernen des Elements Helium (Alphateilchen).
- Betastrahlung: Elementarteilchenstrahlung in Form von Elektronen (Betateilchen).

- Gammastrahlung: elektromagnetische Wellenstrahlung (Photonenstrahlung).
- Neutronenstrahlung: Neutronen sind elektrisch neutrale Elementarteilchen. Sie entstehen bei der Kernspaltung.

Röntgenstrahlung wird mit Hilfe technischer Einrichtungen erzeugt. Sie unterscheidet sich in ihrer grundsätzlichen Natur nicht von der Gammastrahlung."

Den Begriff Dosis definiert das Infoblatt des Bundesamtes für Strahlenschutz (16) an gleicher Stelle wie folgt (Zitat):

"Die Dosis ist ein Maß für die Strahlungswirkung. Die Dosis gibt die Strahlungsenergie an, die durch Absorption an eine bestimmte Materiemenge übertragen wird. Die Einheit der Dosis ist Joule pro Kilogramm (J/kg).

1.5.1.1 Die Energiedosis:

Eine Dosis von einem Joule pro Kilogramm entsteht bei der Übertragung der Energie von 1 Joule auf Materie der Masse 1 kg durch ionisierende Strahlung. Diese Dosis wird als Energiedosis bezeichnet und in Gray (Gy) angegeben. Dabei gilt $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

1.5.1.2 Die Äquivalentdosis:

Die verschiedenen Strahlungsarten verursachen im Körpergewebe bei gleicher Energiedosis eine unterschiedlich starke biologische Wirkung. Das bedeutet, dass mit der Angabe allein der Energiedosis die biologische Wirkung der Strahlung im menschlichen Körper nicht ausreichend beschrieben wird. Die Energiedosis wird deshalb mit Hilfe von Qualitätsfaktoren präzisiert. Diese stellen ein Maß für die biologische

Wirkung der Strahlung bei niedrigen Dosen dar. Die Dosis, welche die biologische Wirkung der Strahlung einbezieht, wird als Äquivalentdosis bezeichnet und in Sievert (Sv) angegeben. Man erhält sie durch Multiplikation der Energiedosis (in Gy) mit dem Qualitätsfaktor.

Der Qualitätsfaktor für Strahlung mit geringer Ionisationsdichte in Gewebe, wie Röntgen-, Gamma- und Betastrahlung, ist gleich 1 und nimmt für Strahlung mit hoher Ionisationsdichte, wie Alpha- und Neutronenstrahlung, höhere Werte an. In der Tabelle sind die in der Strahlenschutzverordnung der Bundesrepublik Deutschland festgeschriebenen Qualitätsfaktoren angegeben.

1.5.1.3 Qualitätsfaktoren:

Strahlungsart	Faktor
Röntgen- und Gammastrahlung	1
Betastrahlung	1
Alphastrahlung	20
Neutronen nicht bekannter Energie	10

1.5.1.4 Die effektive Dosis:

Strahlungswirkungen werden eingeteilt in deterministische Wirkungen, die bei einer Exposition oberhalb bestimmter Dosis-schwellwerte unbedingt eintreten und stochastische Wirkungen, die nach Ablauf einer längeren Latenzzeit mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit auftreten können.

Mit der effektiven Dosis wird das Risiko für das Auftreten möglicher stochastischer Wirkungen bei Exposition einzelner Organe und Gewebe oder des gesamten Körpers bewertet. Die Äquivalentdosen der exportierten Organe und Gewebe werden mit Gewebewichtungsfaktoren multipliziert, die ein Maß für den Beitrag des exportierten Organs zum Schadensrisiko des gesamten Körpers

darstellen. Die Summe der derart gewichteten Äquivalentdosen ist die effektive Dosis. Eine gleichmäßige Exposition des ganzen Körpers oder eine Exposition einzelner Organe und Gewebe ergeben das gleiche stochastische Risiko, wenn die effektiven Dosen übereinstimmen. Der Einheitenname der effektiven Dosis ist ebenfalls das Sievert (Sv).

$$\begin{aligned} \text{Effektive Dosis } E &= \text{effektive (Ganzkörper-) Äquivalentdosis HE} \\ E &= w_1 H_1 + w_2 H_2 + \dots + w_n H_n \\ &= \sum w_i H_i \end{aligned}$$

Definition der effektiven Dosis:

Summe der gewichteten mittleren Äquivalentdosen in den einzelnen Organen und Geweben des Körpers. Die Wichtungsfaktoren ergeben sich aus den relativen Beiträgen der einzelnen Organe und Gewebe zum gesamten Strahlenrisiko des Menschen bei gleichförmiger Ganzkörperexposition.

Die Tabelle enthält die Wichtungsfaktoren gemäß der Strahlenschutzverordnung. Entsprechend neuer Empfehlungen der ICRP sollen die Faktoren weiter präzisiert werden.

1.5.1.5 Gewebe – Wichtungsfaktoren:

Organe und Gewebe	Faktor
Keimdrüsen	0,25
Brust	0,15
rotes Knochenmark	0,12
Lunge	0,12
Schilddrüse	0,03
Knochenoberfläche	0,03
andere Organe und Gewebe	je 0,06"

Das Bundesamt für Gesundheit gibt in Anlehnung an die Vorgaben der Deutschen Röntgenverordnung die nachfolgend aufgelisteten Dosisgrenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen an.

1.5.1.6 Dosisgrenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen

- Effektive Dosis: 20 mSv pro Jahr (externe Bestrahlung und Inkorporation).
- Effektive Dosis: 5 mSv pro Jahr für Personen im Alter von 16-18 Jahren.
- Augenlinse: Äquivalentdosis von 150 mSv pro Jahr.
- Haut, Hände und Füße: Äquivalentdosis von 500 mSv pro Jahr.
- Schwangere Frauen ab Kenntnis einer Schwangerschaft bis zu deren Ende: Äquivalentdosis an der Oberfläche des Abdomens von 2 mSv und effektive Folgedosis von 1 mSv.
- Stillende Frauen dürfen keine Arbeiten mit radioaktiven Stoffen ausführen, bei denen die Gefahr einer Inkorporation oder radioaktiven Kontamination besteht. (16)

1.5.2 Dosimetrie in der Computertomographie

1.5.2.1 CTDI

Die heute am verbreitetsten physikalische Dosisgrößen bei der CT sind das Dosislängenprodukt (DLP), die Achsendosis und der Computertomographie-Dosisindex (CTDI). Wir haben uns in dieser Arbeit mit den Messungen des CTDI befasst, da diese Dosisgröße am gebräuchlichsten ist. Die Dosisgröße CTDI wird dazu benutzt, um die Energiedosen an bestimmten Orten quantitativ zu erfassen. Der CTDI ist definiert als das Integral des Energiedosisprofils einer Einzelschicht entlang einer Senkrechten zur Schichtebene, dividiert durch die nominelle Schichtdicke (13, 36). Als Meßkörper für die Messung des CTDI verwendet man zwei zylindrische Phantome aus Plexiglas. Deren Länge ist

mindestens 14 cm und die Durchmesser sind 16 cm für das Kopfphantom und 32 cm für das Körperphantom. Die Phantome enthalten zur Aufnahme des Dosisdetektors fünf parallel zur Längsachse ausgerichtete Bohrungen, die 1 cm unterhalb der Phantomoberfläche in 90°-Abständen lokalisiert sind (Abb. 7-9). Das Kopf-Phantom kann auf der Patientenkopfschale und das Körper-Phantom auf dem Patiententisch liegen, so daß die Phantomachse mit der Systemachse des CT-Gerätes zusammenfällt und die Schichtebene durch die Mitte des Phantoms und des Dosisdetektors verläuft.

Die CT-Geräte und CTDI-Phantome besitzen meist eine Vorrichtung, mit der das Phantom an den Patiententisch angehängt wird und somit frei in der Luft hängt. Dies erlaubt sehr exakte Messungen des CTDI ohne Kopfschale oder Tisch als störende Absorber. Der Dosisdetektor muß in den Bohrungen genau anliegen. Sowohl Einsatzteile als auch Adapter müssen aus dem gleichen Material sein wie das Phantom. Die Ionisationskammer besteht aus einem von zwei Elektroden begrenzten Gasvolumen. Beim Anlegen einer Spannung und Bestrahlung mit ionisierender Strahlung fließt elektrischer Strom. Dieser wird durch Wanderung der gebildeten Gasionen im elektrischen Feld erzeugt. Die elektrische Feldstärke läßt auf die eintreffende Dosis rückschließen, wobei Faktoren zur Strahlenenergie, dem Material und der Stärke der Kammerwand, dem Volumen und der Form der Kammer berücksichtigte werden (13).

Gemessen wird der CTDI im Einzelschichtbetrieb in allen für den Anwender zur Verfügung stehenden Röhrenspannungen und nominellen Schichtdicken. Das mAs-Produkt ist wegen des linearen Zusammenhangs zwischen Dosis und mAs-Produkt frei wählbar. Konventionell wird jedoch der CTDI/100mAs oder CTDI/mAs angegeben. Für jede Einstellung werden die 4 peripheren CTDI-Werte und der zentrale CTDI für jedes der beiden Phantome bestimmt.

Aus diesen Messverfahren leitet sich der Begriff CTDI_w ab. Dieser bezeichnet den gewichteten CTDI und stellt die Summe von 1/3 des zentralen CTDI_{10cm}

und $2/3$ des mittleren peripheren CTDI_{10cm} dar (26). Basierend auf der Annahme, daß der CTDI von der Peripherie zum Zentrum hin linear abfällt, wobei die Dosis außerhalb der Schicht gleich 0 ist und innerhalb der Schicht gleich dem CTDI ist, ergibt sich durch den CTDI_w der mittlere CTDI innerhalb der Schicht im CTDI-Phantom.

1.5.3 Möglichkeiten der Reduktion der Strahlenexposition in der CT-Fluoroskopie

Wie bei allen strahlenexponierenden Untersuchungen oder Eingriffen gilt auch in der CT die "Regel der Drei A": Abschalten, Abstand und Abschirmung.

Abschalten bedeutet hierbei die Untersuchungszeit und damit die Strahlung zeitlich so kurz wie möglich zu halten. In Kombination mit einer Reduktion der Röhrenspannung, ist dies die einzige Möglichkeit der Strahlenreduktion für den Patienten. Durch Herabsetzen der Röhrenspannung müssen Qualitätsverluste der Bilddarstellung in Kauf genommen werden.

Abstand und Abschirmung beziehen sich auf den im- oder am Strahlengang tätigen Arzt. Das Abstands-Quadrat-Gesetz gilt auch für Streustrahlung, die aus dem Patienten kommt. Das Tragen einer adäquaten Bleischutzbekleidung erklärt sich von selbst. Maher (27) beschreibt, dass eine zusätzliche Bleiabschirmung über den Patienten gelegt, zwei cm caudal zur Schichtebene, die Streustrahlenbelastung um ein weiteres Drittel für den Arzt reduzieren kann.

Verschiedene interventionell tätige Radiologen benutzen zusätzlich Nadel-Abstandshalter, um nicht direkt mit den Fingern in das Nutzstrahlenbündel zu gelangen (23, 24). Auch durch angepasste Röhrenstrommodulation lassen sich zusätzlich erhebliche Dosisersparungen erzielen. Auf diesem Prinzip basierend gibt es eine Neuentwicklung der Firma Siemens Medical Solutions, Computer Tomographie. Der Marketingvertriebs Name heißt HandCARE™. Hierbei wird der Röhrenstrom über ein vorgegebenes Bogensegment während der Rotation

der Röhre-Detektor-Einheit ausgeschaltet. Dadurch wird Dosis für Patient und Radiologe eingespart sowie gleichzeitig die Bildqualität in diagnostischer Wertigkeit beibehalten.

Ziel dieser experimentellen Arbeit ist es, bei einer simulierten Intervention die Körperdosis für den Patienten und die Handdosis für den Radiologen zu ermitteln im Vergleich mit und ohne HandCARE.

2. Material und Methodik

Die Untersuchungen und Messungen erfolgten am Institut für Klinische Radiologie der Universität München, Standort Großhadern (Direktor Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser).

Die Durchführung erfolgte an einem Mehrschicht Spiral CT (MSCT) mit adaptiver Detektorgeometrie (Somatom Volume Zoom; Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland). Die Detektorgeometrie erlaubt die gleichzeitige Akquisition von bis zu 4 Zeilen.

Neben Messungen an einem CTDI-Phantom gemäß DIN EN 61223.2.6 erfolgten Messungen an einem antropomorphen Phantom nach Alderson (37), welches mit Thermolumineszenz Detektoren (TLD) bestückt war. TLDs sind wenige Millimeter große, typischerweise zylindrische Kristalle aus Lithium-fluorid, welche durch energiereiche Strahlung angeregt werden. Zur dosimetrischen Auswertung erwärmt man die Kristalle nach Bestrahlung auf ca. 300°C in einem speziellen Auswerte-Ofen. Hier emittieren die Kristalle die durch die Anregung gespeicherte Energie in Form von sichtbarem Licht. Dieses wird durch Photovoltverstärker in elektrischen Strom umgewandelt und kann so präzise gemessen und bestimmt werden (7).

Es erfolgten jeweils vergleichende Messungen bei identischem Versuchsaufbau jeweils ohne und mit Verwendung einer segmentalen Röhrenabschaltung (HandCARE™; siehe unten) im CT-Fluoroskopie Modus.

2.1 Funktionsweise der segmentalen Röhrenabschaltung

Grundlegend kommen hier die Prinzipien der CT-Fluoroskopie, wie zuvor beschrieben, zur Anwendung. Auch Spiral CT-Scanner sind dazu in der Lage, sequentielle Schichten aufzunehmen ohne simultanen, kontinuierlichen Tischvorschub mit spiralförmigem Umlauf der Röhre-Detektor-Einheit. Mittels Software-Ansteuerung kann die Messung nach jeweils einem Umlauf unter-

brochen werden, um danach nach veranlasstem Tischvorschub erneut wieder eingeleitet zu werden. Man setzt diese Methode ein, um lediglich einzelne Untersuchungsschichten einer Körperregion darzustellen. Es besteht auch die Möglichkeit "auf der Stelle", ohne Tischvorschub, Bilddaten zu erheben. Dies sowohl sequentiell mit Unterbrechungen als auch kontinuierlich mittels Spiralmessung.

Wie beschrieben ist für die CT-Fluoroskopie zur Bildberechnung lediglich die Datenaufnahme einer Teilrotation mit Akquisition der Daten über 240° Rotation notwendig. Daraus kann man ableiten, dass die Strahlung für die restliche Teilrotation mit verbleibendem Daten-Bogensegment von 120° ausgeschaltet werden kann, ohne dass diagnostisch bei der Bildgebung ein wesentlicher Informationsverlust in Kauf genommen werden muss. Es handelt es sich um aneinandergereihte sequentielle Messungen mit Bilddaten aus 240° Teilumläufen, die hintereinander weg abgebildet werden. Diese Art der Messung kann der verwendete Computertomograph bis zu 100 Sekunden lang kontinuierlich durchführen. Hiervon abgeleitet ermöglicht die neuentwickelte segmentale Röhrenabschaltung (HandCARE™, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland) die Bildberechnung (12).

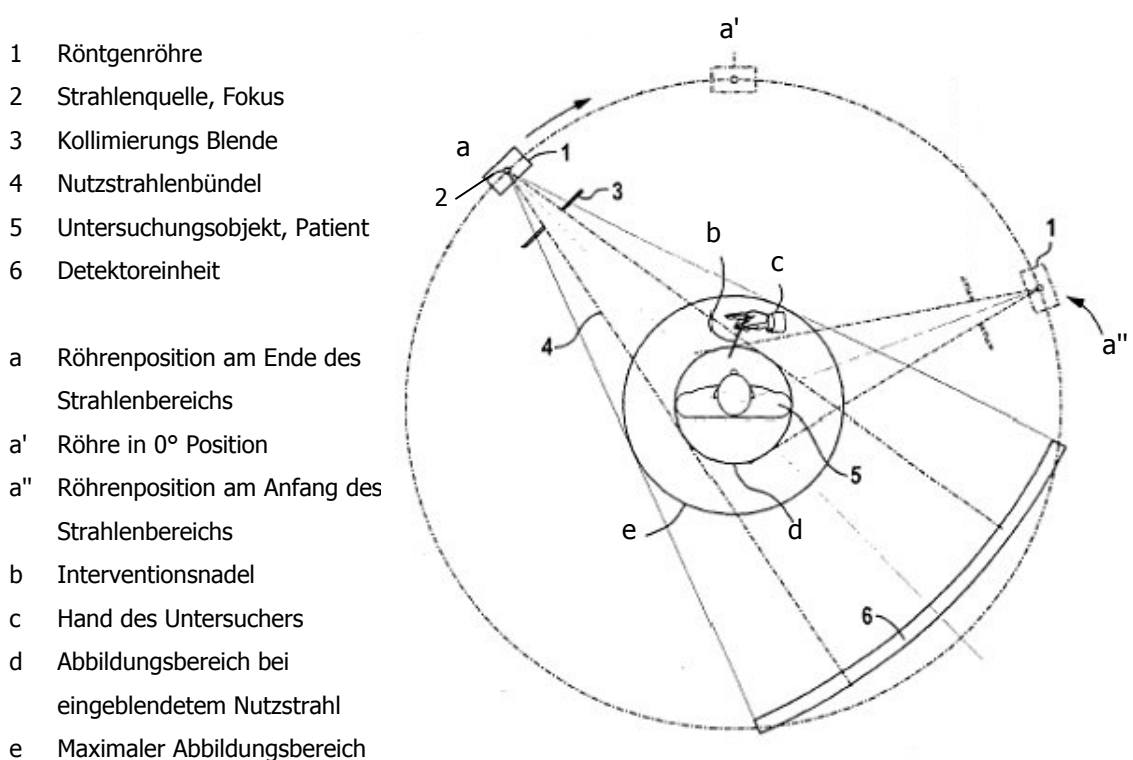
Bei der Röhrenstrommodulation mit HandCARE macht man sich die sequentielle Untersuchungstechnik zu nutze. Durch neuartige Computertechnologie und schnelle Prozessoren kann man die Rechenzeiten wesentlich verkürzen. Dies erlaubt zum einen ein Bild aus dem 240° Umlauf Datensatz in Echtzeit auf dem Monitor zu präsentieren. Zum anderen ermöglicht es, die Berechnungen zum Start des nächstfolgenden sequentiellen Umlaufs bereits in der Endphase des vorhergehenden Umlaufs einzuleiten. So erscheint der Eindruck, bei HandCARE würde die Strahlung im kontinuierlichen Umlauf über einen Bogenabschnitt abgeschaltet.

Das Prinzip der segmentalen Röhrenabschaltung und die hierbei erzielbare segmentale Ausschaltung ist graphisch vereinfacht aus Abbildung 6 zu entnehmen.

Abbildung 6

Modifizierter Auszug aus der Patentschrift DE 100 01 357 A1 zur Röhrenstrommodulation mittels HandCARE (12).

Schematische Darstellung der Röhre–Detektoreinheit mit Strahlenbündel im Umlauf um einen zentral platzierten Patienten. Darstellung der Hand des Untersuchers und der entscheidenden Röhrenpositionen beim HandCARE. Ansicht von kranial.



Bildbeschreibung zu Abbildung 6: Umlauf von Röhre -1- und Detektor -6- im Uhrzeigersinn nach rechts. Zwischen Röhrenposition a und a'' ist die Strahlung abgeschaltet. Zwischen Position a'' und a wird Strahlung appliziert. Durch zusätzliche Einblendung des Nutzstrahlenbündels -4- röhrenseitig durch den Bleiplatten Kollimator -3- kann zum einen Dosis eingespart werden, zum anderen wird die Hand des Untersuchers -c- keiner direkten Strahlung ausgesetzt.

2.2 Messungen am CTDI Phantom

2.2.1 Versuchsaufbau

Zunächst wurde die applizierte Dosis in einer kollimierten Schichtdicke von 10 mm Gesamtkollimation bei 4 x 2,5mm Detektorkollimation gemessen. Hierdurch konnten die Computertomographie Dosis Index Werte, CTDI ermittelt werden. Das CTDI Messphantom (DIN EN 61223.2.6, Durchmesser 32cm) wurde auf dem Patientenaufagetisch plziert und mittels der Lichtvisier-einrichtung manuell in der Gantry ausgerichtet und zentriert. Es wurde explizit die Plzierung auf der Tischplatte vorgezogen, um eventuelle Effekte hinsichtlich einer Dosisabschwächung durch die Tischplatte an der Unterseite mitbestimmen zu können. Alternativ wurden CTDI Messungen mit Montierung des Phantoms am Tischende an einer Halterung befestigt, um Stör- oder Streuobjekte aus dem Strahlengang zu entfernen. Für die Berechnung des CTDI_w erfolgten jeweils Einzelmessungen mit der Ionisationskammer in fünf Standardpositionen. Neben der Messung in der Öffnung mittig in der zentralen Position erfolgen Messungen in vier Positionen am Rande in der 12 Uhr, 3 Uhr, 6 Uhr und 9 Uhr Position. Die Exposition der Ionisationskammer erfolgte für jeweils exakt 20 s. Hierzu wurden folgende Röhreneinstellungen verwendet:

- Röhrenspannung 120 kV
- Röhrenstrom 20 mAs

Die Messungen erfolgten für jede Position drei Mal mit jeweils erneuter Kalibrierung der Ionisationskammer.

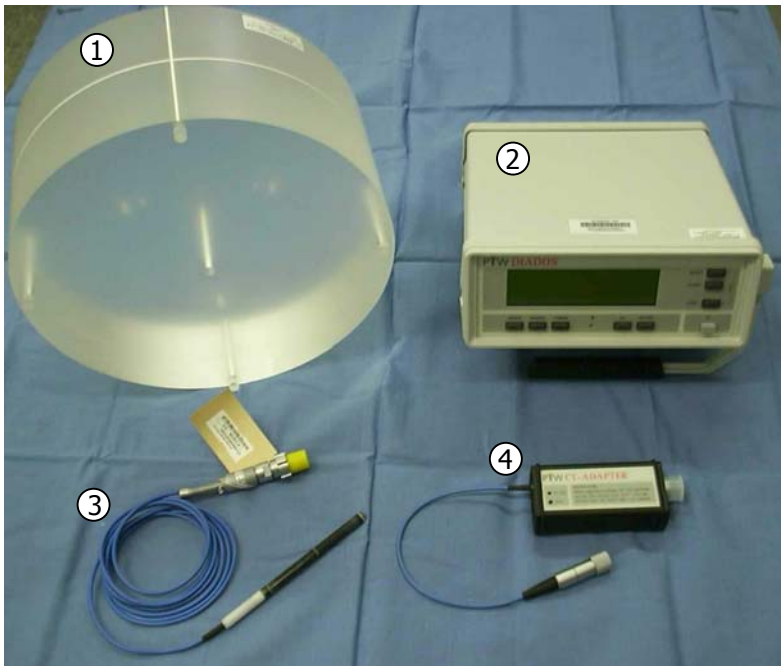
Aus den drei gemessenen Werten wurde zur weiteren Berechnung des CTDI_w für jede Position ein Mittelwert errechnet. Zur Ermittlung des CTDI_w erfolgen somit jeweils 15 Messungen über jeweils 20 s. Zunächst erfolge die Messung ohne Röhrenstromabschaltung. In einem zweiten Messdurchgang erfolgte anschließend die identische Messung mit eingeschalteter Röhrenstromabschaltung. (HandCARE).

Die Berechnung des CTDI_w erfolgt nach folgender Formel:

$$\text{gewichteter CTDI} = \text{CTDI}_w = (\text{CTDI}_{\text{Zentral}} + 2 \times \text{CTDI}_{\text{Peripherie}})/3.$$

Abbildung 7.

Körperphantom CTDI Messeinheit gemäß DIN EN 61223.2.6 aus wasseräquivalentem Kunststoff PMMA, 32 cm Durchmesser, mit vier Bohrungen peripher in 12, 3, 6 und 9 Uhr Position, sowie einer zentralen Bohrung, welche die davorliegende Messapparatur mit stabförmiger Ionisationskammer aufnehmen können.



Bildbeschreibung Abb. 7:

Hintere Reihe: 1) PMMA Phantom mit 32 cm Durchmesser, 2) Auswert- und Anzeigegerät.

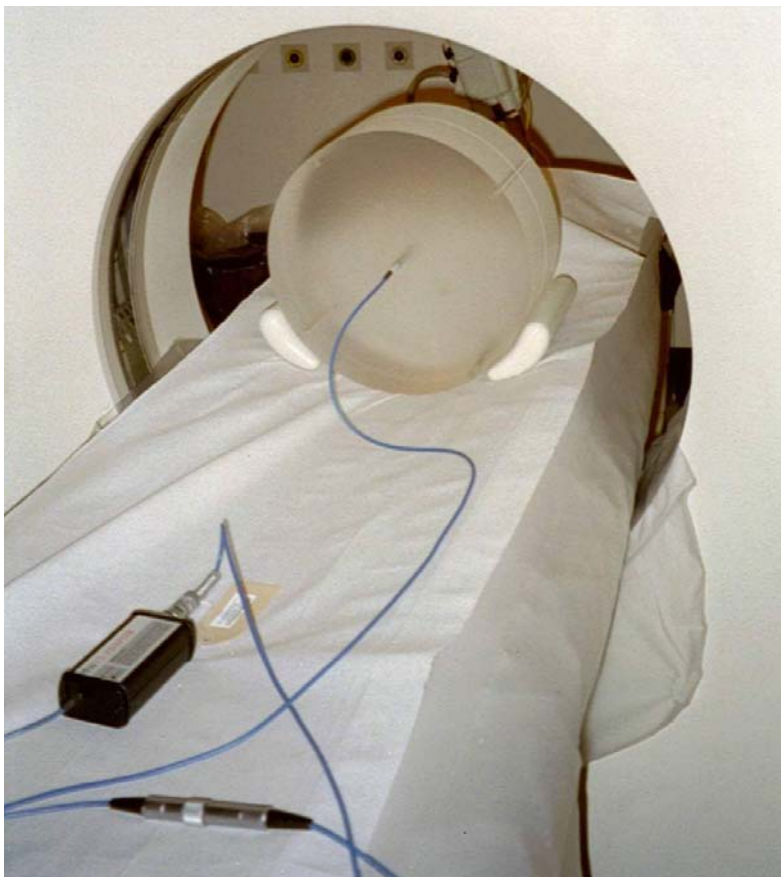
Vordere Reihe: 3) Stabionisationskammer mit Verbindungskabel, 4) Kupplungsstück

Abbildung 8



Bildbeschreibung Abb. 8: gesamte CTDI Messeinheit zusammengebaut mit Stabilisationskammer exemplarisch in zentraler Bohrung (Pfeil)

Abbildung 9



Bildbeschreibung Abb. 9: gesamte CTDI Messeinheit zusammengebaut in CT Gantry

2.3 Messungen am Alderson-Phantom

2.3.1 Versuchsaufbau zur Messung innerhalb des Strahlengangs

Zunächst erfolgten Messungen zu Ermittlung der Dosis bzw. Dosisleistung im Primärstrahlengang. Diese erfolgten unter Verwendung eines antropomorphen Körperphantoms (Alderson Phantom). Hierzu entwickelten wir ein Modell aus einer Plexiglasscheibe von ca. 5mm Dicke in Form eines Kreissegmentes, das ca. 120° abdeckt (Abbildung 10). Diese Scheibe wurde zwischen den zwei Körperscheiben mit den Nummern 20 und 21 des Alderson Phantoms platziert, was der Region im Oberbauch in Höhe des Leberhilus entspricht. Das Plexiglas ragt insgesamt 12.5 cm in der Höhe über die Phantomkörperoberfläche hinaus. An dieser Plexiglasscheibe wurden fünf Plexiglasröhrchen von ca. 3mm Durchmesser und 13.5cm Länge in den Winkelgradpositionen 0°, 30°, 60°, 90° und 115° platziert und befestigt. Diese Röhrchen wurden im Abstand von 0,5cm, 3,5cm, 6,5cm, 9,5cm und 12,5cm von der Phantomkörperoberfläche jeweils mit TLD Elementen bestückt. (Abb. 10) Somit wurden jeweils fünf TLD`s in fünf verschiedenen Winkelpositionen und fünf verschiedenen Abständen senkrecht zur Phantomoberfläche außerhalb des Phantoms angebracht.

Zusätzlich zu den außen platzierten TLDs erfolgte die Bestückung der nächst-anliegenden Körperscheibe des Phantoms in den hierfür vorgesehenen internen Bohrungen der linken Scheibenhälfte mit TLDs. Somit konnte gleichzeitig auch die Dosisverteilung im Körperinneren ermittelt werden (Abbildungen 13-16). Hierbei wurde besonders darauf geachtet, dass die TLD`s in den außen angebrachten Plexiglasröhrchen in ihrer Achse senkrecht zu den TLD`s in der Körperscheibe lagen, um alle TLD`s gleichzeitig exakt im Strahlengang platzieren zu können. Hierzu erfolgte die Ausrichtung und Zentrierung mit Hilfe des Lichtvisiers an der CT-Gantry im Zentralstrahl. Die Plexiglasröhrchen auf der Oberfläche werden somit durch den Zentralstrahl exakt erfasst. Die

Bestückung der Plexiglasröhrchen, sowie die Positionierung des Phantoms in der Gantry ist Abbildung 9 zu entnehmen.

Neben den Messungen ohne segmentale Röhrenabschaltung erfolgte nach einem Austausch der TLD`s und einer erneuten Bestückung die identische Messung unter Verwendung der Röhrenabschaltung.

Es wurden jeweils folgende Messparameter verwendet bzw. eingestellt:

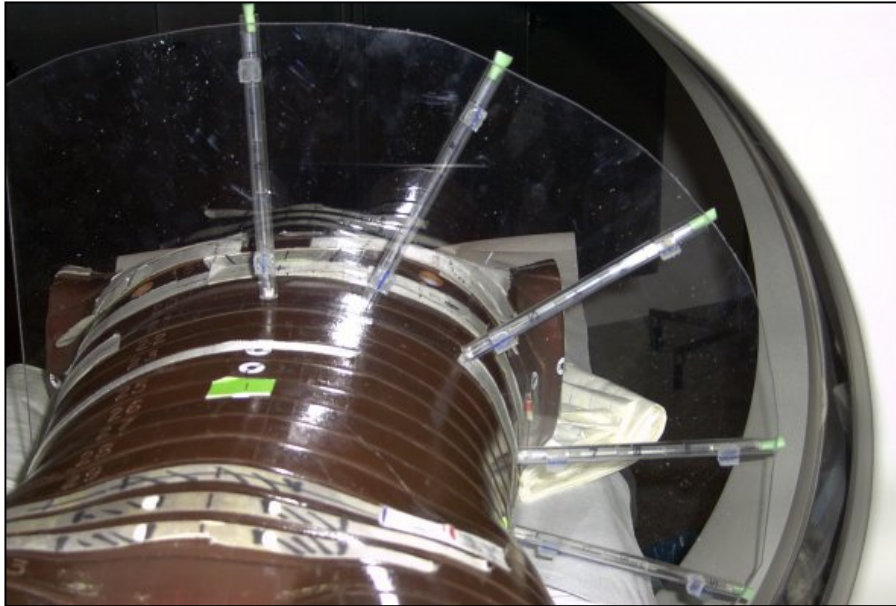
- Röhrenspannung 120 kV
- Röhrenstrom 20 mAs (elektrisch vorgegebene mAs) (Abb. 14)

Die Exposition erfolgte jeweils für 1min. Die Auswertung der TLD`s erfolgte, wie zuvor beschrieben, in der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie der Universität München, Großhadern (Prof. Dr. med. Eckhart Dühmke).

Neben der Bestimmung der Dosiswerte für die einzelnen TLD`s erfolgte zusätzlich eine Abschätzung der Organdosen sowie der effektiven Dosis im Bundesamt für Strahlenschutz, Neuherberg, um somit auch die Auswirkungen der segmentalen Röhrenabschaltung auf die Patientendosis evaluieren zu können.

Abbildung 10

Ansicht von caudal des Alderson Körperphantoms in der Gantryöffnung



Bildbeschreibung Abb. 10:

Man erkennt die einzelnen Phantomscheiben, die Plexiglasscheibe zur Befestigung der Plexiglasröhrchen mit den TLD Kristallen darin, sowie die unterschiedlichen Winkelgrade der Röhrchenpositionierung auf der linken Seite des Phantoms in 0° , 30° , 60° , 90° und 115° .

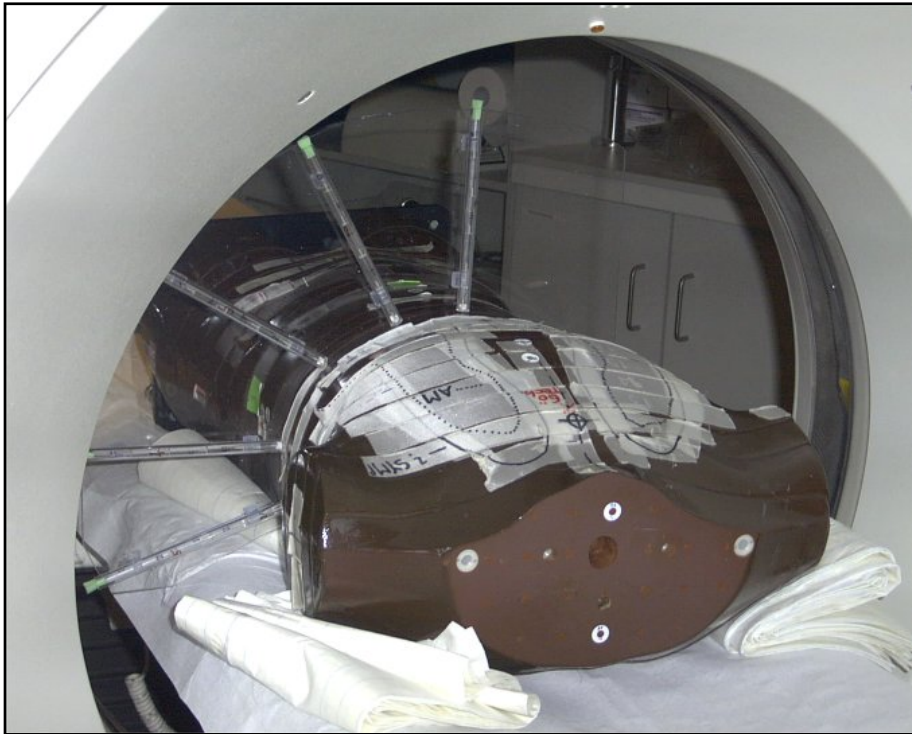
Abbildung 11

Seitliche Ansicht von links des Alderson Körperphantoms in der Gantryöffnung



Abbildung 12

Ansicht von der Kopfseite des Alderson Körperphantoms in der Gantryöffnung



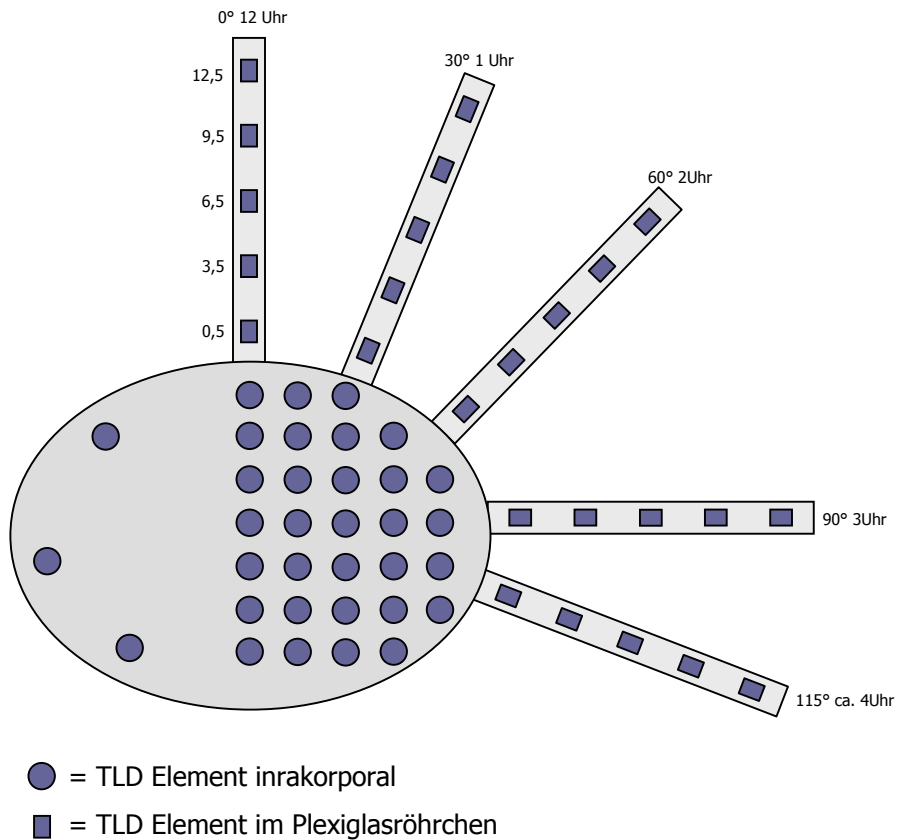
Bildbeschreibung Abb. 12:

Man erkennt die einzelnen Phantomscheiben, die Plexiglasscheibe, welche die Plexiglasröhrchen mit den TLD Kristallen darin hält, sowie die unterschiedlichen Winkelgrade der Röhrchenpositionierung auf der linken Seite des Phantoms in 0° , 30° , 60° , 90° und 115° .

Die weißen Unterlagen seitlich und an den Ecken sind aus Papier und dienen der Stabilisierung und Ausrichtung des Phantoms im Versuchsaufbau.

Abbildung 13

Schematische Darstellung der Messversuchsanordnung. Ansicht von caudal.

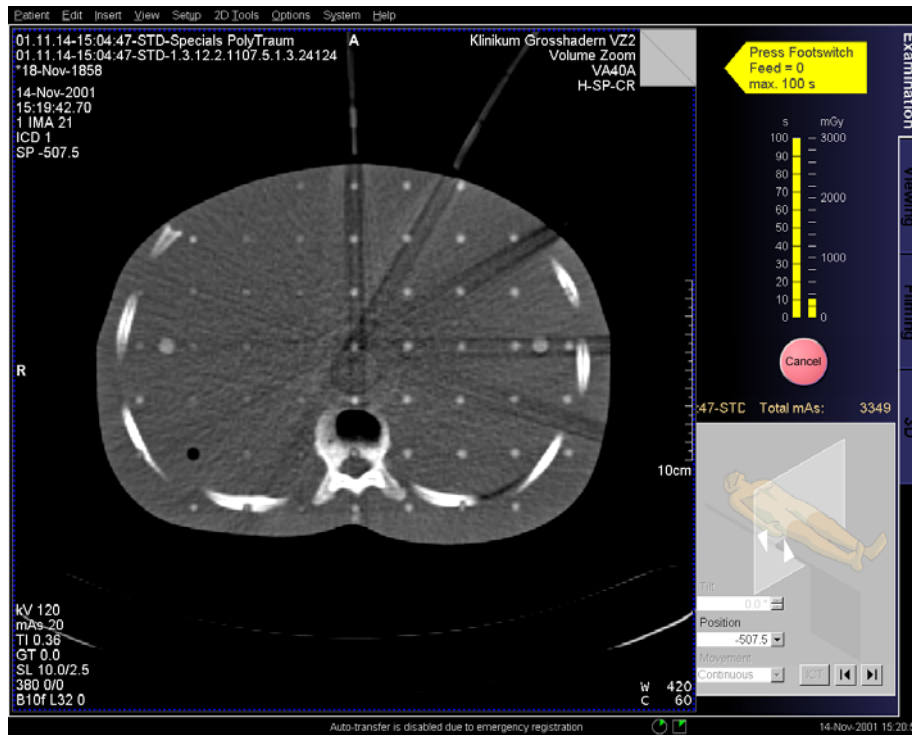


Bildbeschreibung Abb. 13:

Fünf Plexiglasröhrchen mit je fünf TLD Messelementen im Abstand von 0,5 – 3,5 – 6,5 – 9,5 – 12,5 cm von der Phantomkörperoberfläche. Die Röhrchen sind in 0°, 30°, 60°, 90° und 115° am Phantom positioniert.

Abbildung 14

CT - Monitorbild der Untersuchungsschicht, Ansicht von caudal.



Bildbeschreibung Abb. 14:

Streifenförmige Strahlenartefakte durch die Plexiglasröhrchen. Man kann andeutungsweise die gefüllten, mit TLDs bestückten, internen Öffnungen von den leeren unbestückten unterscheiden. Die gefüllten Bohrungen, vornehmlich auf der linken Phantomhälfte im Bild, erscheinen etwas heller im Vergleich zu den nicht bestückten. Ebenso erkennt man die anatomische Beschaffenheit des Phantoms mit humanen Skelettanteilen.

Abbildung 15

Ansicht von kranial und dorsal auf das offene Alderson Phantom

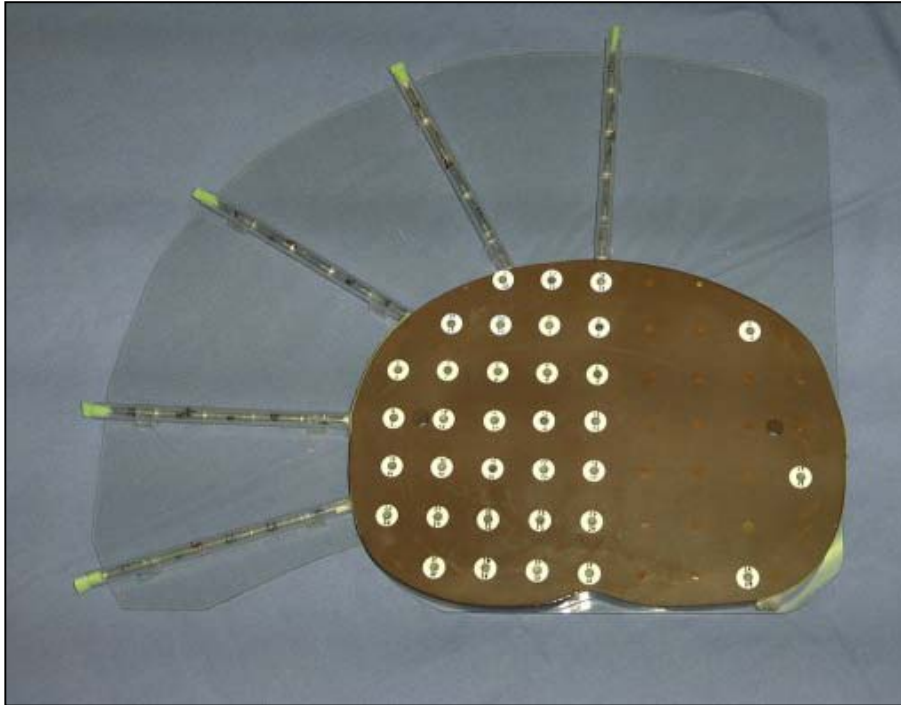


Bildbeschreibung Abb. 15:

Das Phantom steht auf dem Boden und ist von oben photographiert. Die kranialen Körperelementscheiben des Phantoms sind abgenommen. Man erkennt nun zusätzlich die mit Weiß markierten Positionen der intrakorporalen TLD Elemente. Die zwei hellen Stangen sind aus Plastik und dienen der Führung und Stabilisierung der einzelnen Phantomkörperscheiben zueinander. Versuchsaufbau mit eingefügter Plexiglasscheibe mit fünf angeklebten Plexiglasröhrchen in 0° , 30° , 60° , 90° und 115° und den jeweils fünf kleinen TLD Elementen darin.

Abbildung 16

Die einzelne Scheibe des Phantoms, innerhalb derer gemessen wurde, mit aufliegender Plexiglasscheibe. Man erkennt gut die fünf Plexiglasröhrchen mit den darin platzierten TLD Elementen. Die Scheibe ist hier flach auf dem Boden liegend, von kranial betrachtet, photographiert.



Bildbeschreibung Abb. 16:

Alderson Phantomkörperscheibe und Plexiglasscheibe mit fünf angeklebten Plexiglasröhrchen in 0°, 30°, 60°, 90° und 115° und den jeweils fünf kleinen TLD Elementen darin. In weiß markierte Positionen der intrakorporalen TLD Elemente.

2.3.2. Versuchsaufbau zur Messung außerhalb des Strahlengangs

Zusätzlich zur Messung im direkten Strahlengang, im Nutzstrahlenbündel, erfolgten Messungen außerhalb des Nutzstrahlenbündels, um ebenfalls die Strahlenexposition durch Streustrahlung zu ermitteln. Hierzu wurde ein vergleichbarer Versuchsaufbau mit dem Alderson Phantom und TLD Elementen in Plexiglasröhrchen, wie bereits zuvor beschrieben, verwendet.

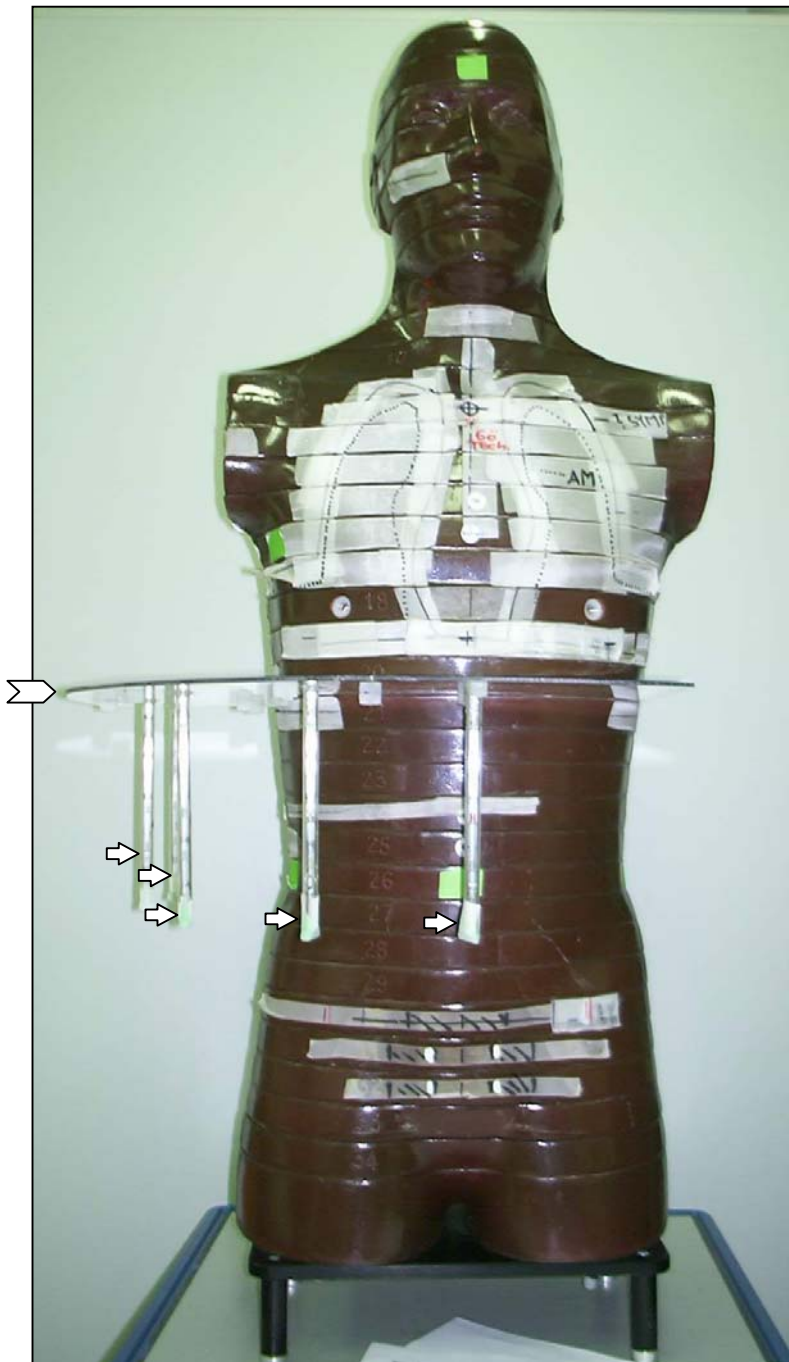
Wie zuvor bei der Messung im Nutzstrahlenbündel waren die eingesetzten Plexiglasröhrchen hierbei jetzt jedoch im 90° Winkel senkrecht zur Plexiglasplatte montiert. Sie verliefen somit parallel zur Phantomkörper Oberfläche, in einem Abstand zu dieser von 10cm. Der Abstand der TLDs zum Röntgenzentralstrahl betrug 2,5, 5,5, 8,5, 11,5 und 14,5cm nach caudal. Die Winkelgradanordnung der einzelnen Röhrchen entsprach, wie zuvor beim ersten Versuchsaufbau, ebenfalls 0° , 30° , 60° , 90° und 115° .

Mit dieser Messanordnung wollten wir feststellen, ob die Radiologenhand außerhalb der direkten Röntgeneinstrahlung bei einer Intervention allein durch den Abstand hinreichend vor Strahlung geschützt ist.

Details zum Versuchsaufbau können aus den folgenden Abbildungen 17-19 entnommen werden. Die Messung wurde mit identischen Parametern wie im ersten Versuchsaufbau durchgeführt. Auch hierbei betrug die Bestrahlungszeit 60s mit 120kV und 20mAs.

Abbildung 17

Alderson Körperphantom in Frontalansicht mit eingebrachtem Versuchsaufbau.

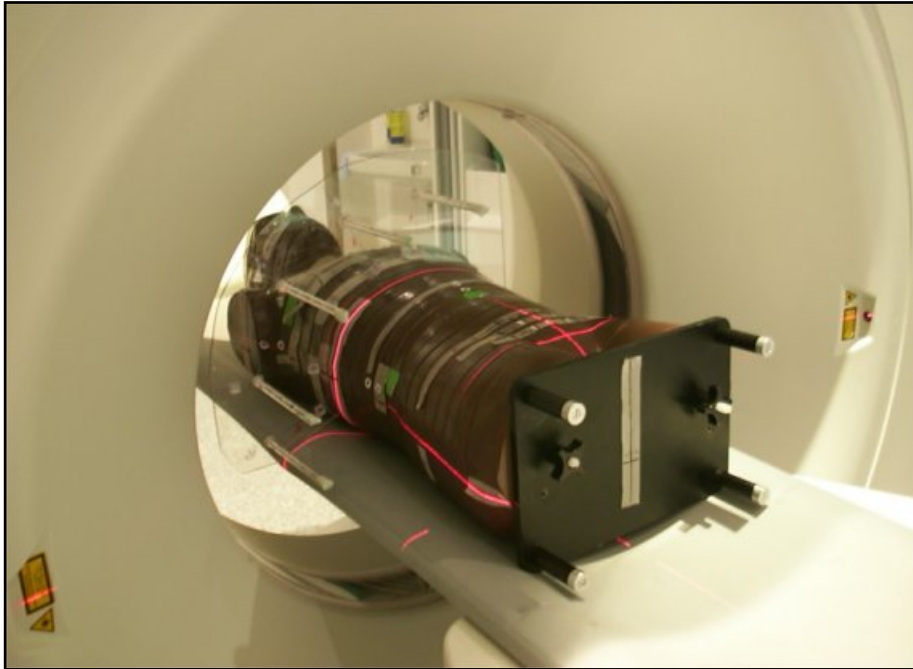


Bildbeschreibung zu Abb. 17:

Frontalansicht des Phantomaufbaus für die Messungen der Streustrahlung außerhalb des Strahlengangs. Man sieht die eingesetzte Plexiglasscheibe (Σ) mit den fünf parallel zur Phantom Körperoberfläche angebrachten Plexiglasröhrchen mit den TLD Elementen, die nach caudal weisen. (Pfeile)

Abbildung 18

Alderson Körperphantom in der Gantry mit eingeschaltetem Laserlicht als Positionierhilfe



Bildbeschreibung zu Abb. 18:

Schräg caudo-craniale Ansicht des Phantomaufbaus von rechts. Das Phantom ist in der CT-Gantry platziert und wurde mittels Laserlicht-Visier ausgerichtet, erkennbar an den roten Lichtlinien. Die Messröhrchen weisen nach caudal, beginnend am caudalen Rand des Röntgenstrahlen Bündels.

Abbildung 19

Alderson Körperphantom Detailansicht von rechts seitlich.



Bildbeschreibung zu Abb. 19:

Man erkennt die einzelnen Phantomscheiben, eines der Plexiglasröhrchen, welches von der Plexiglasscheibe nach rechts, caudal weist, sowie die darin enthaltenen TLD Elemente (↑)

3. Ergebnisse

3.1 Messergebnisse am CTDI Phantom

Die Messergebnisse der Einzelmessungen sind Tabelle 1 zu entnehmen. Es zeigt sich für die Messungen ohne Röhrenstrommodulation eine annähernd gleichförmige Verteilung der Messwerte in allen Außenmesskammern in den 0°, 90°, 180° und 270° Positionen. Lediglich in der Kammer an der 6 Uhr Position findet sich im Vergleich zu den anderen Außenkammern eine minimale Reduktion der einfallenden Energiedosis. Dies erklärt sich durch die Schwächung der auftreffenden Strahlung infolge einer teilweisen Absorption im Patiententisch bei Strahlungseinfall von unten. Gegenüber dem Maximalwert von 119,9 mGy in der 12 Uhr Position fällt der Wert in der 6 Uhr Position um 13% auf 104,5 mGy ab. In der 3 bzw. 9 Uhr Position liegen die Werte zwischen den beiden oben genannten Extremwerten bei 114,6 mGy bzw. 117,5 mGy. Diese Zwischenwerte lassen sich ebenfalls mit einer teilweisen Schwächung durch den Patiententisch erklären, die allerdings in diesen Positionen geringer als bei der 6 Uhr Position ausfällt. Für die zentrale Positionierung der Ionisationskammer ergibt sich ein Messwert von 51,2 mGy. Der CTDI_w berechnet sich aus den gemessenen Einzelwerten in der Messung ohne Röhrenabschaltung zu 93,0 mGy.

In der zweiten Messreihe, unter Verwendung der segmentalen Röhrenstromabschaltung, ergab sich für die zentrale Kammer ein Mittelwert von 38,2 mGy. Für die Kammer in 3 Uhr Position lag der Mittelwert bei 104,2 mGy, für die 6 Uhr Position bei 106,0 mGy, für die Kammer in 9 Uhr Position 98,9 mGy und in der 12 Uhr Position 26,5 mGy. Die Reduktion der Energiedosis ist so mit 78,0% in der 12 Uhr Position am stärksten ausgeprägt, während sie bei 3 Uhr 9,1% und bei 9 Uhr 15,8% beträgt. In der 6 Uhr Position ergab sich ein Anstieg von 1,5% der jedoch im Rahmen der normalen Schwankungsbreiten liegt.

Der berechnete CTDIw liegt bei 68,6 mGy. Dies entspricht einer Reduktion von 26,5% gegenüber der Messreihe ohne Röhrenstromabschaltung.

Tabelle 1:

Dosismessungen mit CTDIw Messeinheit mit Ionisationskammer. Der CTDIw errechnet sich zu einem Drittel aus dem zentralen Meßwert und zu zwei Drittel aus der Summe der Oberflächenwerte. Er gibt die absorbierte Dosis in der Untersuchungsschicht an. Da die Ionisationskammer 10 cm lang ist, sind auch die CTDIw Werte für eine Länge von 10 cm.

Einheit der Messwerte: mGy/10 cm

Position der Ionisationskammer	Zentrale Kammer	12 Uhr 0°	3 Uhr 90°	6 Uhr 180°	9 Uhr 270°
I.) ohne Röhrenstrommodulation	51,28	120,40	113,70	104,40	117,20
	51,26	120,40	116,60	104,50	117,40
	51,08	119,00	113,60	104,60	117,80
	Durchschnittswert	51,21	119,93	114,63	104,50
CTDIw	93,04				
II.) mit Röhrenstrommodulation	37,88	25,94	104,90	105,90	97,98
	37,89	26,60	102,50	106,00	100,40
	38,83	26,57	105,10	106,00	98,31
	Durchschnittswert	38,20	26,37	104,17	105,97
CTDIw	68,64				
Änderung in %	-25,40	-78,01	-9,13	+1,40	-15,81
Δ CTDIw	-26,54%				

Erläuterung zu Tabelle 1:

Untersuchungsparameter: 20s Strahlungsdauer mit 120 kV und 20 mAs, Schichtkollimation von 4 x 2,5 mm und berechnete Bild-Schichtdicke von 10 mm. Im oberen Anteil der Tabelle, I., sind die Messergebnisse ohne Röhrenstrommodulation abgebildet. Im unteren Anteil, II., dann die anschließend gemessenen Werte mit Röhrenstrommodulation. Aus der Änderung der Durchschnittswerte, in der vorletzten Zeile, lässt sich die mit der Funktionsweise von HandCARE erzielte prozentuale Einsparung der Energiedosis an den jeweiligen Bogenwinkelpositionen ablesen.

3.2 Messergebnisse am Alderson Phantom

3.2.1 Messung innerhalb des Strahlengangs

(Siehe hierzu die Versuchsanordnung in den Abbildungen 10-11.)

In den folgenden Tabellen 2-4 sind die Messergebnisse der einzelnen TLD Elemente in den fünf Plexiglasröhrchen in unterschiedlichen Bogengradpositionen dargestellt. Tabelle 2 zeigt im Normalmodus ohne zugeschaltetes HandCARE die Werte der "vollen Dosis", welche die ungeschützte Radiologenhand während einer einminütigen Intervention im Strahlengang treffen würde. Tabelle 3 zeigt die Energiedosiswerte mit eingeschalteter Röhrenstrommodulation HandCARE und Tabelle 4 die prozentuale Reduktion der Energiedosis an den jeweiligen TLD Positionen. Die Abstandsangaben in den Tabellen sind in cm zur Phantomkörperoberfläche.

Tabelle 2:

Darstellung der Energiedosis-Messergebnisse ohne Röhrenstrommodulation HandCARE

Röhrchen	1	2	3	4	5
Winkel	0°	30°	60°	90°	115°
Abstand					
12,5 cm	16,98	16,43	15,33	13,75	15,21
9,5 cm	17,46	17,08	16,01	15,14	15,44
6,5 cm	19,38	18,80	17,36	16,36	16,14
3,5 cm	22,01	21,14	19,15	17,55	16,84
0,5 cm	24,52	22,78	21,22	19,33	17,21

Erläuterung zu Tabelle 2:

Messwerte der einzelnen TLD Elemente in den fünf Plexiglasröhrchen in unterschiedlichen Bogengradpositionen im Normalmodus ohne zugeschaltetes HandCARE. Die Abstandsangaben sind in cm zur Phantomkörperoberfläche. Die Messeinheit ist in cGy.

Tabelle 3:

Darstellung der Energiedosis-Messergebnisse mit Röhrenstrommodulation HandCARE

Röhrchen Winkel	1 0°	2 30°	3 60°	4 90°	5 115°
Abstand					
12,5 cm	3,16	5,41	12,84	14,37	14,60
9,5 cm	3,77	6,55	12,46	14,66	15,20
6,5 cm	4,88	8,09	12,36	15,17	15,80
3,5 cm	6,63	9,61	12,54	16,01	16,73
0,5 cm	8,58	10,43	12,41	17,20	18,08

Erläuterung zu Tabelle 3:

Messwerte der einzelnen TLD Elemente in den fünf Plexiglasröhrchen in unterschiedlichen Bogengradpositionen im Normalmodus mit zugeschaltetem HandCARE. Die Abstandsangaben sind in cm zur Phantomkörperoberfläche. Die Messeinheit ist in cGy.

Tabelle 4:

Reduktion der Energiedosis in Prozent im Vergleich ohne und mit Röhrenstrommodulation

Röhrchen Winkel	1 0°	2 30°	3 60°	4 90°	5 115°
Abstand					
12,5 cm	81,39	67,07	16,24	+4,51	4,01
9,5 cm	78,41	61,65	22,17	3,17	1,55
6,5 cm	74,82	56,97	28,80	7,27	2,11
3,5 cm	69,88	54,54	34,52	8,77	0,65
0,5 cm	65,01	54,21	41,52	11,02	+5,06
Mittelwert	73,90	58,89	28,65	5,14	0,65

Erläuterung zu Tabelle 4:

Prozentuale Reduktion der Energiedosis in den einzelnen Messpositionen der TLDs.

Abbildung 20:

Darstellung der Messwert-Ergebnisse der Dosisverteilung orthogonal, senkrecht zur Phantomboberfläche, innerhalb des Röntgenfächerstrahls, im Abstand von 0,5 bis 12,5 cm zur Phantomboberfläche an fünf Kreisbogenpositionen.

Gemessene Energiedosiswerte ohne Röhrenstrommodulation

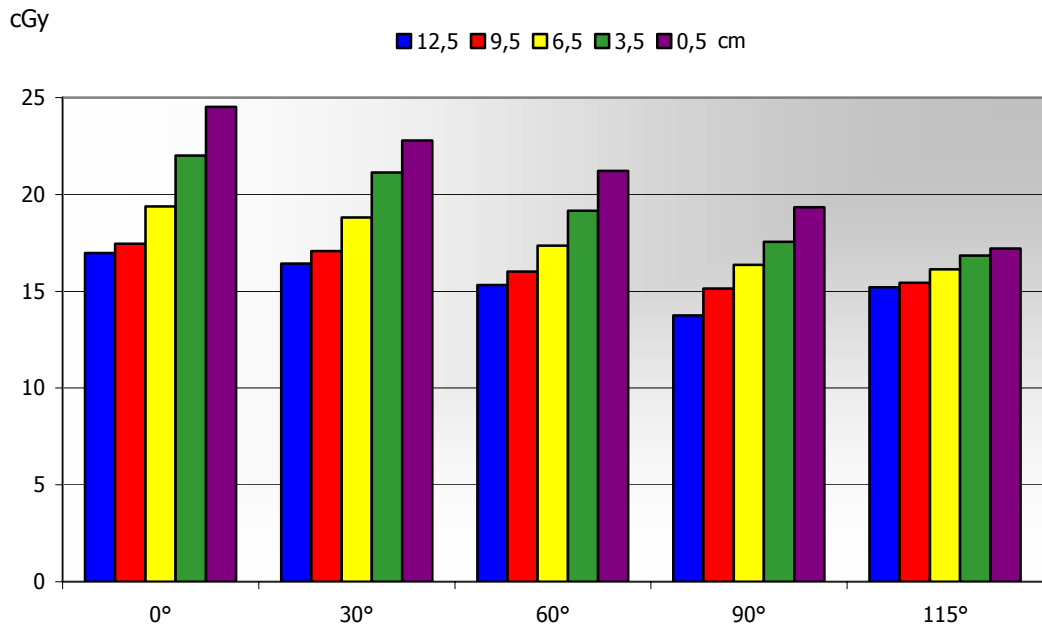


Abbildung 21:

Gemessene Energiedosiswerte mit Röhrenstrommodulation

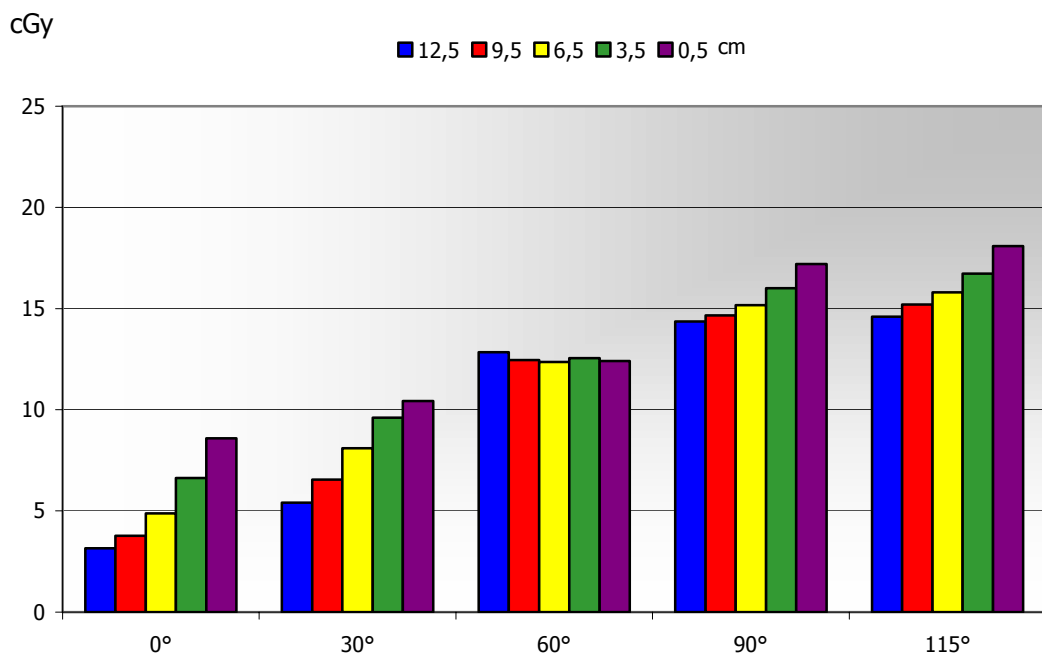
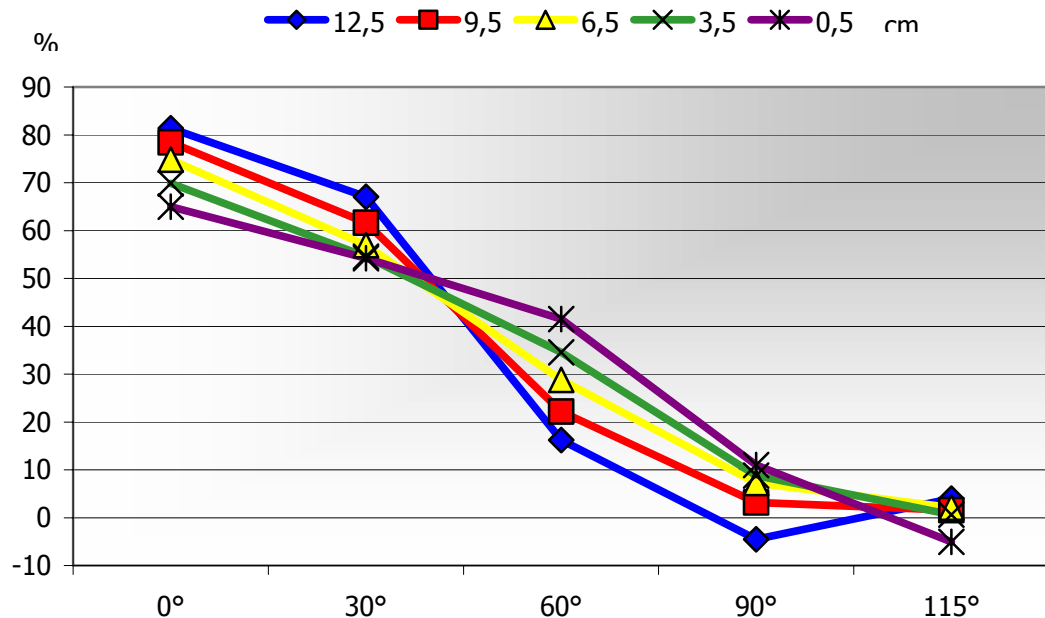


Abbildung 22:

Prozentuale Reduktion mit Röhrenstrommodulation an fünf Kreisbogenpositionen in unterschiedlichem Abstand zur Phantomkörperoberfläche. Messung innerhalb des Röntgenfächerstrahls.



Erläuterung zu Abbildung 22:

Darstellung der prozentualen Reduktion der Energiedosiswerte innerhalb des Röntgenzentralstrahls in den fünf Meßbereichen innerhalb der einzelnen Röhrrchen und in den fünf Kreisbogenpositionen. Der 0%-Wert entspricht den Messwerten ohne Röhrenstrommodulation. Ein Wert von 100% Reduktion würde bedeuten, dass keine auftreffende Dosis mehr gemessen werden kann.

Aus unseren Messungen und aus der Abbildung 22 sind zwei wesentliche Schlußfolgerungen abzuleiten.

- 1.) Je kleiner der Abstand zur Oberfläche, desto größer ist die Reduktion der einfallenden Dosis.
- 2.) Je näher an der 0°, 12 Uhr Position, desto größer die Dosisreduktion. An der 0° Position ergeben sich Dosiseinsparungen von 65 bis 81%

In der 0° Position bei 12 Uhr zeigt sich eine deutliche Reduktion der Energiedosis zwischen 81% in 12,5 cm Abstand und 65% in 0,5 cm Abstand. Eine

durchschnittliche Einsparung von 73% gegenüber den Ausgangswerten ohne Röhrenstrommodulation.

In der 30° Position zeigt sich noch eine Reduktion um 67% in 12,5 cm Abstand und um 54% in 0,5 cm Abstand. Eine durchschnittliche Einsparung von 60,5% gegenüber den Ausgangswerten ohne Röhrenstrommodulation.

In der 60° Position findet sich noch eine leichte Dosisreduktion in den äußeren, von der Oberfläche am weitesten entfernten TLDs. In Körfernähe ist hier bereits keine signifikante Reduktion der Energiedosiswerte mehr erkennbar.

In den 90° und 115° Positionen findet sich kein messbarer Unterschied im Vergleich zu den Werten ohne Röhrenstrommodulation. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der Röntgenstrahl nur im oberen Bogensegment von der 10:00 Uhr Position bis zur 02:00 Uhr Position während des Umlaufs abgeschaltet ist. In den lateralen Positionen ist keine signifikante Dosisersparnis aus der Modifikation der direkten Strahlung zu erwarten.

In 0° und 30°, welche der 12:00 Uhr und der 01:00 Uhr Position entsprechen, tritt somit die maximale Dosisersparung auf. Hier werden die Werte von ca. 16,5 – 22,5 cGy auf 3 – 10,5 cGy verringert. Dies entspricht einer Einsparung um 54 – 81%. Die gemessenen Restdosiswerte sind nicht durch direkten Strahlungseinfall bedingt, sondern lediglich noch durch indirekte Streustrahlung aus dem Phantomkörper. Die Messelemente an den Messpositionen bei 90° und bei 115° erhalten stets die gleiche Dosismenge aus der Direktstrahlung.

Eine leichte Varianz und leichte Verringerung der Dosiswerte erklären sich an diesen Positionen ebenfalls durch die reduzierte indirekte Streustrahlung aus dem Phantom heraus bei segmental abgeschalteter Röhre, sowie durch methodisch bedingte leichte Ungenauigkeiten bei manueller Positionierung der Versuchseinheit in Ausrichtung zum Röntgenzentralstrahl und nicht ganz exakt justiertem Laserlichtvisier an der CT-Gantry.

3.2.2 Messung außerhalb der Strahlung (Streustrahlung)

(Siehe hierzu die Versuchsanordnung in den Abbildungen 18-19.)

In den folgenden Tabellen 5-7 sind die Messergebnisse der einzelnen TLD Elemente in den fünf Plexiglasröhrchen in unterschiedlichen Bogengrad Positionen dargestellt. Tabelle 5 zeigt im Normalmodus ohne zugeschaltetes HandCARE die Werte der "vollen Dosis", welche die ungeschützte Radiologenhand während einer einminütigen Intervention im Streustrahlengang treffen würde. Tabelle 6 zeigt die Dosiswerte mit eingeschalteter Röhrenstrommodulation HandCARE und Tabelle 7 die prozentuale Reduktion der Energiedosiswerte an den jeweiligen TLD Positionen. Die Abstandsangaben in den Tabellen sind in cm zum Röntgenzentralsstrahl.

Tabelle 5:

Darstellung der Energiedosis-Messergebnisse ohne Röhrenstrommodulation HandCARE

Röhrchen	1	2	3	4	5
Winkel	0°	30°	60°	90°	115°
Abstand					
2,5 cm	7,30	6,50	6,74	6,33	7,38
5,5 cm	5,03	4,49	4,06	3,97	5,12
8,5 cm	3,71	3,28	2,91	2,82	3,87
11,5 cm	2,71	2,45	2,24	2,20	2,85
14,5 cm	2,04	1,91	1,78	1,77	2,14

Erläuterung zu Tabelle 5:

Messwerte der einzelnen TLD Elemente in den fünf Plexiglasröhrchen in unterschiedlichen Bogengradpositionen im Normalmodus ohne HandCARE. Die Abstandsangaben sind in cm zum Röntgenzentralsstrahl. Die Messeinheit ist in cGy.

Tabelle 6:

Darstellung der Energiedosis-Messergebnisse mit Röhrenstrommodulation HandCARE

Röhrchen Winkel	1 0°s	2 30°	3 60°	4 90°	5 115°
Abstand					
2,5 cm	5,17	5,33	4,67	5,04	5,28
5,5 cm	2,25	2,33	2,71	3,15	3,39
8,5 cm	1,82	1,84	2,04	2,21	2,37
11,5 cm	1,46	1,45	1,55	1,69	1,79
14,5 cm	1,13	1,13	1,20	1,35	1,42

Erläuterung zu Tabelle 6:

Messwerte der einzelnen TLD Elemente in den fünf Plexiglasröhrchen in unterschiedlichen Bogengradpositionen im Normalmodus mit zugeschaltetem HandCARE. Die Abstandsangaben sind in cm zum Röntgenzentralstrahl. Die Messeinheit ist in cGy.

Tabelle 7:

Reduktion der Energiedosis in Prozent im Vergleich ohne und mit Röhrenstrommodulation

Röhrchen Winkel	1 0°s	2 30°	3 60°	4 90°	5 115°	
Abstand						Mittelwert
2,5 cm	29,95	26,99	28,15	25,22	16,59	25.38
5,5 cm	56,05	53,68	39,64	22,41	14,61	37.28
8,5 cm	52,97	50,40	37,80	24,05	15,96	36.24
11,5 cm	48,77	46,49	36,73	24,55	18,64	35.04
14,5 cm	47,20	44,61	37,17	24,16	19,77	34.58
Mittelwert	46.99	44.43	35.90	24.08	17.11	

Erläuterung zu Tabelle 7:

Prozentuale Reduktion der Energiedosis in den einzelnen Messpositionen der TLDs.

Die Abbildungen 23-25 verdeutlichen die Dosisverteilung außerhalb des direkten Röntgenfächerstrahls in 10 cm Abstand parallel zur Phantomoberfläche in einer Distanz zum Röntgenfächerstrahl von 2,5 bis 14,5 cm.

Mit 10 cm Abstand zur Phantomoberfläche und einem Distanzbereich von 2,5 bis 14,5 cm simulierten wir den Aufenthaltsbereich der Hand während einer typischen Intervention. Die hier gemessenen Werte sind allesamt nur durch indirekte Streustrahlung bedingt.

Aus unseren Messungen und aus der Abbildung 25 sind zwei wesentliche Schlußfolgerungen abzuleiten:

- 1.) Je kleiner der Abstand zum Röntgenstrahl, desto geringer ist die Reduktion der einfallenden Dosis.
- 2.) Je näher an der 0°, 12 Uhr Position, desto größer die Dosisreduktion. An der 0° Position ergeben sich Dosisersparungen von 30 bis 56%.

Der Röntgenfächerstrahl ist durch die röhrenseitige Kollimierung präzise eingebündelt, so dass schon 2,5 cm neben dem Fächerstrahl keine Primärstrahlung mehr messbar ist. Weiterhin fanden sich signifikant unterschiedliche Messwerte für die unterschiedlichen Winkelgradpositionen. Da die Strahlung in einem Drittel Bogensegment des Umlaufs abgeschaltet ist, reflektiert sich dies auch entsprechend in einer Reduktion der gemessenen Streustrahlung. Prozentual betrachtet, reduziert sich die Dosis in den oberen Bogensegmenten um 27 – 56 %, von ca. 7,5 – 2 cGy auf 5 – 1 cGy pro Minute.

Die Messergebnisse und die Darstellung in den Abbildungen 23-25 zeigen auf, dass die Energiedosis bei aktivierter Röhrenstrommodulation insgesamt in allen fünf Messabstands-Distanzen in den fünf Röhrrchen an den fünf Winkelgradpositionen in 0°, 30°, 60°, 90° und 115° reduziert wurde.

Im Vergleich zu den Ergebnissen aus den Messungen innerhalb des Röntgenprimärstrahls (Abbildungen 20-22) sind die jetzt gemessenen Werte durchschnittlich um den Faktor 4,5 niedriger, welches einem Dosisunterschied von ca. 78% entspricht. Dies errechnet sich aus einem Vergleich der gemittelten Dosiswerte aus allen Messungen.

Durchschnittswert der Dosisleistung ohne Röhrenstrommodulation:

- 17,94 cGy/min im Primärstrahl
- 3,8 cGy/min im gemessenen Streustrahlenbereich

Ein Unterschied vom Faktor 4,7.

Durchschnittswert der Dosisleistung mit Röhrenstrommodulation:

- 11,5 cGy/min im Primärstrahl
- 2,55 cGy/min im gemessenen Streustrahlenbereich

Ein Unterschied vom Faktor 4,3.

Abbildung 23:

Darstellung der Messwert Ergebnisse zur Dosisverteilung außerhalb der Strahlung, parallel zur Phantomboberfläche, im 90° Winkel zum Röntgenfächerstrahl und in 10 cm Abstand zur Phantomboberfläche, im Abstand von 2,5 bis 14,5 cm zum Zentralstrahl.

Messwertergebnisse ohne Röhrenstrommodulation:

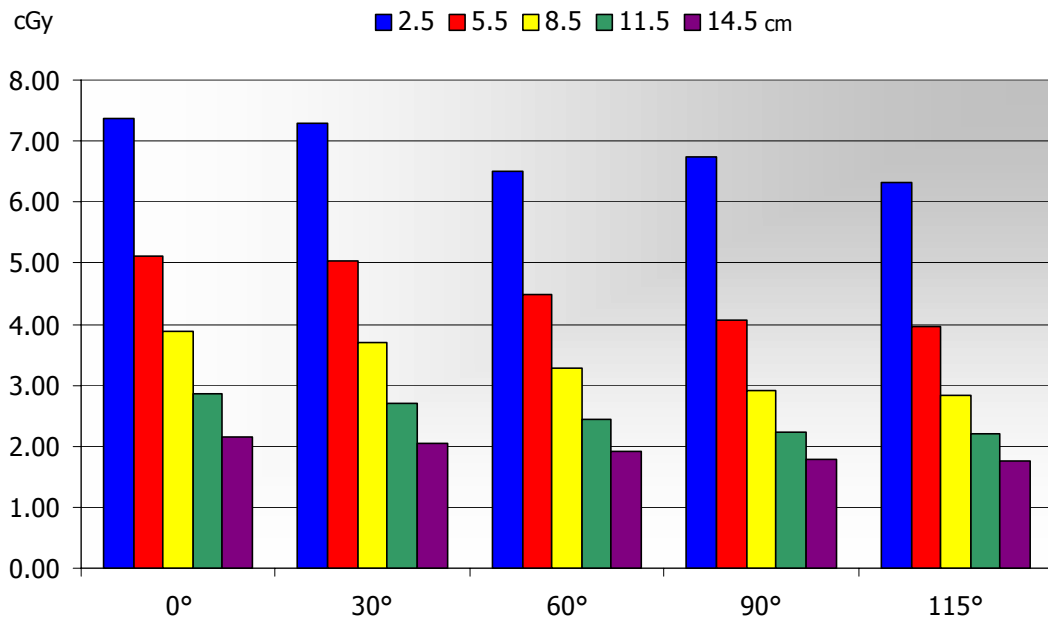


Abbildung 24:

Messwertergebnisse mit Röhrenstrommodulation:

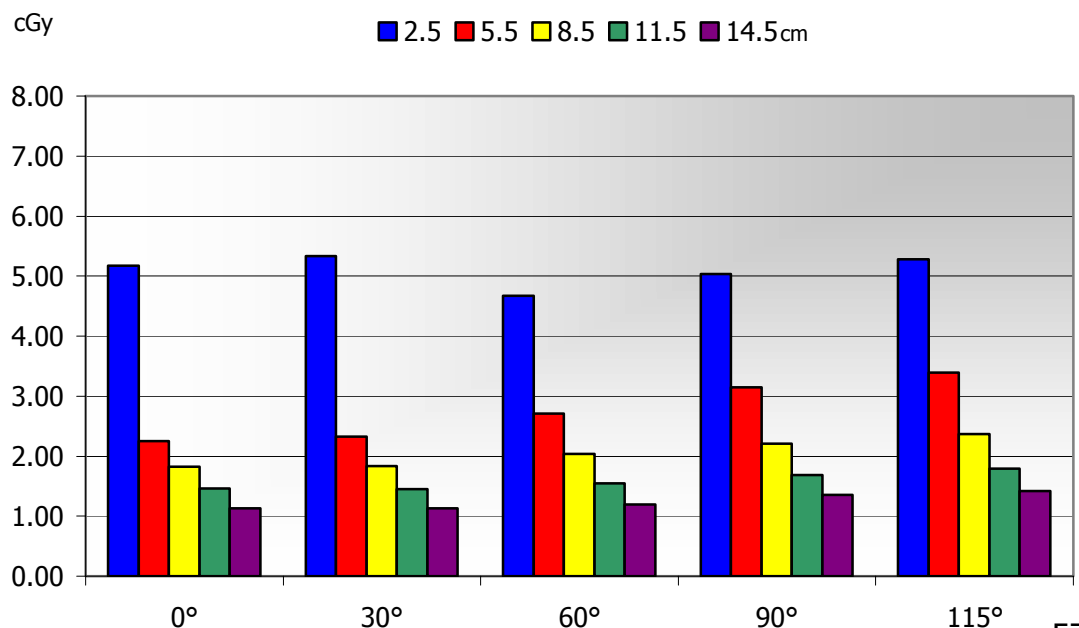
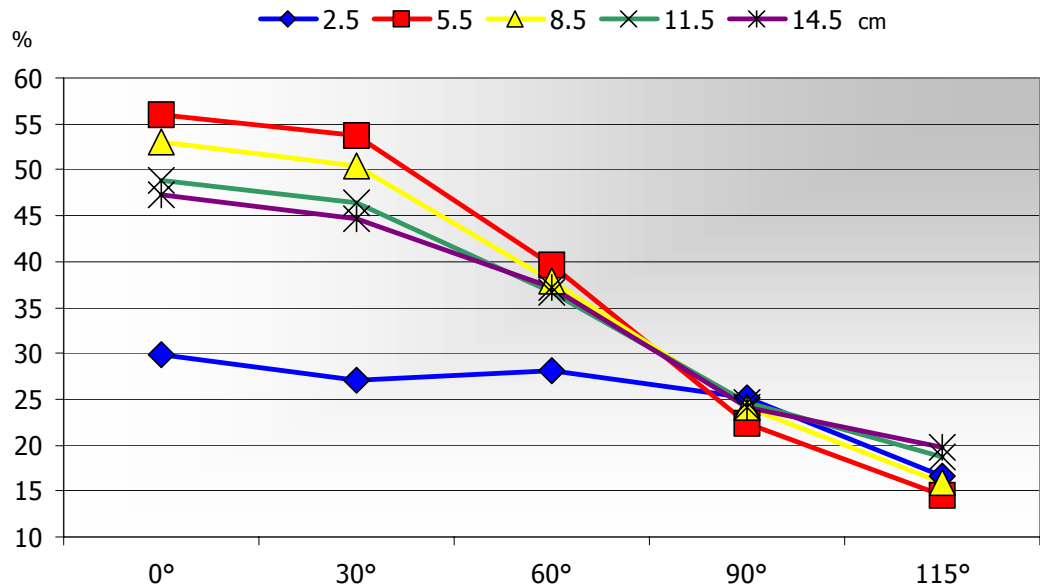


Abbildung 25:

Graphische Darstellung der prozentualen Reduktion der Energiedosis außerhalb der Strahlung in Abhängigkeit von der Winkelgradposition und vom Abstand zum Röntgenfächerstrahl.



Erläuterung zu Abbildung 25:

Darstellung der prozentualen Reduktion der Energiedosiswerte außerhalb des Röntgenzentralstrahls in den fünf Meßbereichen, innerhalb der einzelnen Röhrrchen und in den fünf Kreisbogenpositionen. Der 0%-Wert entspricht den Messwerten ohne Röhrenstrommodulation. Ein Wert von 100% Reduktion würde bedeuten, dass keine auftreffende Dosis mehr gemessen werden kann.

3.3 Messergebnisse der effektiven Dosis

Zusätzlich zu den Messungen außerhalb des Phantoms wurden durch Bestückung des Phantoms selbst mit TLD`s auch Messungen innerhalb des Phantomkörpers durchgeführt. Hierzu haben wir während der Messungen der extrakorporalen Dosis gleichzeitig die bestrahlte Alderson Phantomscheibe Nummer 20 intrakorporal ebenfalls mit TLD Elementen bestückt. Siehe hierzu die schematische Darstellung in Abbildung 13 sowie die Abbildungen 14-16. Die Ergebnisse erlauben eine Bestimmung der Organdosen sowie eine Abschätzung der effektiven Dosis für einen Patienten.

Tabelle 8: Lokale Dosis und Organverteilung

Organ	Ohne Röhrenstrommodulation			Mit Röhrenstrommodulation	
	Wichtungsfaktor	lokale Dosis mGy	Dosis-Anteil mSv	lokale Dosis mGy	Dosis-Anteil mSv
Ovar	0,2	0,1	0,02	0,1	0,02
Rotes Kn.-Mark	0,12	1,71	0,20	1,70	0,20
Kolon		0,49	0,06	0,47	0,06
Lunge		1,03	0,12	0,52	0,06
Magen		40,3	4,84	19,3	2,32
Blase	0,05	0	0,00	0	0,00
Brust		1,6	0,08	1,26	0,06
Leber		27,8	1,39	14,6	0,73
Oesophagus		0,99	0,05	0,9	0,05
Schilddrüse		0	0,00	0	0,00
Haut	0,01	2,51	0,03	1,91	0,02
Knochenoberfl.		1,06	0,01	1,06	0,01
Gehirn	0,05	0		0	
Dünndarm		0,49		0,47	
Niere		0,58		0,58	
Nebenniere		2	0,15	2	0,14
Milz		15,5		16,5	
Bauchsp.drüse		1,5		1	
Uterus		0,1		0,1	
Rest		3,09		1,47	

Insgesamt ergibt sich aus diesen intrakorporalen Dosismessungen in Tabelle 8 die in der folgenden Tabelle 9 aufgelistete Abschätzung der effektiven Dosis:

Tabelle 9

		Ohne Röhrenstrom- modulation	Mit Röhrenstrom- modulation		Dosisreduktion in %
weiblich	Effektive Dosis	6,94	3,66	mSv	47,26
männlich		6,84	3,58	mSv	47,67

Die Einzelwerte der Organdosis sind für Frauen und Männer aus Tabelle 8 zu entnehmen. Die Abschätzung der effektiven Dosis ergibt für das durchgeführte Untersuchungsprotokoll (60s Durchleuchtungszeit, 120 kV, 20 mAs) ohne segmentale Röhrenabschaltung eine effektive Dosis von 6,9 mSv für Frauen und 6,8 mSv für Männer. Im Vergleich hierzu liegen die Werte der effektiven Dosis unter Verwendung der segmentalen Röhrenabschaltung für Frauen bei 3,66 mSv und für Männer bei 3,58 mSv. Für das hier verwendete Untersuchungsprotokoll ergibt sich somit eine Reduktion der effektiven Dosis durch die segmentale Röhrenabschaltung um 47,3% bei Frauen und 47,7% bei Männern. Die leicht höheren Messwerte bei Frauen ergeben sich aus der Mitbewertung der reproduktiven Organe Ovarien und Uterus. Wir wählten exemplarisch eine Untersuchungsschicht aus dem Oberbauch und simulierten so die einfallende Röntgenstrahlung über 60s, wie sie zum Beispiel bei einer simulierten Leberpunktion auftreten kann. Daher sind in der Tabelle 8 entsprechend die Dosiswerte für die Oberbauchorgane Leber, Milz und insbesondere Magen, sowie die basalen Anteile der Lunge besonders hoch angegeben. Abweichungen von der in unserer Versuchsanordnung gewählten Durchleuchtungszeit von 60s können einfach ermittelt werden, da die Dosis linear zur Zeitdauer der einfallenden Strahlung ist. Eine Durchleuchtungsdauer von beispielsweise 10 Minuten ergäbe somit zehnfach höhere Dosiswerte.

4. Diskussion

Mit der Einführung von Spiral Computertomographen in den 90er Jahren hat sich die Bildgebung und diagnostische Wertigkeit von CT Untersuchungen entscheidend verbessert (30). Während am Anfang die Röhrenleistung entsprechend reduziert werden musste, um die kontinuierliche Belastung zu ermöglichen, haben die Weiterentwicklungen der Röhrentechnik zu einer deutlichen Leistungssteigerung geführt. Eine kontinuierliche Belastung der Röntgenröhre von 60s und länger ist heutzutage keine Seltenheit. Durch technische Verbesserungen und Fortschritte in der Detektortechnologie wurde in Kombination mit leistungsstärkeren Röhren die Mehrschicht Spiral-CT (MSCT) ermöglicht. Mit dieser Technik werden durch die Anordnung mehrerer paralleler Detektorreihen mehrere Spiralschichten gleichzeitig aufgenommen. Hierdurch ergeben sich deutliche Verbesserungen und Möglichkeiten für die Computertomographie. Die breitere Abdeckung des Objekts während einer einzigen Rotation ermöglicht eine deutliche Beschleunigung der Datenaufnahme. Alternativ kann bei gleicher Aufnahmezeit die räumliche Auflösung entlang der Patientenlängsachse verbessert werden. Während 1992 lediglich zwei parallele Detektorreihen zum Einsatz kamen, das CT-Twin der Firma Elscint, führte die Einführung der 4-Zeilen Technik seit 1998 als direkte Folge der erweiterten Möglichkeiten zu einem Umdenken in der CT-Diagnostik. Aufgrund der weiter wachsenden Entwicklung steht derzeit die 16-Zeilen Technologie zur Verfügung, die für nahezu alle Anwendungen aufgrund ihrer Geschwindigkeit eine Submillimeterauflösung ermöglicht. Neben den verbesserten diagnostischen Möglichkeiten führt die MSCT auch zu einer effektiveren Dosisausnutzung. Neben den verbesserten diagnostischen Möglichkeiten ermöglichen moderne Röntgenröhren durch Ihre Belastbarkeit auch den Einsatz in der interventionellen Radiologie. Die Entwicklung der CT Durchleuchtung, oder auch CT-Fluoroskopie, geht auf Katada et al. zurück (22). Im Gegensatz zu Einzelschichtakquisitionen ermöglicht die CT

Fluoroskopie eine kontinuierliche Strahlung mit interaktiver Tischbewegung. In Kombination mit Echtzeitbildberechnung ist hierdurch die kontinuierliche Verfolgung von eingebrachten Materialien, wie zum Beispiel einer Punktionsnadel, oder die Verfolgung von atembeweglichen Organen bzw. Läsionen möglich. Durch die Nähe des interventionellen Radiologen zur Röntgenröhre und durch Manipulationen im Bereich des Strahlenganges kann es hierdurch zu einer erheblichen Strahlenexposition kommen. Neben der Strahlenexposition des Radiologen ist auch die Exposition der Patienten zu berücksichtigen. Da die CT bei nur 4 Prozent Gesamtanteil an röntgenologischen Untersuchungen 30 Prozent der medizinisch induzierten Strahlenbelastung ausmacht, sollten gerade hier alle Möglichkeiten ausgeschöpft werden, diesen Anteil zu verkleinern (1, 13, 29).

1999 beschreiben Froelich und Scherf (10) bei CT-Interventionen die Vorteile der Kombination mit einer zusätzlichen digitalen Durchleuchtungseinheit in Form eines sogenannten C-Bogens. In ihrer Untersuchungsgruppe waren die Eingriffzeiten mit kombiniertem Monitoringverfahren verlässlicher, schneller abgeschlossen und die Resultate wiesen allesamt ein besseres Ergebnis auf als in der Kontrollgruppe. Leider wurde hierbei, unabdingbar mit der zusätzlichen Durchleuchtungseinheit, auch zusätzliche Strahlung appliziert. Im Vergleich zu konventionellen CT-Intervention ohne fluoroskopische Steuerung konnte bereits gezeigt werden, dass durch die Einführung der CT-Fluoroskopie die Hautdosis der Patienten bei adäquater Anwendung dramatisch gesenkt werden kann. In der Studie von Calson et al. lag der Mittelwert der Hautdosis der Patienten mit CT-Fluoroskopie 94% unterhalb des Wertes der Interventionen, die ohne CT-Fluoroskopie durchgeführt werden (2). Grundlage der deutlichen Dosisersparung ist der interaktive, anwendergesteuerte Einsatz der CT-Fluoroskopie während der Intervention. Eine kontinuierliche CT-Fluoroskopie ist nur in seltenen Fällen notwendig. Neben der Dosisersparung konnte durch die CT-Fluoroskopie auch die Dauer der Eingriffe im Mittel um 32% verkürzt werden (2). Ein ähnliches Potential zur Dosisersparung fanden auch

Silvermann et al. bei Verwendung der interaktiven Steuerung und Anwendung der CT-Fluoroskopie (38). Die in dieser Studie deutlich höheren Patientenbelastung im Vergleich zur Studie von Carlson et al. dürfte zum einen an der Dauer der Interventionen liegen und zum anderen auf den höheren Röhrenströmen basieren, die verwendet wurden (2). Im Gegensatz hierzu fanden Froelich et al. keinen signifikanten Unterschied in der Patientendosis bei beiden Verfahren, während auch hier mit der CT-Fluoroskopie Zeit eingespart werden konnte (9). Insgesamt konnte bei verschiedenen Studien festgestellt werden, dass durch die Anwendung einer kontinuierlichen CT-Fluoroskopie sowohl die Patientendosis als auch die Personaldosis deutlich erhöht wird (38). Von einer kontinuierlichen CT-Fluoroskopie bei Interventionen ist somit abzuraten.

Bei Betrachtung der Dosisexposition des radiologischen Personals und hierbei insbesondere des Radiologen, der die Intervention durchführt, zeigen sich durch die Anwendung der CT-Fluoroskopie andere Auswirkungen. Während bei konventionellen Interventionen das Personal während der Anfertigung der Kontrollschichten den Raum verlassen kann bzw. sich vom Patienten entfernen kann, erfolgt die Anwendung der CT-Fluoroskopie direkt am Patienten. Hierdurch kommt es in aller Regel zu einer erhöhten Strahlenexposition des Personals. Silverman et al. schätzten die Dosis im Bereich der Hand auf ca. $78,6\mu\text{C}/\text{kg}$ und im Halsbereich auf ca. $2,6\mu\text{C}/\text{kg}$ (38). Paulson et al. führten Dosismessungen im Rahmen von CT- gesteuerten Interventionen mit Hilfe von Dosimetern durch. Im Durchschnitt ergab sich eine Körperdosis von $0,01\text{mSv}$ sowie Organdosen von $0,01\text{mSv}$ für die Augenlinse und $0,012\text{mSv}$ für die Haut. Im Bereich der Hände lagen die Dosen unterhalb von $0,3\text{mSv}$ dem messbaren Grenzwert der verwendeten Fingerdosimeter (33). Hierbei ist jedoch zu bemerken, dass in der angegebenen Studie die Nadelplatzierung nicht während laufender CT-Fluoroskopie durchgeführt wurde. Somit ist auch nicht mit einer merkbaren Exposition im Bereich der Hände zu rechnen. Von großer Relevanz ist diese Strahlenexposition jedoch bei Nadelpositionierung während laufender

CT-Fluoroskopie. Dies ist insbesondere bei schwierigen Zugangswegen notwendig. Daly et al. berichteten monatliche Dosisbelastungen von bis zu 9,7 mSv bei einem Mittelwert von 1,8 mSv (5). Eine Vielzahl von Interventionen sind erst durch die CT-Fluoroskopie mit "Echtzeit-Monitoring" ermöglicht worden. Um diese zusätzliche Dosisbelastung zu reduzieren, kam es zur Entwicklung von Zusatzgeräten, die als Nadelhalter wie ein verlängerter Arm zum Einsatz kommen (23, 24). Hierdurch kann bei kontinuierlicher CT-Durchleuchtung die Exposition der Hände durch Primärstrahlung im Nutzstrahlengang vermieden werden (28). Bei Verwendung von dünnen, flexibel-elastischen Gummihandschuhen mit Bleianteil kann zusätzlich die Streustrahlung reduziert werden; für einen Einsatz im direkten Röntgenstrahl bieten sie jedoch nicht ausreichend Schutz.

4.1 Dosisreduktion durch segmentale Röhrenabschaltung

4.1.1 Dosisreduktion im Strahlengang

Die Exposition im Strahlengang führt zur Hauptbelastung insbesondere in Teilkörperbereichen, wie zum Beispiel der Hände. Prinzipiell ist die beste Möglichkeit zur Reduktion der Exposition die Anwendung des Abstandquadratgesetzes. Die CT Fluoroskopie wird jedoch zunehmend auch für diagnostische und therapeutische Interventionen in kritischen Bereichen und an atemverschieblichen Organen eingesetzt. Hierzu ist teilweise die Führung und Manipulation unter CT-Durchleuchtung notwendig. Dies erfordert meist die Nähe des interventionellen Radiologen und insbesondere dessen Hände zum Strahlengang. Während in der konventionellen Projektions-Fluoroskopie ein flächiger Ausschnitt des durchstrahlten Körpers abgebildet wird, handelt es sich bei der CT Fluoroskopie jedoch nur um einen scheibenförmigen Ausschnitt des durchstrahlten Objektes als Schicht. Je nach Anwender Einstellungen ist die Schichtdicke dieser Scheibe 1 bis 2 cm dick. Objekte außerhalb der Schicht

werden nicht dargestellt. Für eine Intervention, wie zum Beispiel eine Punktion bedeutet dies, dass der Arzt den Punktionskanal der Interventionsnadel nur dann verfolgen kann, wenn die Nadelspitze sich innerhalb dieser Schicht befindet. Im Idealfall verläuft die Punktionsrichtung senkrecht im Verlauf des Röntgenstrahls, um die eingebrachte Nadel in Längsausdehnung auf ihrem Weg zum Zielpunkt erkennen zu können. Allerdings befindet sich zu diesem Zeitpunkt bei gleichzeitiger CT-Durchleuchtung unglücklicherweise auch die Hand im direkten Strahlengang. Hierdurch kommt es zu enormen Teilkörperdosen im Bereich der Hände. Um dem entgegenzuwirken, gibt es diverse mechanische Hilfsmittel, die als Nadelabstandshalter fungieren und die Punktionskanüle fassen (23, 24). So kann die Hand des Arztes außerhalb der direkten Strahlung agieren. Die Handhabung der Punktions- und Interventionsmaterialien mit einem Bleihandschuh erweist sich als unpraktikabel, da die Bleihandschuhe, die einen ausreichenden Schutz bieten, zu unhandlich und nicht flexibel genug sind und für ausreichende Sensibilität bei millimetergenauem Punktieren nicht erlauben. Des Weiteren werfen sie entsprechend ihrer Funktion massive Streustrahlen Artefakte im dargestellten Bild.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass sich durch die segmentale Röhrenabschaltung im oberen Kreisbogensegment zwischen der 10 Uhr und der 2 Uhr Position eine deutliche Dosisersparung erzielen lässt. In der 12 Uhr (0°) Position beträgt die Dosisersparung im Mittel 74% und schwankt je nach Abstand zur Phantomoberfläche zwischen 61% (0,5 cm Abstand) und 81% (12,5 cm Abstand). Weicht man von der optimalen Position (0°) ab, nimmt die mittlere Dosisreduktion über 30° und 60° bis hin zu 90° stetig ab und beträgt noch ca. 59%, 29% bzw. 5%. Bei Punktionen von der Seite (3 bzw. 9 Uhr) kommt es somit zu keiner wesentlichen Reduktion der Strahlenexposition mehr. Obwohl es bei optimaler Positionierung zu einer erheblichen Dosisreduktion kommt, besteht weiterhin eine nicht zu vernachlässigbare Dosis in diesem Bereich. Die Abbildungen 20-22 zeigen die gemessenen Energiedosiswerte mit und ohne segmentaler Röhrenstrommodulation bei der Messung innerhalb des Röntgen-

fächerstrahls. Die Abbildungen verdeutlichen, dass in den oberen Anteilen des Röhrenumlauf-Kreises bei segmental abgeschalteter Röhre deutliche Dosisersparungen zu erzielen sind. Entscheidend ist jedoch, dass auch hier weiterhin eine erhebliche Restdosis von 3 bis 10 cGy pro Minute besteht. Ein Wert, der entschieden zu hoch ist, als dass ein ungeschützter Aufenthalt der interventionell tätigen Hand in dieser Region bedenkenlos stattfinden könnte. Die Ortsdosis an den Fingern und der Hand lässt einen Aufenthalt in diesem abgeschalteten Bogensegment nicht zu. In den schräg seitlichen und seitlichen Positionen zeigt die Röhrenabschaltung keinen Effekt. Die Röhren mit den TLDs liegen außerhalb des abgeschalteten Bogensegmentes und sind daher stets der ungeminderten Dosis ausgesetzt. Dies trifft somit auch auf die ungeschützte Hand des Radiologen zu, wenn er von lateral eine Intervention durchführt.

4.1.2 Dosisreduktion außerhalb des Strahlenganges

Neben der Belastung durch direkte Strahlung ist auch in entscheidendem Masse die Streustrahlung an der Dosisbelastung beteiligt. Während der Durchführung von Interventionen befindet sich der Radiologe meist im Streustahlenbereich direkt neben dem Patienten.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Messungen zeigten neben der Reduktion der Belastung im direkten Strahlengang auch eine erhebliche Reduktion der Streustrahlung, die zwischen 30% und 60% liegt. Die Ergebnisse zeigen, dass die maximale Reduktion nicht im geringsten Abstand bei 2,5 cm sondern erst bei 5,5 cm zu messen war (Tabelle 7, Abbildung 25). Dies lässt sich mit der typischen Charakteristik von Streustrahlung erklären die in einem Winkel von ca. 45° von der Oberfläche des Phantoms (Patienten) zurückstrahlt.

Neben der Tatsache, dass es durch die segmentale Röhrenabschaltung zu einer Reduktion der Streustrahlenbelastung kommt, ist vor allem auch die räumliche

Verteilung der Streustrahlung von großem Interesse für die Intervention. Typischerweise breitet sich die Streustrahlung größtenteils kegelförmig in einem Winkelbereich von $\sim 45-60^\circ$ zur Achse der Primärstrahlung aus. Das heißt, sie wird größtenteils in Richtung der Röntgenröhre reflektiert. Bei einer Strahlung von oben nach unten, beim CT in 12 Uhr 0° Position der Fall, kommt es vor allem zu einer Streustrahlenbelastung der oberen Körperbereiche wie Brust, Hals und Kopf des Radiologen. Somit sind insbesondere strahlensensible Organe wie Linse und Schilddrüse betroffen. Durch die Abschaltung der Strahlung im oberen Kreisbogen kann diese Belastung deutlich reduziert werden. Es kommt durch die Streustrahlung dann weitgehend zu einer Belastung im Bereich der unteren Körperhälfte, wie dies auch bei Durchleuchtungsgeräten mit Untertischröhren der Fall ist. In diesem Bereich bestehen weiterreichende bauliche Möglichkeiten zur Abschirmung.

4.1.3 Reduktion der Patientendosis

Neben der Dosis für den interventionellen Radiologen ist auch die Strahlenexposition der Patienten zu berücksichtigen. Viele Patienten müssen sich wiederholten Interventionen unterziehen, wodurch es zu einer erheblichen kumulativen Dosis kommen kann. Da in aller Regel in einem relativ engen Fenster gearbeitet wird, gilt es vorrangig die Exposition von Körperteilen des Arztes durch Primärstrahlung und nicht von geschwächter Streustrahlung zu reduzieren. Während für die Exposition des Radiologen auch die Position der segmentalen Röhrenabschaltung von Bedeutung ist, steht für den Patienten lediglich die Reduktion der Expositionszeit im Vordergrund. Wie unsere Messdaten ergeben, liegen die effektiven Dosen unter Verwendung der segmentalen Röhrenabschaltung um ca. 47% unterhalb der Werte bei Verwendung der Röhrenstrahlung über einen Winkel von 360° bei Vollrotation. Diese Reduktion liegt somit deutlich unterhalb der theoretisch zu erwarteten Reduktion von ca. 66%. Dieser Wert entspricht dem Verhältnis der Länge der

Kreisbogensegmente, während derer die Röhre strahlt, bei Verwendung der segmentalen Röhrenabschaltung mit Strahlung über lediglich 240° gegenüber einer normalen kontinuierlichen Strahlung im kompletten Kreisumlauf von 360°. Das niedrigere Einsparungspotential lässt sich durch den Fächerwinkel der Röhrenstrahlung in der Computertomographie erklären, der bei dem verwendeten Untersuchungsgerät 54° beträgt. Allerdings ist durch die Neuentwicklung der Röhrenabschaltung bereits eine erhebliche Reduktion der Patientendosis von annähernd 50% möglich. Weiterhin muß jedoch auch im Sinne der Patienten die Grundregel der Dosisreduktion zur Anwendung kommen: die Durchleuchtungszeit muß stets so gering als möglich gehalten werden.

4.2 Verbesserungsmöglichkeiten, Weiterentwicklungen

Das Hauptproblem in der CT gesteuerten Interventionsradiologie mit CT-Durchleuchtung ist die direkte Exposition der Radiologenhände im Primärstrahlenbündel und in den Streustrahlen. Durch die Verwendung einer segmentalen Röhrenabschaltung kann, wie diese Arbeit zeigt, eine deutliche Reduktion der Dosis in diesem Aufenthaltsbereich erzielt werden. Es besteht jedoch weiterhin eine Dosisleistung von $\sim 1 - 5$ cGy pro Minute entsprechend $10 - 50$ mGy. Ein Aufenthalt der Hände in diesem Bereich sollte unbedingt vermieden werden. Für die Hand ist laut Röntgenverordnung eine Dosis von 500 mGy als Jahreshöchstdosis erlaubt. Der interventionelle Arzt dürfte somit seine Hand bei eingeschalteter Röhrenstrommodulation bis zu maximal 50 Minuten im Jahr im oberen Bogensegmentbereich halten. Je näher er dies an der 0° Position tut, umso länger könnte er das Erreichen des zulässigen Höchstwertes verzögern. Voraussetzung für die Überwachung ist unabdinglich das korrekte und regelmäßige Tragen eines Finger-Ringdosimeters.

Obwohl weiterhin zu empfehlen ist, die Hand und die Finger nicht direkt in den Strahlengang zu bringen, könnten weitere Verbesserungen zu einer Optimierung der Dosisersparung führen. Zum einen ist die Veränderbarkeit des abgeschalteten Kreisbogensegments wünschenswert. Hierdurch könnte die Punktionsstelle und Punktionsrichtung frei gewählt werden und diese immer im Zentrum der Röhrenabschaltung liegen (Variabilität der 0° Position). Aufgrund des querovalen Durchmessers des Körpers ist von einer Veränderung des Dosisersparpotentials je nach Positionierung des Zentrums des angeschalteten Segments auszugehen. Zum anderen ist die Weiterentwicklung von Bildgebungsalgorithmen zur Berechnung von Bilddaten aus einem noch kleinerem Kreissegment zur weiteren Reduktion der Strahlenexposition von Arzt und Patient wünschenswert. In speziellen Bereichen der Computertomographie werden bereits ähnliche Algorithmen eingesetzt. Für die Untersuchung des Herzens kommen in der Mehrschicht Spiral CT bereits Halbsegmentalgorithmen

zur Anwendung (8). Diese dienen für diesen speziellen Anwendungsbereich der Verbesserung der zeitlichen Auflösung. Die allgemeine Grundlage ist hierbei in der Symmetrie der Daten bei Tausch der Röhren- und Detektorposition um 180° . Diese Symmetrie wurde bereits bei der Entwicklung von Algorithmen in der Einzelschicht Spiral CT verwendet. Hierdurch wurden 180° Interpolationsalgorithmen möglich, die zu einer Verkürzung der Untersuchungszeiten durch Erhöhung der Tischgeschwindigkeit führten. Jedoch kommt es durch eine weitere Reduktion der Daten zu einer Zunahme der Bildartefakte. Da es sich jedoch bei der Intervention um ein Hilfsmittel zur Navigation handelt und in aller Regel keine diagnostische Bildqualität notwendig ist, kann dies meist in Kauf genommen werden. Hierbei ist jedoch zu bemerken, dass im Rahmen dieser Arbeit die Bildqualität nicht Gegenstand der Untersuchungen war. Die Bildqualität ist von vielen Faktoren wie z.B. Patientenumfang, Röhrenstrom, Röhrenspannung und Instrumentarium abhängig.

Neben den Verbesserungsmöglichkeiten auf Seiten der Untersuchungsgeräte sind eine Vielzahl von weiteren Möglichkeiten zur Reduktionen der Strahlenexposition von Arzt und Patient denkbar. Diese liegen zum einen im Bereich des Materials zur Intervention oder von Manipulationsgeräten, die als verlängerter Arm dienen und somit die direkte Exposition der Finger und Hand vermeiden. Andererseits ist die weitere Verbesserung von Navigationsgeräten möglich, wie zum Beispiel das Produkt der Firma Ultraguide[®], welche anhand eines einmalig aufgenommen Datensatzes anschließend eine weitgehende Navigation ohne CT Durchleuchtung ermöglichen (14, 25, 35). In kritischen Situationen können hierbei unterstützend kurzzeitige CT Kontrollaufnahmen zusätzlich angefertigt werden.

5. Zusammenfassung

Die Computertomographie wird seit Jahren zur Durchführung von diagnostischen und therapeutischen Interventionen als Planungs- und Zielgerät eingesetzt. Durch die Entwicklung der CT-Fluoroskopie wurde die direkte Echtzeitsteuerung von komplexen Interventionen ermöglicht, die teilweise hochinvasive Verfahren wie z.B. operative Eingriffe ersetzen konnten.

Mit dieser Arbeit wollen wir in erster Linie den Arzt betrachten, der während der Intervention der Röntgenstrahlung ausgesetzt ist. Nachdem die CT für die CT-Fluoroskopie lediglich Schichtbilder in einer vorgegebenen Ebene berechnet, ist im Allgemeinen die Manipulation mit Interventionsmaterial im oder Nahe des Strahlenganges notwendig. Hierdurch stellt die Nähe der Hände zum Strahlengang und deren Strahlenexposition (Körperteildosis) das größte Problem dar. Die Entwicklung von Führungsgeräten wurde in den letzten Jahren zwar vorangetrieben, die meisten interventionell tätigen Radiologen bevorzugen jedoch aufgrund der besseren Manipulationsmöglichkeiten weiterhin die manuelle Führung. Obwohl das oberste Ziel weiterhin die gänzliche Vermeidung von Strahlenexpositionen sein muss, ermöglicht die von uns experimentell untersuchte segmentale Röhrenabschaltung eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition im Bereich des Strahlenganges. Durch Abschaltung der Röntgenstrahlung im oberen Kreissegment der Rotation, wird im hohen Maße die Exposition durch Primärstrahlung, d.h. durch Strahlung die noch nicht durch den Patienten geschwächt wurde, reduziert. In Abhängigkeit von der genauen Position beträgt diese Reduktion bis zu 74%. Als problematisch ist die fehlende Variabilität des abgeschalteten Strahlensegmentes anzusehen. Durch mittlerweile fortgesetzte technische Entwicklungen ist nun eine variable Einstellung und somit die Anpassung an die genauen Punktionsbedingungen möglich. Somit können die oben angegebenen

hohen Einsparpotentiale auch real verwirklicht werden. Neben der Exposition im Strahlengang selbst, kann durch die segmentale Röhrenabschaltung auch die Streustrahlung um 30-60% reduziert werden.

Neben der Reduktion der Strahlenexposition des interventionellen Radiologen wurde auch das Einsparpotential an Patientendosis mit Hilfe der durchgeführten Phantommessungen evaluiert. Diese beträgt ca. 47% im Vergleich zu Messungen ohne segmentale Röhrenabschaltung.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass neben allgemeinen Maßnahmen zum Strahlenschutz, auch durch die Entwicklung der von uns untersuchten Röhrenstrommodulation der Firma Siemens Medical Solutions ein weiterer wichtiger Schritt zur Reduktion der Strahlenexposition für Patient und Arzt getan wurde. Als alleinige Methode ist diese Technik jedoch keineswegs ausreichend, als dass der Arzt sorgenfrei CT-Fluoroskopie gesteuerte Interventionen durchführen könnte und sich hierbei mit seinen Händen in der CT-Gantry im Strahlenfeld aufhält. Unsere Messungen belegen, dass selbst außerhalb des direkten Strahlenfelds die Streustrahlung aus dem Patienten noch als so hoch anzusehen ist, dass dem Arzt auch in diesem Bereich von einem ungeschützten Verbleib der Hände während der Intervention mit eingeschalteter CT Fluoroskopie abzuraten ist. Hierbei ist weiterhin die Kombination mit anderen Hilfsmitteln wie z.B. Führungshilfen sowie schwach bleihaltigen sterilen Handschuhen sowie mit altbewährten Methoden zur Dosisreduktion wie Abschirmung, Abschalten und Abstand notwendig, um unnötige Expositionen durch Röntgenstrahlung zu vermeiden.

6. Glossar

CT	Computertomograph, Computertomographie
CTDI	Computertomographie-Dosisindex
DLP	Dosis Längen Produkt
MSCT	Mehr-Schicht Computertomograph
caudal	zum Fußende hin, vom Fußende betrachtet
kanzerogen	Krebswachstum fördernd
kranial	zum Kopfende hin, vom Kopfende betrachtet
kollimiert, Kollimation	mittels Bleiplatten-Blenden erzwungene Eingrenzung oder Einblendung des Röntgenstrahls
Pitch	Verhältnis von Tischvorschub zu kollimierter Schichtdicke
TLD	Thermo Lumineszenz Detektor

7. Literatur

1. Bernhardt JH, Veit R, Bauer B. Erhebungen zur effektiven Dosis und zur Kollektivdosis bei der Röntgendiagnostik in den alten Bundesländern. Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik, Klausurtagung der Strahlenschutzkommission, Rostock, 18./19. Oktober 1993. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1995; 179-204
2. Carlson SK, Bender CE, Classic KL et al. Benefits and Safety of CT Fluoroscopy in Interventional Radiologic Procedures. *Radiology*. 2001;219:515-520.
3. Cormack AM: Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *J Appl Physiol* 1963; 34:2722.
4. Cormack AM: Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications.II. *J Appl Physiol* 1964; 35:2908.
5. Daly B, Templeton PA. Real-time CT-fluoroscopy: evolution of an interventional tool. *Radiology* 1999; 211: 309–16
6. Dinwiddie KL, Friday RG, Rasz GA, et al.: Tomographic scanning apparatus having detector signal digitizing means mounted to rotate with detectors. US Patent #4 190.772, 1980.
7. Feist H: Habilitationsschrift aus der Radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München, Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. J. Lissner; Entwicklung der Thermolumineszenzdosimetrie mit Lithiumfluorid LiF zu einer Präzisionsmethode für absolute Energiedosisbestimmungen in der Strahlentherapie mit Photonen- und Elektronenstrahlungen hoher Energie, 1992
8. Flohr T.G., Bruder H.K., Stiersdorfer K., Schaller S., Ohnesorge B.M. Cone Beam Reconstruction for ECG-gated Multislice Spiral CT of the Heart with Optimized Temporal Resolution. *Radiology* 2001; 221:457

9. Froelich JJ, Saar B, Hoppe M et al. Real-time CT-fluoroscopy for guidance of percutaneous drainage procedures. *J Vasc Interv Radiol* 1998; 9:735-740.
10. Froelich JJ, Scherf C. Durchleuchtungsunterstützte CT-Fluoroskopie. *electromedica* 67, 1999, 2; 74-81
11. Goretzki G. Medizinische Strahlenkunde. München-Wien-Budapest: Urban&Schwarzenberg, 1987.
12. Gündel L, Siemens AG: Deutsche Patentschrift DE 100 01 357 A1. Offenlegungstag 02.08.2001.
13. Hidajat N. Bestimmung und Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der Computertomographie - Methoden, Probleme und Lösungsmöglichkeiten – Habilitationsschrift der Medizinischen Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin, 2001
14. Holzknecht N, Helmberger T, Schoepf UJ, et al. Evaluation of an electromagnetic virtual target system (CT-guide) for interventional CT-guided procedures. *RöFo Fortschr Röntgenstr* 2001; 173:612–48
15. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography). Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46:1016-1022.
16. Infoblatt des Bundesamtes für Strahlenschutz, 02.04.1997
17. Kak AC, Slanly M. Principles of computerized tomographic imaging. New York: IEEE Press, 1988.
18. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, et al.: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990; 176:181-183.
19. Kalender WA, Vock P, Polacin A, et al.: Spiral-CT: Eine neue Technik für Volumenaufnahmen. I. Grundlagen und Methodik. *Röntgenpraxis* 1990; 43:323-330.
20. Kalender WA, Wedding K, Polacin A, et al.: Grundlagen der Gefäßdarstellung mit Spiral-CT. *Aktuelle Radiol* 1994; 4:287-297.
21. Katada K, Anno H, Koga S, et al.: Initial trial with CT fluoroscopy . *Radiology*, 190(suppl):662, 1993

22. Katada et al. 1994 Nippon Acta Radiol; Katada et al. 1996 Radiology
23. Kato R, Katada K, Anno H et al. Radiation dosimetry at CT fluoroscopy: physician's hand dose and development of needle holders. Radiology 1996, Vol 201, 576-578
24. Kato R, Katada K, Anno H. Radiation protection in CT fluoroscopy. Semin Intervent Radiol 1999; 16: 167-74
25. Krombach GA, Schmitz-Rode T, Braband K, et al. First experience with a new optical target device (SimpliCT) for CT-guided punctures. RöFo Fortschr Röntgenstr 2000; 172 : 557–60
26. Leitz W, Axelson B und Szendrö G. Computed tomography dose assessment – a practical approach. Radiat Prot Dosim 1995; 57: 377-380.
27. Maher K: CT Fluoroscopy Notes,
<http://www.bh.rmit.edu.au/mrs/DigitalRadiography/DRPapers/CTfluoro.html>, 7/1999
28. Mack MG, Straub R, Eichler K, et al. Needle guide for the reduction of radiation load for the investigator in CT-guided aspiration. Der Radiologe 2001; 41: 927–9
29. Med-World AG, http://www.m-ww.de/gesund_leben/elektrosmog/kuenst_strahlenexposition.html 10.04.2002
30. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S et al. Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. Radiologe 39, 1999; Heft 11, 923-31
31. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S et al.: Technische Grundlegen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. Radiologe 1999; 39: 923-31
32. Olerud HM, Olberg S, Widmark A., et al.: Physician and patient radiation dose in various CT guided biopsy protocols. Poster presentation, 6th European ALARA Network Workshop on "Occupational Exposure Optimisation in the Medical Field and Radiopharmaceutical Industry"; Madrid, Spain, 23-25 October 2002
33. Paulson EK, Sheafor DH, Enterline DS. CT Fluoroscopy-guided

Interventional Procedures: Techniques and Radiation Dose to Radiologists. *Radiology* 2001; 220:161-7.

34. Polacin A, Kalender WA, Marchal G: Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992; 185:29-35.
35. Sheafor DH, Paulson EK, Kliewer MA, et al. Comparison of Sonographic and CT Guidance Techniques *AJR* 2000; 174: 939-42
36. Shope TB, Gagne RM und Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 1981; 8: 488-495.
37. Shrimpton PC, Wall BF, Fisher ES. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Phys Med Biol.* 1981 Jan;26(1):133-9.
38. Silverman SG, Tuncali K, Adams DF, et al. CT fluoroscopy-guided abdominal interventions: techniques, results, and radiation exposure. *Radiology.* 1999 Sep; 212(3):673-81.
39. Vock P, Jung H, Kalender WA: Single-breathhold spiral volumetric CT by continuous patient translation and scanner rotation. *Radiology* 1989; 173:414.
40. Vock P, Jung H, Kalender WA: Single-breathhold spiral volumetric CT of the hepatobiliary system. *Radiology* 1989; 173:377
41. Vock P, Jung H, Kalender WA: Single-breathhold spiral volumetric CT of the lung. *Radiology* 1989; 173:400.
42. Vock P, Soucek M, Daepf M, et al.: Lung: spiral volumetric CT with single-breath-hold technique. *Radiology* 1990; 176:864-867.

8. Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name Oliver Bohnsack
Geburtsdatum 26.12.1962 in Mülheim a.d. Ruhr
Staatsangehörigkeit deutsch

Schulbildung

6.1982 Abitur am Otto-Pankok-Gymnasium, Mülheim

Medizinstudium

10.1982 - 4.1989 Medizinstudium an der Universität / GH Essen
17.4.1989 III. Staatsexamen

Medizinischer beruflicher Werdegang

6.1989 - 11.1990 Arzt im Praktikum, Mülheimer Krankenhausinstitut für Radiologie bei Profs. Seibel und Grönemeyer
12.1990 Vollaprobation als Arzt
12.1990 - 12.1993 Assistenzarzt für diagnostische Radiologie im ev. Krankenhaus Mülheim bei Dr. Mohr
12.1992 - 12.1993 Klinisches Jahr in der Inneren Medizin, Gastroenterologie, ev. Krankenhaus Mülheim bei Prof. Freise
1.1994 - 4.1995 Assistenzarzt für Radiologische Diagnostik im Klinikum Wuppertal Barmen bei PD Dr. Cramer
15.12.1994 Facharzt für Radiologische Diagnostik
5.1995 - 8.1995 Praxisvertretung in Feldkirch, (A) und in Essen
8. - 12.1995 Assistenzarzt für Radiologische Diagnostik im Klinikum Niederberg, Velbert bei Prof. Hötzing
1.1996 - 4.1998 Assistenzarzt für Radiologische Diagnostik im Alfried Krupp Krankenhaus, Essen bei Prof. Kühne

Wirtschaftsstudium

4.1998 Umzug nach Los Angeles, USA
12.1998 – 12.2000 Wirtschaftsstudium an der University of California, Irvine, U.S.A. Abschluß mit: Healthcare MBA

Industrieller beruflicher Werdegang

5.2001 – 4.2003 Produktmanager im globalen Marketing für Computertomographen sowie Manager für Kundentraining bei Siemens Medical Solutions, Erlangen
4.2003 – 8.2003 Beraterische Tätigkeit für Covidence, GmbH, Eschborn für Marketing und Expansionsstrategien
8.2003 – 2.2004 Perceptive Informatics, Inc., Berlin, als Director Strategic Development verantwortlich für Kundenakquise und medizinische Beratung bei der Durchführung von klinischen Studien mit Bildgebung
seit 2.2004 Perceptive Informatics, Inc., Berlin, als Associate Medical Director verantwortlich für die Durchführung klinischer Studien mit Bildgebung

9. Danksagung

Ich danke Herrn PD Dr. med. Christoph Becker für die Überlassung dieses Themas. Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, Direktor des Instituts für Radiologische Diagnostik am Klinikum der Universität München, danke ich für die Möglichkeit, dass ich die Arbeit an diesem Institut durchführen konnte. Ein besonderer Dank geht an meinen unermüdlichen Betreuer Dr. med. Bernd Wintersperger, ohne den diese Arbeit überhaupt nicht hätte entstehen können.