

**Deutsche Gesellschaft  
für Medizinische Physik e.V.**

# **DGMP- und DRG-Bericht**

**Deutsche Röntgengesellschaft  
Gesellschaft für Medizinische Radiologie e.V.**

**DGMP-Bericht Nr. 7  
ISBN 3-925218-74-2**

**überarbeitete und ergänzte Neuauflage 2002**

## **Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation.**

**Dosisermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere**

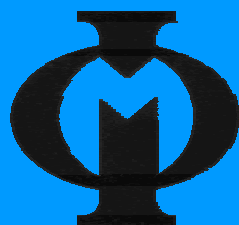
Arbeitsausschuss zur Ermittlung der pränatalen Strahlenexposition  
Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V.

In Zusammenarbeit mit der

Arbeitsgemeinschaft Physik und Technik in der bildgebenden Diagnostik  
der Deutschen Röntgengesellschaft, Gesellschaft für Medizinische Radiologie e.V.

unter Mitwirkung

der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin e.V.  
und der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie e.V.



Der vorliegende Bericht kann der Homepage der DGMP ([www.dgmp.de](http://www.dgmp.de)) kostenlos heruntergeladen werden. Von den Geschäftsstellen der DGMP und DRG können ausgedruckte Exemplare angefordert werden.

# Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation

Dosisermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere  
Überarbeitete und ergänzte Fassung 2002  
(Erstfassung 1990)

## Inhalt

1	Einleitung .....	5
2	Mögliche Effekte nach pränataler Strahlenexposition .....	6
2.1	Übersicht .....	6
2.2	Effekte nach Exposition während der Präimplantationsperiode .....	7
2.3	Effekte nach Exposition während der Organbildungsperiode .....	7
2.4	Effekte nach Exposition während der Fetalperiode .....	8
2.5	Maligne Erkrankungen nach pränataler Strahlenexposition .....	8
2.6	Vererbare Defekte nach pränataler Strahlenexposition .....	8
2.7	Anwendungsbeispiele .....	9
3	Allgemeine Erläuterung des 3-Stufen-Konzepts .....	10
3.1	Röntgendiagnostik .....	10
3.2	Strahlentherapie .....	12
3.3	Nuklearmedizin .....	13
4	Grobe Abschätzung der Uterusdosis (Stufe I) .....	13
4.1	Röntgendiagnostik .....	13
4.1.1	Radiographie/Fluoroskopie .....	13
4.1.2	Röntgen-Computertomographie .....	14
4.2	Strahlentherapie .....	15
4.3	Nuklearmedizin .....	15
5	Berechnung der Uterusdosis (Stufe II und III) .....	17
5.1	Röntgendiagnostik .....	17
5.1.1	Radiographie/Fluoroskopie .....	17
5.1.2	Röntgen-Computertomographie .....	21
5.2	Strahlentherapie .....	24
6	Literatur .....	25
6.1	Zitate .....	25
6.2	Zusammenfassende Darstellungen und Originalarbeiten .....	26
	Anhang A: Tabellen und Diagramme zur Dosisabschätzung nach dem Quellen- und Bildempfängerkonzept.....	29
	Anhang B: Tabellen von Konversionsfaktoren .....	36
	Anhang C: Tabellen von Gewebe-Luft-Verhältnissen .....	41
	Anhang D: Anwendungsbeispiele .....	44
	Anhang E: Checkliste der zur Dosisabschätzung benötigten Daten .....	47

## Vorwort

Der DGMP - und DRG- Bericht „Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation, Dosisermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere“ erschien im Juni 1990. Die schnelle Weiterentwicklung der radiologischen Technik, die damit verbundene Erweiterung des Gerätespektrums und neue strahlenbiologische Erkenntnisse waren Anlaß, den Bericht zu überarbeiten.

In der Neufassung wurde das 1980 von dem Ausschuß für Strahlenschutz der DRG vorgeschlagene 3-Stufen-Konzept der Dosisermittlung beibehalten, da es den praktischen Bedürfnissen sehr gut entspricht. Andererseits war aber nicht zu vermeiden, dass die neuen Techniken sich sowohl im Umfang des Textes als auch in der Komplexität der Dosisermittlung widerspiegeln. Um trotzdem bei der bewährten Form bleiben zu können, wurde der Text stärker gegliedert. Für den radiologisch tätigen Arzt sind vor allem die Kapitel 2 bis 4 von Bedeutung. Hier findet er sowohl eine kurzgefaßte wissenschaftliche Begründung des 3-Stufen-Konzepts als auch Tabellen, aus denen Schätzwerte der Strahlenexposition abzulesen sind. Die darauf folgenden Kapitel und die im Anhang zusammengefaßten Daten sind in erster Linie für den fachkundigen Medizinphysiker gedacht. Er findet hier alle Unterlagen, um aus Angaben über die Untersuchungsbedingungen und ggf. die Abmessungen der Patientin die Strahlenexposition genauer zu ermitteln und so eine zuverlässige Basis für weitere ärztliche Entscheidungen zu schaffen. Das umfangreiche Literaturverzeichnis soll hier in Spezialfällen eine Hilfe sein.

## 1 Einleitung

Dieser Bericht soll dem Arzt, der eine Exposition einer Schwangeren aus medizinischer Indikation veranlaßt oder selbst durchgeführt hat oder aus zwingender Indikation durchführen will, Hinweise über die Höhe der Dosis und bei unbeabsichtigter Exposition für sein weiteres Verhalten geben. Er findet in Tab. 2-1 eine Zusammenstellung der Korrelationen zwischen Dosis und möglichen Schädigungen für den Embryo bzw. Fetus.

Anhand vieler praktischer Erfahrungen ist bekannt, dass in der Röntgen-Diagnostik und in der diagnostischen Anwendung von Radionukliden in deutlich über 90 % der Fälle ein Risiko für eine Schädigung des Embryos bzw. Feten im Sinne einer Fehlbildung nicht vorliegt, da die mit der Untersuchung verbundenen Strahlendosen zu gering sind. Es ist also sinnvoll, schnell feststellen zu können, ob ein individueller Fall in diese große Gruppe fällt, bei der eine Gefährdung des Embryos oder Feten nicht vorliegt. Ist dies der Fall, so soll die Schwangere vom Arzt, der die Exposition durchgeführt hat, sogleich davon unterrichtet werden, damit Ängste gar nicht erst entstehen.

Wegweisend für dieses Vorgehen ist ein Konzept des Ausschusses für Strahlenschutz der DRG aus dem Jahr 1980 [1]. Die am Uterus wirksame Dosis wird der Höhe nach in drei Stufen unterteilt und eine entsprechend abgestufte Vorgehensweise zur Ermittlung der Dosis empfohlen. Für das praktische Vorgehen findet der Arzt in den Tab. 4-1, 4-2, 4-3, 4-4 und 4-5 Schätzwerte der Uterusdosis bei röntgendiagnostischen und nuklearmedizinischen Verfahren und Anleitungen zur Handhabung dieser Tabellen in den Kapiteln 3 und 4. Dieses Konzept gewährleistet, dass die Abschätzung der Uterusdosis sehr schnell erfolgen kann und erhöht damit die Sicherheit vor Fehleinschätzungen des mit der Untersuchung verbundenen Strahlenrisikos.

Wird die Stufe I des Dreistufenkonzepts (s. Kap. 3.1, Dosis bis 20 mSv am Uterus) nicht überschritten, so liegt ein Risiko für das Auftreten von Fehlbildungen einschließlich einer geistigen Retardierung nicht vor. Das Risiko der Erhöhung der postnatalen Tumorrates ist so minimal, dass es weit unter den Risiken liegt, denen ein Embryo oder Fetus in utero normalerweise auch ohne zusätzliche Strahlenexposition ausgesetzt ist. Der Wert 20 mSv unterscheidet sich beträchtlich von den Werten der Schwellendosen im Bereich von 100 mGy (= 100 mSv bei locker ionisierender Strahlung) für Mißbildung und geistige Retardierung, wie sie in Tab. 2-1 aufgeführt sind. Diese große Spanne ist deswegen gewählt worden, um evtl. auftretende Fehler bei der tabellarischen Dosisermittlung zu kompensieren. Liegt die geschätzte Dosis am Uterus also nicht über 20 mSv (Stufe I des Dreistufenkonzepts, über 90 % aller Fälle), so fertigt der Arzt ein Protokoll an, in dem die Ergebnisse der Dosiserschätzung niedergelegt sind und in dem außerdem vermerkt ist, dass die Schwangere unterrichtet ist, dass eine Gefahr, die sich aus der Strahlenexposition ergeben könnte, für das Kind nicht besteht, somit eine strahlenbiologisch begründete Indikation für einen Abbruch der Schwangerschaft nicht vorliegt. Wie aus vielen Fällen bekannt, werden von anderen ärztlichen Fachdisziplinen gelegentlich gegensätzliche Auffassungen vertreten und es wird dann zum Abbruch geraten. In diesem Fall hat der Arzt, der die Exposition durchgeführt hat, die Aufgabe, diesen gegensätzlichen Auffassungen zum Wohle der Schwangeren und des sich entwickelnden Kindes entgegenzutreten.

Ist der Schätzwert der Dosis größer als 20 mSv, dann wird nach dem in Kap. 3 näher erläuterten Dreistufenkonzept verfahren.

## 2 Mögliche Effekte nach pränataler Strahlenexposition

### 2.1 Übersicht

Zur Bewertung einer Strahlenexposition von Embryo oder Fetus existiert eine umfangreiche wissenschaftliche Literatur, wobei für umfassende, zusammenfassende Darstellungen auf Band 2 der Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission 1985 [2] und den UNSCEAR Report 1986 [3] verwiesen wird.

Auf der Basis dieser Darstellungen und unter Einbeziehung neuerer Literaturdaten [4] werden im folgenden biologische Effekte einer Strahlenexposition in utero beschrieben und wenn möglich die Schwellenwerte der Dosis und Risiko-Koeffizienten ggfs. oberhalb der Schwellenwerte angegeben. Bei ihrer Anwendung ist zu berücksichtigen, dass in diese Werte eine Reihe von Annahmen und Unsicherheiten eingehen, beispielsweise bei der Extrapolation von tierexperimentellen Ergebnissen auf den Menschen oder von hohen auf niedrige Dosiswerte. Hinweise auf die jeweilige Problematik der Richtwerte sind in den Anmerkungen zu den einzelnen Effekten gegeben.

Die Zielsetzung der Angabe derartiger Werte besteht darin, im konkreten Einzelfall einer Strahlenexposition in utero mit Hilfe einer Dosisabschätzung die Wahrscheinlichkeit des Auftretens verschiedener biologischer Effekte abschätzen und bei der Risikoabwägung im Rahmen der Beratung der Schwangeren bezüglich einer diagnostisch/therapeutischen Maßnahme oder eines Schwangerschaftsabbruchs berücksichtigen zu können.

Die pränatale Entwicklung des Menschen ist wie bei allen Säugern durch die Zell-Proliferation, die -Differenzierung und die -Migration geprägt. Alle diese Prozesse können empfindlich durch ionisierende Strahlen gestört werden. Infolgedessen ergibt sich eine relativ hohe Strahlenempfindlichkeit des Embryo bzw. Feten während der gesamten Entwicklung in utero. Allerdings ist das Ausmaß der Sensitivität und die Art der Strahleneffekte während der verschiedenen Phasen der pränatalen Entwicklung unterschiedlich. Die Entwicklung des Menschen im Mutterleib wird üblicherweise in drei große Entwicklungsabschnitte eingeteilt: Die Präimplantationsperiode (0 - 10 Tage nach der Konzeption, p.c.), die Organbildungsperiode (etwa 10 d - 8. Woche p.c.) und die Fetalperiode (3. - 9. Monat p.c.).

Für eine größere Zahl von Strahleneffekten sind in diesen verschiedenen Entwicklungsphasen Dosiswirkungsbeziehungen durch Tierexperimente vor allem an Mäusen und Ratten ermittelt worden. In einer Reihe von Fällen konnten die Daten durch Untersuchungen am Menschen überprüft und verifiziert werden. In anderen Fällen werden Extrapolationen vom Tierexperiment zum Menschen durchgeführt. Für viele Strahleneffekte sind sigmoide Dosiswirkungsbeziehungen (Letalität, Mißbildungen, geistige Retardierung) beobachtet worden. Aus diesen Kurven können Schwellenwerte für die Strahlendosen abgeschätzt werden, nach denen die betreffenden Effekte beobachtet werden können. Aus der Steilheit der dann folgenden Kurven werden Faktoren für das Risiko pro Dosisinkrement abgeschätzt. Dieses kann jedoch nur annäherungsweise erfolgen, da die Dosiswirkungsbeziehungen nicht linear sind. Andere Effekte werden am besten durch lineare Dosiswirkungskurven ohne Schwellendosis (z.B. vererbare Defekte, Krebs) beschrieben.

Tab. 2-1 enthält eine Zusammenstellung möglicher biologischer Effekte, des relevanten Zeitraums nach Konzeption, in dem eine Strahlenexposition zu diesen Effekten führt, sowie untere Schwellenwerte der Dosis für das Auftreten eines Effektes und Risiko-Koeffizienten. Im Anschluß hieran werden Erläuterungen zu den einzelnen Effekten gegeben. Abschließend wird an zwei Beispielen die Anwendung der genannten Zahlenwerte demonstriert.

Tabelle 2-1: Biologische Effekte einer pränatalen Strahlenexposition: Werte für Risiko-Koeffizienten und ggf. des risikorelevanten Zeitraumes sowie untere Schwellenwerte der Dosis für das Auftreten des jeweiligen Effektes nach Exposition mit locker ionisierender Strahlung (1 mSv = 1 mGy bei locker ionisierender Strahlung). Weitere Erläuterungen im Text.

Effekt	Zeitraum nach Konzeption	Unterer Schwellenwert der Dosis für Auftreten des Effekts	Risiko-Koeffizient
Tod während der Präimplantationsphase	-10 d	100 mSv	0,1 % pro mSv *
Mißbildungen	10 d - 8. Woche	100 mSv	0,05 % pro mSv *
Schwere geistige Retardierung	8. - 15. Woche	300 mSv	0,04 % pro mSv *
	16. - 25. Woche	300 mSv	0,01 % pro mSv *
IQ-Reduktion (Intelligenztest)	8.- 15. Woche		0,03 IQ pro mSv
	16.- 25. Woche		0,01 IQ pro mSv
Maligne Erkrankungen			0,006 % pro mSv
Vererbare Defekte			0,0003 % pro mSv männl.
			0,0001 % pro mSv weibl.
* oberhalb des Schwellenwertes			

## 2.2 Effekte nach Exposition während der Präimplantationsperiode

Strahlenexpositionen während der Präimplantationsperiode führen bei entsprechend hohen Dosen (>100 mSv) zum Absterben des Embryos häufig bereits vor der Implantation. Derartige Effekte werden beim Menschen nicht erkannt, da das Bestehen einer Schwangerschaft in diesem Stadium im allgemeinen nicht festgestellt worden ist. Letalität ist der weitaus dominierende Effekt. Missbildungen treten nur äußerst selten dann auf, wenn genetische Prädispositionen durch die Eltern vorliegen. Auf der Grundlage entsprechender tierexperimenteller Untersuchungen wird diesem Effekt im UNSCEAR Report 1986 [3] ein Risiko-Koeffizient von  $1 \text{ Sv}^{-1}$  (entsprechend 0,1 % pro mSv) zugeordnet.

## 2.3 Effekte nach Exposition während der Organbildungsperiode

Strahlenexpositionen in dieser Entwicklungsperiode können makroskopisch-anatomische Missbildungen, Wachstumshemmungen und auch funktionelle Störungen verursachen. Die experimentellen Untersuchungen ergeben für die Induktion dieser Effekte Dosiswirkungsbeziehungen mit Schwellendosen, die im Bereich von 100 mSv liegen. Daten, die an den Atombombenüberlebenden in Hiroshima und Nagasaki erhoben worden sind, lassen vermuten, dass die Schwellendosen beim Menschen höher liegen. Die Studien in Hiroshima und Nagasaki haben vor allem einen verringerten Kopfumfang bei den geborenen Kindern nach Bestrahlung in utero mit Dosen in Höhe von etwa 500 mSv und mehr ergeben.

Von UNSCEAR [3] wird angenommen, dass das bei tierexperimentellen Untersuchungen beobachtete Risiko einer Erhöhung der Anzahl fetaler Mißbildungen von  $0,5 \text{ Sv}^{-1}$  (entsprechend 0,05 % pro mSv) auch für den Menschen gelten könnte, und zwar für den Zeitraum von der 2. bis zur 8. Woche nach Konzeption. Die Verdopplung des Mißbildungsrisikos wird etwa im Dosisbereich von 200 mSv angenommen.

## 2.4 Effekte nach Exposition während der Fetalperiode

Die Entwicklung des Zentralnervensystems nimmt eine sehr lange Zeit in Anspruch. Daher treten nach Strahlenexpositionen Fehlentwicklungen in diesem Bereich gegenüber anderen Effekten relativ häufig auf. Untersuchungen an Kindern, die während ihrer pränatalen Entwicklung durch die Atombombenkatastrophen in Japan strahlenexponiert waren, haben relativ häufig schwere geistige Retardierungen ergeben. Dieses war allerdings nur bei denjenigen Kindern der Fall, die die Strahlenexposition während der Fetalperiode in der 8. – 15. bzw. 16. – 25. Woche p.c. erhalten haben. Die neueren Analysen haben gezeigt, dass Schwellendosen im Bereich von etwa 0,55 bzw. 0,87 Sv mit einem unteren 95 % Vertrauensbereich von etwa 300 mGy auftreten (Otake et. al. 1996 [5]). Der Risiko-Koeffizient für eine Exposition mit Strahlung niedrigen LET's im Zeitraum 8. - 15. Woche wird mit  $0,4 \text{ Sv}^{-1}$  (entsprechend 0,04 % pro mSv) und im Zeitraum 16. - 25. Woche mit  $0,1 \text{ Sv}^{-1}$  (entsprechend 0,01 % pro mSv) angegeben.

Neben der schweren geistigen Retardierung ist bei Kindern, die in Hiroshima und Nagasaki exponiert worden sind, auch eine Abnahme des Intelligenzquotienten (IQ) beobachtet worden. Für diesen Effekt gibt es offensichtlich keine Schwellendosis. Nach Expositionen in der 8. – 15. Woche p.c. betrug die Reduktion etwa 30 IQ-Punkte pro Sv und in der 16. – 25. Woche p.c. etwa 10 IQ-Punkte pro Sv.

## 2.5 Maligne Erkrankungen nach pränataler Strahlenexposition

Für die Krebsentstehung werden lineare Dosiswirkungsbeziehungen ohne Schwellendosen angenommen. In einer großen retrospektiven Fall-Kontroll-Studie, der sog. Oxford-Studie, sind bei Kindern, die in utero eine Strahlenexposition wegen einer Röntgenuntersuchung der Mutter (überwiegend Pelvimetrie) erhalten haben, bis zum Alter von 15 Jahren vermehrt Leukämien und maligne Tumoren beobachtet worden. Der deutlichste Hinweis, dass Strahlenexpositionen in utero bereits im niedrigen Dosisbereich ( $< 100 \text{ mSv}$ ) zu einer signifikanten Erhöhung der Leukämie- und Krebsrate in den ersten 15 Lebensjahren führen können, kommt von der Analyse der Einzel- und Zwillingsgeburten aus den Daten der Oxford-Studie.

In weiteren Studien sind ähnliche Daten berichtet worden, es gibt aber auch Resultate vor allem von Kohortenstudien, die diesen Befunden widersprechen. Bei den Kindern, die bei den Atombombenabwürfen in Hiroshima und Nagasaki in utero exponiert worden sind, sind maligne Erkrankungen in den ersten 10-15 Lebensjahren nicht vermehrt gesehen worden. Es wird heute davon ausgegangen, dass während der pränatalen Entwicklung eine Strahlenempfindlichkeit wie bei Kindern vorliegt. Es wird geschätzt, dass die Krebsmortalität etwa bei 6 % pro Sv (entsprechend 0,006 % pro mSv) liegt. Für Risiko-Abschätzungen wird bei diesen Effekten von einer linearen Dosiswirkungsbeziehung ohne Schwellendosis ausgegangen. In welcher Weise das strahlenbedingte Krebsrisiko im Verlaufe der pränatalen Entwicklung sich ändert, kann aufgrund der bisherigen Daten nicht eindeutig beurteilt werden. Manche Daten deuten darauf hin, dass die Strahlenempfindlichkeit während des ersten Trimesters am höchsten ist.

## 2.6 Vererbare Defekte nach pränataler Strahlenexposition

Für die Induktion vererbbarer Defekte wird angenommen, dass, wie beim Erwachsenen, keine Schwellendosis besteht und im Bereich kleiner Dosen lineare Dosiswirkungsbeziehungen



gegeben sind. Daten über genetische Veränderungen beim Menschen liegen bisher nicht vor. Tierversuche haben ergeben, dass, wahrscheinlich bedingt durch die geringe Strahlensensibilität und das höhere Repairvermögen in den frühen Entwicklungsstadien, bei der Strahlenexposition der Keimdrüsen in utero die Häufigkeit der Induktion vererbbarer Schäden niedriger ist als in den postnatalen Entwicklungsstadien.

Auf der Grundlage der Ergebnisse tierexperimenteller Untersuchungen lassen sich aus den im UNSCEAR-Report 1986 [3] genannten Angaben zur Wahrscheinlichkeit strahleninduzierter Mutationen mit dominanten Effekten und reziproken Translokationen die in Tab. 2-1 wiedergegebenen Risiko-Koeffizienten für genetische Anomalien in der ersten Generation pro Lebendgeburt nach pränataler Strahlenexposition der Keimdrüsen herleiten.

## 2.7 Anwendungsbeispiele

Abschließend seien zwei Beispiele zur Anwendung der in Tab. 2-1 genannten Werte gegeben:

### Beispiel 1:

Die Dosisabschätzung möge eine Strahlenexposition von Embryo bzw. Fetus von 20 mSv ergeben haben. Die Effekte 1 - 3 der Tab. 2-1 sind in diesem Fall nicht zu diskutieren, da die Dosis unterhalb der dort angegebenen Schwellendosis liegt. Hat die Exposition in der 8. – 15. Woche stattgefunden, so findet eine Reduktion des Intelligenzquotienten im Mittel um weniger als 1 IQ-Punkt statt. Für die Induktion maligner Erkrankungen errechnet sich ein Risiko in der Größenordnung von 0,12 % entsprechend 1:830, für das Risiko der Induktion vererbbarer Defekte bei der Exposition eines männlichen Feten ein Wert in der Größenordnung von < 0,006 % entsprechend < 1:15000, bei der Exposition eines weiblichen Feten ein Risiko von < 0,002 % entsprechend einem Risiko von < 1:50000,

### Beispiel 2:

Hat die Dosisabschätzung eine Exposition von Embryo bzw. Fetus von 200 mSv (d. h. 100 mSv über der Schwelle) ergeben, so sind auch die Effekte 1-2 zu diskutieren. Je nachdem, ob man die Risiko-Koeffizienten auf die ermittelte Dosis abzüglich der Schwellendosis oder auf die ermittelte Dosis selbst anwendet, erhält man

- bei einer Exposition während der Präimplantationsphase ein Risiko des Absterbens des Embryos vor der Implantation im Bereich von 10 - 20 %;
- bei einer Exposition im Zeitraum zwischen 10 d und der 8. Woche ein Mißbildungsrisiko im Bereich von 5 - 10 %;
- bei einer Exposition zwischen der 8. und 15. Woche ein Risiko der Reduktion des Intelligenzquotienten um 6 IQ-Punkte;
- bei einer Exposition zwischen der 16. und 25. Woche ein Risiko der Reduktion des Intelligenzquotienten um 2 IQ-Punkte;
- ein Risiko der Induktion maligner Erkrankungen in der Größenordnung von 1,2 %;
- ein Risiko vererbbarer Defekte in der Größenordnung < 0,06 % (männl.) bzw. < 0,02 % (weibl.).

Derartige Zahlenwerte sind als nach gegenwärtigem Kenntnisstand konservative Abschätzungen der Größenordnung des Strahlenrisikos anzusehen, wobei die Lückenhaftigkeit der Ausgangsdaten und die eingangs erwähnten Annahmen, auf denen diese Risikoabschätzungen beruhen, zu berücksichtigen sind.

### 3 Allgemeine Erläuterung des 3-Stufen-Konzepts

Bei medizinisch bedingten Strahlenexpositionen wird im folgenden zwischen Röntgendiagnostik, Strahlentherapie und nuklearmedizinischer Diagnostik bzw. Therapie unterschieden.

#### 3.1 Röntgendiagnostik

Wie die Praxis zeigt, wird unter allen medizinischen Anwendungen ionisierender Strahlen die Frage nach einem Schwangerschaftsabbruch im Zusammenhang mit einer Röntgenuntersuchung am häufigsten gestellt. Unter Berücksichtigung der Ausführungen in Kapitel 2 erübrigt sich eine Dosis- und Risikoabschätzung, wenn der Embryo/Fetus sich nicht im Nutzstrahlenbündel befindet. Dies gilt jedoch nicht für dosisintensive Projektionsradiographien oder CT-Untersuchungen von an den Uterus grenzenden Körperregionen, wenn sie mit hohen Röhrenstrom-Zeit-Produkten (mAs-Produkten) durchgeführt wurden (siehe 4.1.2).

Als repräsentativ für die Strahlenexposition der Leibesfrucht wird die Äquivalentdosis  $H_U$  im Uterus angesehen. Zur Ermittlung der durch eine Röntgenuntersuchung bedingten Uterusdosis werden drei nach Aufwand und Methodik unterschiedliche Verfahren vorgeschlagen:

**Stufe I:** grobe Abschätzung nach Tabellen

**Stufe II:** Abschätzung durch Berechnung mit Untersuchungsparametern und geräte- und patiententypischen Daten

**Stufe III:** Berechnung auf der Basis individueller Untersuchungsparameter und geräte- und patientenspezifischer Daten.

Das prinzipielle Vorgehen ist in Abb. 3-1 in Form eines Ablaufdiagramms zur schnellen Orientierung über die zu treffenden Maßnahmen zusammengefasst. Die Ermittlung der Uterusdosis ist aufgrund der vielfältigen Untersuchungstechniken komplex. Hier zeigt sich der Vorteil der abgestuften Verfahren zur Dosisermittlung, weil die grobe Abschätzung der Dosis mit Hilfe der in Kap. 4 angegebenen Tabellen aus dem Untersuchungsverlauf unmittelbar ermöglicht wird. Nach der bisherigen Erfahrung bleibt die Strahlenexposition des Uterus in der überwiegenden Zahl der Fälle unter 20 mSv. Die vom fachkundigen Medizinphysiker auszuführenden Dosisberechnungen und Messungen sind also nur in wenigen Fällen notwendig.

Zunächst wird die zwischen Konzeption und Strahlenexposition vergangene Zeit bestimmt. Ist mit Sicherheit zu ermitteln, dass höchstens 10 Tage vergangen sind, dann ist keine Dosisabschätzung notwendig, weil die Frucht den möglicherweise gesetzten Schaden zu reparieren vermag oder abstirbt. Die Möglichkeit der Induktion von Mißbildungen während einer sehr kurzen Phase vor der Implantation kann außer Betracht bleiben.

Hat die Strahlenexposition dagegen nach dem 10. Tag p.c. stattgefunden, wird zunächst eine grobe Abschätzung durchgeführt. Dazu benötigt man für Durchleuchtung die Zeit, während der der Uterus im direkten Strahlengang war, für Aufnahmen die Anzahl, bei denen der Uterus im direkten Strahlengang war, sowie grobe Angaben über die Körperabmessungen der Patientin. Wenn keine gegenteiligen Informationen vorliegen ist davon auszugehen, dass der Uterus während der gesamten Durchleuchtungszeit im Strahlengang gelegen hat. Mit diesen Daten können aus den Tab. 4-1 und 4-2 in Kap. 4 geschätzte Höchstwerte für die Dosis  $H_U$  entnommen werden. Für die konventionelle Tomographie entspricht eine Schichtaufnahme

angenähert einer Direktaufnahme und kann mit dem entsprechenden Tabellenwert berücksichtigt werden. Für computertomographische Untersuchungen sind Dosiswerte in Kap. 4.1.2, Tab. 4-3 angegeben. Ergibt die grobe Abschätzung Dosiswerte bis zu 20 mSv, dann ist keine

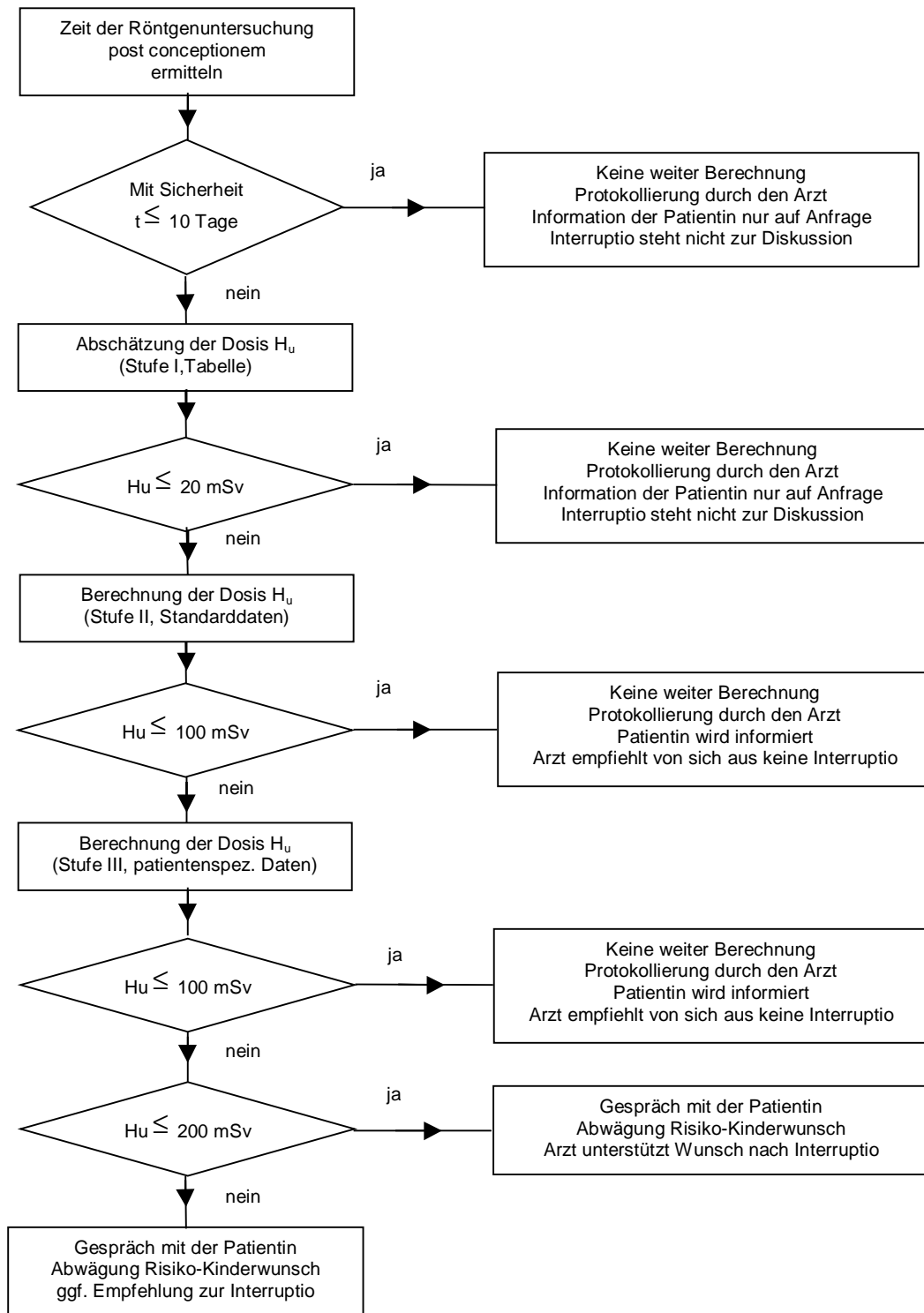


Abbildung 3-1: Ablaufdiagramm zur Ermittlung der Dosis  $H_U$  am Uterus in der Röntgendiagnostik

weitere Dosisberechnung notwendig. Erhält man hingegen bei der groben Abschätzung Werte für die Uterusdosis, die über 20 mSv liegen, dann sollte eine Dosisberechnung auf der Basis von typischen Werten für geräte- oder patientenspezifische Parameter nach dem Quellenkonzept oder dem Bildempfängerkonzept (siehe Kap. 5.1.1 bzw. 5.1.2) vorgenommen werden (Stufe II).

Beim Quellenkonzept wird die Einfalldosis bei Kenntnis der Aufnahme- oder Durchleuchtungsparameter aus der Kenndosisleistung ermittelt. Beim Bildempfängerkonzept wird aus dem Dosisbedarf am Bildempfänger mit einem Schwächungsfaktor die Einfalldosis abgeschätzt. Für beide Methoden wird die Strahlungsqualität, gegeben durch Röhrenspannung und Gesamtfilterung bzw. Halbwertschichtdicke, benötigt. Für das Quellenkonzept sind zusätzlich das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt) für Aufnahme und Durchleuchtung oder das Dosisflächenprodukt erforderlich, während für das Bildempfängerkonzept Aussagen zum Dosisbedarf des Nachweissystems, zum Rasterfaktor und die Durchleuchtungszeit benötigt werden. Die Information über die Patientin beschränkt sich auf die Schichtdicke in Strahlrichtung. Die geometrischen Angaben sind der Fokus-Haut- und der Fokus-Bildempfänger-Abstand und die Feldgröße. Es besteht die Möglichkeit, die Feldgröße aus dem Bildformat und dem Fokus-Film-Abstand zu berechnen, wenn die Feldränder auf der Röntgenaufnahme sichtbar sind. Bei Durchleuchtung sollten die Projektionen und die zugehörigen Durchleuchtungszeiten bekannt sein. Die mittlere Feldgröße muß geschätzt werden.

Ausgehend von der Einfalldosis wird mit dem Gewebe-Luft-Verhältnis, der relativen Tiefendosis oder dem Organdosis-Konversionsfaktor die Uterusdosis abgeschätzt. Die Konversionsfaktoren wurden mit Monte-Carlo-Methoden an einem mathematischen Phantom berechnet. Mit Konversionsfaktoren, die sich auf das Dosisflächenprodukt beziehen, kann die Uterusdosis auch direkt aus dem Dosisflächenprodukt abgeschätzt werden.

Ergibt die Abschätzung der Strahlenexposition nach Stufe II eine Uterusdosis von mehr als 100 mSv, dann sollte die Uterusdosis mit Hilfe von Meßwerten der Dosis oder Dosisleistung für den Röntgenstrahler und Meßwerten der Geometrie von Patientin und Gerät berechnet werden (Stufe III). Die Berechnung erfolgt wiederum nach dem Quellenkonzept oder dem Bildempfängerkonzept.

### 3.2 Strahlentherapie

Muß bei der Patientin eine Strahlenbehandlung in Form einer perkutanen Bestrahlung oder eine Anwendung umschlossener radioaktiver Stoffe in einer Brachytherapie durchgeführt werden, dann ist die Ermittlung der Uterusdosis  $D_u$  unmittelbar in die physikalische Bestrahlungsplanung zu integrieren und mit der entsprechenden Methodik möglich. Die Anwendung des 3-Stufen-Konzepts entfällt. Bei zu Bestrahlungsbeginn unbekannter oder während der Bestrahlungsserie eintretender Schwangerschaft ist ebenfalls eine – die Zahl der applizierten Bestrahlungsfractionen berücksichtigende – Dosisermittlung unter Zuhilfenahme des Bestrahlungsplanungssystems möglich. Angesichts der Seltenheit dieser besonderen Situation im radioonkologischen Klinikalltag sollte individuell in jedem Fall gemeinsam durch fachkundige Medizinphysiker und Radioonkologen entschieden werden, welche weiteren Hilfsmittel und welcher Planungs- bzw. Berechnungsaufwand eingesetzt werden muß, um die Uterusdosis hinreichend genau ermitteln zu können.

### 3.3 Nuklearmedizin

Bei einer nuklearmedizinischen Maßnahme ist die Strahlenexposition des Embryos bzw. Feten von den physikalischen Eigenschaften des Radionuklids, der applizierten Aktivität, dem Verteilungsmuster und Eliminationsverhalten des Radiopharmakons abhängig. Auch hier entfällt die Anwendung des 3-Stufen-Konzepts. Die unter vereinfachten Annahmen berechnete Strahlenexposition der Frucht kann aus den in Kap. 4.3 enthaltenen und erläuterten Tab. 4-4 und 4-5 entnommen werden.

## 4 Grobe Abschätzung der Uterusdosis (Stufe I)

### 4.1 Röntgendiagnostik

#### 4.1.1 Radiographie/Fluoroskopie

Entsprechend dem 3-Stufen-Konzept zur Ermittlung der Uterusdosis wird in Stufe I eine grobe Abschätzung mit Hilfe von Tabellen vorgenommen. Ziel der groben Abschätzung ist die Gewinnung konservativer, aber noch realistischer Höchstwerte für  $H_U$ . Auf diese Weise kann die Anzahl der durchzuführenden aufwendigen Berechnungen auf ein Minimum beschränkt werden, da die Werte immer auf der sicheren Seite liegen. Voraussetzung zur Aufstellung einer solchen Tabelle ist die Festlegung der Strahlungsqualität, hier mit 70 - 80 kV bei einer Filterung von etwa 2,5 mm Al und eine Annahme über den Dosisbedarf am Bildempfänger. Es wurde ein Dosisbedarf am Bildempfänger von 5  $\mu$ Gy pro Aufnahme mit Film-Folien-System, von 2  $\mu$ Gy bei digitalen BV-Aufnahmen sowie von 10  $\mu$ Gy bei DSA-Aufnahmen angenommen. Für die Durchleuchtung wurde vom maximalen Wert der Dosisleistung von 0,6  $\mu$ Gy/s am Bildverstärkereingang (bei 25 cm BV-Durchmesser) ausgegangen. Von der Angabe der Schwächungswerte von Raster und Stützwand wurde abgesehen und hier die jeweils höchsten Werte angenommen. (Geräteschwächungsfaktor von 4).

Unter diesen Annahmen wird die Dosis am Uterus im wesentlichen nur noch von der durchstrahlten Patientendicke bestimmt. Lageanomalien des Uterus wurden nicht berücksichtigt und zur Vereinfachung angenommen, dass der Uterus bei einer ap-Aufnahme bei 3/10 des Patientendurchmessers liegt, bzw. seitlich etwa in Patientenmitte. Die unter diesen Bedingungen geltenden Dosiswerte für drei feste durchstrahlte Körperdicken sind in Tab. 4-1, die Dosisleistungswerte in Tab. 4-2 zusammengestellt.

Ist der Dosis- bzw. Dosisleistungsbedarf am Bildempfänger kleiner als die angenommenen Werte (Meßwerte bei Abnahmeprüfung), dann können die Tabellenwerte um den Faktor

Tabelle 4-1: Höchstwerte der Äquivalentdosis für den Uterus in mSv bei Röntgenaufnahmen

Projektion	Äquivalentdosis für den Uterus in mSv pro Aufnahme						
	a.p.			p.a.			lat.
Konstitution	dünn 17 cm	normal 22 cm	dick 26 cm	dünn 17 cm	normal 22 cm	dick 26 cm	normal 36 cm
Rasteraufnahme mit Film-Folien-System	2	3	5	1	1,5	2,5	4
Digitale Bildverstärker-Aufnahme	1	1,5	2	0,5	0,8	1	2
DSA-Aufnahme	4	6	10	2	3	5	8

Tabelle 4-2: Höchstwerte der Äquivalentdosisleistung für den Uterus in mSv/min bei Röntgendurchleuchtung

Projektion	Äquivalentdosisleistung für den Uterus in mSv/min						
	a.p.			p.a.			lat.
Konstitution	dünn 17 cm	normal 22 cm	dick 26 cm	dünn 17 cm	normal 22 cm	dick 26 cm	normal 36 cm
Durchleuchtung mit Bildverstärker-Fernsehkette	16	24	40	8	12	20	32

vermindert werden, der sich aus dem Verhältnis zwischen der für die Errechnung der Tabelle angenommenen Dosis bzw. Dosisleistung und der tatsächlichen Dosis bzw. Dosisleistung am Bildempfänger ergibt. Analog kann mit dem Geräteschwächungsfaktor verfahren werden.

Die Uterusdosis bei Durchleuchtungsuntersuchungen ist stark von der Gerätetechnik und der Untersuchungstechnik abhängig. In der Praxis muß daher von einer großen Bandbreite ausgegangen werden. Die Tabelle 4-2 geht vom ungünstigsten Fall aus. Bei der Dosisermittlung sind daher nur die Durchleuchtungszeiten einzurechnen, bei denen der Uterus im direkten Strahlengang gelegen hat.

Beispiel für eine grobe Abschätzung der Uterusdosis:

Eine Patientin mit einem sagittalen Durchmesser von 20 cm wurde in der 3. Schwangerschaftswoche durch folgende Untersuchungen exponiert:

Thorax in 2 Ebenen

Beckenaufnahme

Abdomenaufnahme

Intraoperative Durchleuchtung 2 Minuten; davon im Bereich des Beckens 30 Sekunden

#### Durchführung und Ergebnis der Abschätzung

Nach Tab. 4-1

Da nur bei der Becken- und Abdomenaufnahme der Uterus exponiert wurde, werden auch nur diese Expositionen einbezogen.

2 mal 3,0 mSv = 6,0 mSv.

Nach Tab. 4-2

Es zählt nur die Exposition im Bereich des Beckens

0,5 Minuten \* 24,0 mSv/min = 12,0 mSv

Ergebnis der Abschätzung: 6,0 mSv + 12,0 mSv = 18,0 mSv

Der Wert liegt unter dem Grenzwert von 20 mSv. Eine weitergehende Berechnung ist daher nicht notwendig. Das Ergebnis sollte in der Patientenakte unter Hinweis auf diesen Bericht vermerkt werden.

#### 4.1.2 Röntgen-Computertomographie

Besteht bei computertomographischen Untersuchungen Grund zur Annahme, dass der Uterus im Nutzstrahlenfeld lag, so führen grobe, konservative Abschätzungen in jedem Fall zu höheren Uterusdosen als 20 mSv und damit zur Forderung nach einer genaueren Dosisabschätzung. Diese ist ebenso im Falle von CT-Untersuchungen notwendig, bei welchen der Uterus zwar nicht direkt bestrahlt wurde, aber an der Grenze zur untersuchten

Körperregion lag, wenn die Untersuchungen mit mehr als ca. 300 mAs pro Schicht bzw. Röhrenumlauf durchgeführt wurden.

Gelten die obigen Einschränkungen nicht, so können zur groben, konservativen Abschätzung der Uterusdosis bei beliebigen CT-Untersuchungen Dosiswerte aus Tab. 4-3 verwendet werden. Die Dosiswerte aus Tab. 4-3 sind dabei auf das im betreffenden Fall vorliegende Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt) mittels Dreisatz umzurechnen.

Tabelle 4-3: Grobe konservative Abschätzung der Uterusdosis bei 100 mAs pro Schicht oder Umlauf (am Beispiel einer CT-Untersuchung der Lendenwirbelsäule von BWK 12 bis S1).

Röhrenspannung (kV)	Äquivalentdosis für den Uterus in mSv bei 100 mAs pro Schicht bzw. Rotation
80	1,0
120	2,0
140	3,0

#### 4.2 Strahlentherapie

Liegt der Uterus außerhalb des durch die Bestrahlung erfaßten Körperbereichs, kann die für das Organ Uterus durch Streustrahlung verursachte Dosis grob über die Durchlaßstrahlung abgeschätzt werden. Die Streustrahlung wird vorwiegend in Richtung der Primärstrahlung emittiert. Die Richtungsverteilung der Durchlaßstrahlung aus dem Strahlerkopf ist weniger anisotrop. Die Grenzwerte der Durchlaßstrahlung [6], [7] können zur Abschätzung herangezogen werden.

Hieraus erhält man die Äquivalentdosis  $H_U$  am Uterus durch Multiplikation mit dem Strahlungs-Wichtungsfaktor  $w_R$ . Für die in der Strahlentherapie angewendeten Photonen und Elektronen gilt  $w_R = 1.0$ , so dass der Zahlenwert der Äquivalentdosis gleich dem der Energiedosis ist.

Die genaue Abschätzung und die Berechnung für die Uterusdosis erfolgt nach dem Quellenkonzept mit Standardwerten oder mit den aktuellen Geräteparametern der Bestrahlungsanlage mit dem Bestrahlungsplanungssystem.

#### 4.3 Nuklearmedizin

Die Energiedosis, die Embryo bzw. Fetus bei einer nuklearmedizinischen Untersuchung oder Behandlung erhalten, hängt von den Strahlungseigenschaften des Radionuklids, der applizierten Aktivität sowie dem Verteilungsmuster und Eliminationsverhalten des Radiopharmakons ab. Sie kann nicht gemessen werden, sondern muss unter vereinfachenden Annahmen bezüglich der Anatomie der Patientin und der Biokinetik des Radiopharmakons berechnet werden.

Tab. 4-4 enthält die Ergebnisse derartiger Berechnungen für häufige nuklearmedizinische Untersuchungs- und Behandlungsverfahren. Diese basieren auf den von Russell et al. [8] publizierten Dosiskoeffizienten für den Embryo bzw. Fetus in verschiedenen Stadien der Schwangerschaft (0, 3, 6 und 9 Monate). Es wurde für Tab. 4-4 der jeweils größte der dort angegebenen Werte übernommen. In der Regel werden Dosiskoeffizient und Dosis vom Anfang zum Ende der Schwangerschaft kleiner.

Eine Besonderheit stellt der Iodstoffwechsel dar. Die Anreicherung von Radioiod in der fetalen Schilddrüse beginnt etwa 90 Tage nach der Konzeption. Obwohl Untersuchungen der

Anreicherung und Retention in der Schilddrüse des menschlichen Feten vorliegen, ist die zugehörige Dosimetrie nach wie vor mit großen Unsicherheiten behaftet. Das Dosismaximum für die fetale Schilddrüse wird bei einmaliger Gabe von Radioiodid etwa Mitte bis Ende des

Tabelle 4-4: Energiedosis für den Embryo/Fetus bei diagnostischen und therapeutischen nuklearmedizinischen Verfahren. Für abweichende applizierte Aktivitäten sind die Dosiswerte entsprechend zu modifizieren.

Organ bzw. Methode	Radionuklid	Radiopharmakon	Dosiskoeffizient μGy/MBq	Applizierte Aktivität MBq	Energiedosis (Embryo/Fetus) mGy
Knochen	Tc-99m	MDP, HDP	6,1	750	4,6
Knochemark	Tc-99m	Nanokolloid	3,7	550	2,0
Schilddrüse	I-131	Iodid	72	2	0,1
Schilddrüse	I-123	Iodid	20	10	0,2
Schilddrüse	Tc-99m	Pertechnetat	11	75	0,8
Nieren	Tc-99m	DTPA	12	150	1,8
Nieren	Tc-99m	MAG3	18	200	3,6
Nieren	I-123	Hippuran	31	40	1,2
Herz	Tc-99m	Erythrozyten	6,4	750	4,8
Herz	Tl-201	Chlorid	97	75	7,3
Herz	Tc-99m	Isonitrit	15	800	12
Hirn	Tc-99m	HMPAO	8,7	550	4,8
Hirn	F-18	FDG	27	370	10
Lunge	Tc-99m	Mikrosphären	2,8	200	0,6
Leber, Gallenwege	Tc-99m	HIDA	17	150	2,6
Schillingtest	Co-57	Vitamin B12	1500	0,02	0,03
Schillingtest	Co-58	Vitamin B12	3700	0,03	0,11
Leukozyten	In-111	Leukozyten	130	75	9,8
Thrombozyten	In-111	Thrombozyten	220	37	8,1
Entzündung	Tc-99m	HMPAO	8,7	750	6,5
Entzündung	Tc-99m	Kolloid	3,2	750	2,4
Tumor	Ga-67	Zitrat	93	110	10
Tumor	Tc-99m	MIBI	15	750	11
Tumor	Tl-201	Chlorid	97	75	7,3
Tumor	In-111	Somatostatin	78	220	17
Tumor	I-131	MIBG	110	75	8,3
Tumor	I-123	MIBG	18	370	6,7
Tumor	F-18	FDG	27	400	11
Therapie Hyperthyreose	I-131	Iodid	72	750	54
Therapie Struma mal.	I-131	Iodid	72	4000	288

2. Trimesters erreicht. Bei der Anwendung von I-131 zur Therapie einer Hyperthyreose sind die Schilddrüsendosen bei Fetus und Mutter dann etwa gleich groß. Tab. 4-5 faßt die Ergebnisse entsprechender Berechnungen zusammen.



Aus Tab. 4-4 ergibt sich, dass die meisten nuklearmedizinischen Untersuchungen mit einer Embryonal- bzw. Fetaldosis von weniger als 10 mSv verbunden sind. Da jedoch die bei der Therapie der Hyperthyreose und der Struma maligna unter Verwendung von I-131 Natriumiodid auftretenden Dosen 50 - 300 mSv betragen, ist eine Therapie mit I-131 Natriumiodid während der Schwangerschaft kontraindiziert.

Tabelle 4-5: Werte der fetalen Schilddrüsendosis bei einmaliger Zufuhr des Radiopharmakons zu verschiedenen Zeitpunkten der Schwangerschaft. Werte für I-131 nach [9], für die anderen Nuklide daraus abgeleitet.

Methode	Radiopharmakon		Applizierte Aktivität MBq	Fetale Schilddrüsendosis		
				mSv		
				95 Tage	130 Tage	250 Tage
SD-Szintigraphie	Tc-99m	Pertechnetat	75,0	0,7	1,7	0,6
SD-Szintigraphie	I-123	Iodid	10,0	29,0	70,0	27,0
Radioiodtest	I-131	Iodid	2,0	810,0	1950,0	760,0
Therapie Hyperthyreose	I-131	Iodid	750,0	300 Sv	730 Sv	280 Sv

Wie Tab. 4-5 zeigt, kann I-131 schon bei diagnostischer Anwendung zu erheblichen Werten der fetalen Schilddrüsendosis führen. Die therapeutische Applikation von I-131 bei der Mutter führt nach dem ersten Trimester mit hoher Wahrscheinlichkeit zu einer Ablation der fetalen Schilddrüse. Auch der Radioiodtest wird heute jedoch fast ausschließlich vor einer Therapie angewendet und - außer wenn ärztlich indiziert - nicht während einer Schwangerschaft. Sofern für eine Nierenfunktionsszintigraphie Radioiod-markiertes Hippuran eingesetzt wird, wird in der Regel eine pharmakologische Schilddrüsenblockade durchgeführt.

Insgesamt ist also die übliche nuklearmedizinische Diagnostik mit Werten der mittleren Embryonal- oder Fetaldosis von meist weniger als 10 mGy verbunden

## 5 Berechnung der Uterusdosis (Stufe II und III)

### 5.1 Röntgendiagnostik

#### 5.1.1 Radiographie/Fluoroskopie

Bei der Ermittlung der Uterusdosis nach Stufe II bzw. Stufe III liegen die Unterschiede nur in der Genauigkeit der Ausgangsdaten. Während bei Stufe II gerätetypische Eingangsgrößen und Standardwerte für Exposition und Patientengeometrie ausreichend sind, müssen bei Stufe III gerätespezifische Eingangsgrößen, z.B. aus Protokollen der Abnahmeprüfung nach §16 der RöV verwendet werden und die Expositionsbedingungen unter Berücksichtigung der Patientengeometrie individuell berechnet oder in Ausnahmefällen mit entsprechenden Phantomen meßtechnisch erfaßt werden.

Die Berechnung der Uterusdosis geht aus von der Ermittlung der Einfalldosis  $K_E$  nach dem Quellenkonzept oder Bildempfängerkonzept oder vom Dosisflächenprodukt  $P_F$ , das besonders an Röntgenanlagen für Durchleuchtung oft als Meßwert der gesamten Röntgenuntersuchung vorliegt. Die Uterusdosis kann dann nach drei verschiedenen Verfahren ermittelt werden:

- a) mit Hilfe von Organdosis-Konversionsfaktoren aus der Einfalldosis oder dem Dosisflächenprodukt standardisierter Untersuchungen,

- b) mit Hilfe des Gewebe-Luft-Verhältnisses ausgehend von der Einfalldosis und der daraus abgeleiteten Gewebe-Energiedosis in Uterustiefe und
- c) mit Hilfe von Tiefendosistabellen aus der Einfalldosis oder der strahleneintrittsseitigen Oberflächendosis.

Dabei liefert das Konversionsfaktorenkonzept die Uterusdosis in der Regel als mittlere, d. h. über die Masse des Organs gemittelte Organdosis  $H_T$  (Organ-Äquivalentdosis). Die anderen Verfahren liefern die Organ-Energiedosis bzw. die Organ-Äquivalentdosis als Punktgröße.

Die Einfalldosis  $K_E$  wird nach dem Quellenkonzept bei bekannten Aufnahme- oder Durchleuchtungs-Parametern aus der auf den Röhrenstrom bezogenen Luftkermaleistung im Fokusabstand  $d_K$  (s. auch Kenndosisleistung) ermittelt nach:

$$K_E = \mathcal{K}_a(I, d_K) \cdot I_R \cdot t \cdot (d_K / d_E)^2 \quad \text{Gl.(5.1)}$$

In Gleichung (5.1) bedeuten:

$\mathcal{K}_a(I, d_K)$	Röhrenstrombezogene Luftkermaleistung im Fokusabstand $d_K$ (für Röhrenstrom $I$ ) wird auch als Kenndosisleistung $\mathcal{K}_{a,100}$ bezeichnet, die für 100 cm Fokusabstand angegeben und meist auf ein Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 1 mAs bezogen wird. Die Kenndosisleistung hängt hauptsächlich von der Röhrenspannung und der Gesamtfilterung ab (s. Abb. A-1).
$K_E$	Einfalldosis pro Aufnahme oder Durchleuchtungsabschnitt. Die Einfalldosis ist die Luftkerma auf dem Zentralstrahl am Ort des Strahleneintritts in den Patienten ohne Rückstreuung aus dem Patienten.
$I_R$	Röhrenstrom
$t$	Aufnahme- oder Durchleuchtungszeit
$d_E$	Fokusabstand der Strahleneintrittsseite der Patientin (Fokus-Haut-Abstand)
$d_K$	Bezugsfokusabstand zur Angabe der Kenndosisleistung

Nach dem Bildempfängerkonzept wird die Einfalldosis  $K_E$  aus dem Dosis- bzw. Dosisleistungsbedarf des Bildempfängers unter Berücksichtigung der Schwächung der Röntgenstrahlung zwischen der Strahleneintrittsseite der Patientin und dem bildgebenden System bestimmt.

Es gilt für Aufnahmen:  $K_E = S \cdot K_B$  Gl. (5.2)

und für Durchleuchtung:  $K_E = S \cdot \dot{K}_B \cdot t$  Gl. (5.3)

In den Gleichungen (5.2) und (5.3) bedeuten:

$K_E$	Einfalldosis pro Aufnahme oder Durchleuchtungsabschnitt
$K_B$	Dosis (Luftkerma) pro Aufnahme am Bildempfänger
$\dot{K}_B$	Dosisleistung (Luftkermaleistung) am BV-Eingang (Meßwert mit gewebe-äquivalentem Phantom, falls hinter dem Streustrahlenraster gemessen)

	werden kann). Wenn anlagenspezifische Meßwerte benutzt werden, ist die Energieabhängigkeit des Bildempfängers zu berücksichtigen
t	Durchleuchtungszeit
S	Gesamtschwächungsfaktor zwischen der Strahleneintrittsseite der Patientin und dem Bildempfänger. Erläuterung der Komponenten von S siehe Text zu den Gleichungen (5.4) bis (5.6)

Der Gesamtschwächungsfaktor S ist dabei in Faktoren zerlegt, die den Einfluß der geometrischen Anordnung (Geometriefaktor  $S_G = (d_B/d_E)^2$ ), die Schwächung durch die Patientin (Patienten-Schwächungsfaktor  $S_P$ ), durch den Lagerungstisch (Tischschwächungsfaktor  $S_T$ ) und durch das Raster (Rasterfaktor  $S_R$ ) bei fester Eintrittsfeldgröße von 100 cm<sup>2</sup> und schließlich die Abhängigkeit von Feldgrößenänderungen (Feldgrößenfaktor  $S_F$ ) wiedergeben.

Es gilt: 
$$S = S_G \cdot S_{P,100} \cdot S_{T,100} \cdot S_{R,100} \cdot S_F \quad \text{Gl. (5.4)}$$

Näherungswerte für  $S_{T,100}$  und  $S_{R,100}$  und  $S_F$  werden im Anhang A, Tab. A-1 angegeben. Gemessene Werte für die Schwächung durch Wasser finden sich in Tab. A-2.

Betrachtet man für den Gesamtschwächungsfaktor S nur den Primärstrahlungsanteil  $(1-\alpha)$  der bildgebenden Strahlung, so sind die Schwächungsfaktoren für die Patientin oder deren Wasseräquivalent, für Lagerungstisch und Raster unter streustrahlungsfreien Bedingungen (d. h. bei Feldgröße 0) zu ermitteln. Für S gilt dann:

$$S = S_G \cdot S_{P,0} \cdot S_{T,0} \cdot S_{R,0} \cdot (1-\alpha) \quad \text{Gl. (5.5)}$$

Der Patienten-Schwächungsfaktor wird aus der Primärstrahlungsdurchlässigkeit  $1/S_{P,0}$  von Wasser ermittelt, die in den Abb. A-2 bis A-4 für drei Gesamtfilterwerte dargestellt ist. Die Schwächungsfaktoren  $S_{T,0}$  und  $S_{R,0}$  sind Komponenten des Geräteschwächungsfaktors m, der nach DIN 6809-3 [10] oder DIN 6815 [11] unter streustrahlungsfreien Bedingungen ermittelt wird.  $(1-\alpha)$  ist der Primärstrahlungsanteil der bildgebenden Strahlung und  $\alpha$  der Anteil der Streustrahlung. Der Anteil der Streustrahlung  $\alpha'$  hinter einem Streustrahlenraster mit der Selektivität  $\Sigma$  kann aus dem Streustrahlenanteil  $\alpha$  ohne Raster mit

$$\alpha' = \alpha / (\alpha + (1-\alpha) \cdot \Sigma) \quad \text{Gl. (5.6)}$$

ermittelt werden (s. auch DIN 6826 [12]). Der Streustrahlungsanteil  $\alpha$  ohne Raster ist in den Abb. A-5 und A-6 in Abhängigkeit von Wasserphantomdicke, Feldgröße und Röhrenspannung dargestellt. Richtwerte für die Selektivität  $\Sigma$  verschiedener Streustrahlenraster sind im Anhang A Tab. A-3 angegeben.

Eine Berechnung der Einfalldosis  $K_E$  aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt setzt voraus, dass bei einer Durchleuchtungsuntersuchung eine Unterteilung in Abschnitte mit konstanten Durchleuchtungsbedingungen und bekannter Feldgröße möglich ist. Die Einfalldosis ergibt sich dann gemäß:

$$K_E = P_F / F_E \quad \text{mit} \quad F_E = F_B \cdot (d_E / d_B)^2 \quad \text{Gl. (5.7)}$$

In Gleichung (5.7) bedeuten:

$K_E$	Einfalldosis pro Aufnahme oder Durchleuchtungsabschnitt
$P_F$	Dosisflächenprodukt

$d_B$	Fokus-Bildempfänger-Abstand
$d_E$	Fokusabstand der Strahleneintrittsseite der Patientin (Fokus-Haut-Abstand)
$F_B$	Feldgröße am Bildempfänger
$F_E$	Feldgröße an der Strahleneintrittsseite der Patientin

Nach dem Konversionsfaktorenkonzept kann die Uterusdosis  $H_U$  sowohl aus der Einfalldosis  $K_E$  als auch aus dem Dosisflächenprodukt  $P_F$  nach

$$H_U = K_E \cdot f_U \quad \text{Gl. (5.8)}$$

oder 
$$H_U = P_F \cdot f'_U \quad \text{Gl. (5.9)}$$

berechnet werden

In Gl.(5.8) und (5.9) bedeuten:

$H_U$	Organdosis für den Uterus (über die Organmasse gemittelte Äquivalentdosis)
$K_E$	Einfalldosis
$P_F$	Dosisflächenprodukt
$f_U, f'_U$	Organdosis-Konversionsfaktor für Uterus in mSv/mGy bei Bezug auf die Einfalldosis oder in mSv/(mGy·cm <sup>2</sup> ) bei Bezug auf das Dosisflächenprodukt für standardisierte Projektionen

Werte für  $f_U$  bzw.  $f'_U$  finden sich mit Bezug auf die Einfalldosis im Anhang B, Tab. B-1, mit Bezug auf das Dosisflächenprodukt in den Tab. B-2 bis B-12.

Weitere tabellierte Organdosis-Konversionsfaktoren, die mit Monte-Carlo-Rechnungen für standardisierte Verfahren und Phantome mit Bezug auf die Einfalldosis  $K_E$  berechnet wurden, finden sich in DREXLER et al. [14] oder auch mit Bezug auf die eintrittsseitige Oberflächendosis  $K_O$  (surface entrance dose) und auf das Dosisflächenprodukt  $P_F$  in NRPB-SR262 [15].

Berechnung der Uterusdosis  $D_U$  aus der Einfalldosis  $K_E$  mit dem Gewebe-Luft-Verhältnis:

Die Uterus-Energiedosis  $D_U$  erhält man durch Multiplikation der Energiedosis  $D_{dm}$  eines Gewebeelementes  $dm$  frei in Luft im Fokusabstand des Uterus durch Multiplikation mit dem Gewebe-Luft-Verhältnis  $T_a$

$$D_U = D(d_E, x_U, F_U) = D_{dm}(d_E + x_U) \cdot T_a(x_U, F_U) \quad \text{Gl. (5.10)}$$

mit 
$$D_{dm}(d_E + x_U) = K_E \cdot (d_E / (d_E + x_U))^2 \cdot t_{w/a} \quad \text{Gl. (5.11)}$$

ergibt sich 
$$D_U = K_E \cdot (d_E / (d_E + x_U))^2 \cdot t_{w/a} \cdot T_a(x_U, F_U) \quad \text{Gl. (5.12)}$$

In den Gleichungen (5.10) bis (5.12) bedeuten neben den bekannten Symbolen:

$D(d_E, x_U, F_U)$ : Uterusdosis (Organ-Energiedosis) im Fokusabstand  $d_E+x_U$

$D_{dm}(d_E+x_U)$ : Dosis im Gewebeelement  $dm$  im Fokusabstand  $d_E+x_U$  frei in Luft

$x_U$ :	Gewebetiefe des Uterus in Strahlrichtung
$F_U$ :	Feldgröße (quadratisches Äquivalentfeld) in der Tiefe $x_U$
$T_a(x_U, F_U)$ :	Gewebe-Luft-Verhältnis für Gewebetiefe $x_U$ und Feldgröße $F_U$
$t_{w/a}$ :	Der Dosisumrechnungsfaktor $t_{w/a}$ ist der Quotient der Massenenergieabsorptionskoeffizienten für Wasser und Luft; er liegt im Energiebereich der Röntgendiagnostik (40-80 keV) bei $1,05 \pm 0,03$ .

Berechnung der Uterusdosis  $D_U$  aus der Einfalldosis  $K_E$  mit Hilfe von Tiefendosistabellen:

Mit Hilfe tabellierter relativer Tiefendosen kann die Uterus-Energiedosis  $D_U$  aus der Gewebe-Oberflächendosis  $D_O$  ermittelt werden gemäß:

$$D_U = D_O \cdot D_{\text{rel}}(x_U, F_E) \quad \text{Gl. (5.13)}$$

mit  $D_O = K_E \cdot B \cdot t_{w/a} \quad \text{Gl. (5.14)}$

folgt  $D_U = K_E \cdot B \cdot t_{w/a} \cdot D_{\text{rel}}(x_U, F_E) \quad \text{Gl. (5.15)}$

In den Gleichungen (5.13) bis (5.15) bedeuten neben den bekannten Symbolen:

$D_O$  : Strahleneintrittsseitige Gewebe-Oberflächendosis (Hautdosis)

$B$  : Rückstreufaktor

$D_{\text{rel}}(x_U, F_E)$ : Relative Tiefendosis für Uterustiefe  $x_U$  und Feldgröße  $F_E$

Tiefendosistabellen wurden von WACHSMANN et. al. [22] angegeben.

Die Äquivalentdosis am Uterus  $H_U$  ergibt sich dann aus der Beziehung:

$$H_U = D_U \cdot w_R \quad \text{Gl. (5.16)}$$

wobei  $w_R$  der Strahlungswichtungsfaktor für die Strahlungsqualität  $R$  ist. Für die Strahlungsqualitäten in der Röntgendiagnostik gilt  $w_R = 1$ , so dass der Zahlenwert der Äquivalentdosis gleich dem der Energiedosis ist.

### 5.1.2 Röntgen-Computertomographie

Eine genauere Abschätzung der Uterusdosis bei CT-Untersuchungen läßt sich nach der Beziehung

$$H_U = K_{CT} \cdot \sum_{z_u}^{z_o} f_{Uterus}(z) \quad \text{Gl.(5.17)}$$

durchführen.

In Gl.(5.17) bedeuten:

$K_{CT}$ : Mittlere Luftkerma in der Systemachse; entspricht dem Integral über das Luftkernaprofil  $K_a(z)$ , welches eine CT-Schicht entlang der Rotationsachse frei in Luft erzeugt, dividiert durch die nominelle Schichtdicke  $s$ .  $K_{CT}$  wird in der Literatur auch als  $CTDI_{\text{air}}$  bezeichnet.

$$K_{CT} = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{\infty} K_a(z) dz \quad \text{Gl. (5.18)}$$

$f_{\text{Uterus}}(z)$ : Organosiskonversionsfaktor (mSv / mGy), der ausdrückt, welche Uterusdosis pro Einheit von  $K_{CT}$  eine 1 cm dicke 360°-Schicht in der Höhe  $z$  (cm), bezogen auf das untere Rumpfende, bewirkt.

$z_u, z_o$ : Abstand der unteren und oberen Grenze der untersuchten Körperregion (gerundet in Zentimeter) vom unteren Rumpfende.

Einige Beispiele für orientierende, auf 100 mAs pro CT-Schicht normierte Werte für  $K_{CT}$  ( ${}_{100}K_{CT}$ ) sind in Tab. 5-1 angegeben. Diese können nach der Gl. 5.19 in die bei einer Untersuchung auftretenden Werte für  $K_{CT}$  in mGy umgerechnet werden.

$$K_{CT} = {}_{100}K_{CT} \cdot I_R \cdot t \cdot 0.01 \quad \text{Gl. (5.19)}$$

$I_R t$  bedeutet dabei das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt), welches bei einer einzelnen Schicht auftritt. Bei seriellen CT-Untersuchungen sind die Röhrenstrom-Zeit-Produkte (mAs-Produkte) pro Einzelschicht bekannt. Bei Spiral-CT ergeben sie sich durch Division des Gesamtwertes des Röhrenstrom-Zeit-Produktes (mAs-Produktes) durch die Anzahl der Röhren-Umläufe.

Eine umfangreiche Zusammenstellung von  $K_{CT}$ - bzw.  $CTDI_{\text{air}}$ -Werten, bezogen auf 1 mAs pro Schicht, findet sich bei NAGEL [16]. Dabei ist vor allem die modernste Generation von CT-Geräten berücksichtigt.

Werte für  ${}_{100}K_{CT}$  (oder auf ein anderes, anzugebendes Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt) bezogene) müssen in der Abnahmeprüfung für Röntgen-Computertomographie-Einrichtungen nach DIN 6868 Teil 53 [17] gemessen (dort als 'Dosis in der Systemachse' bezeichnet) und in den Protokollen dazu aufgezeichnet werden.

Tabelle 5-1: Beispiele für Luftkerma Werte ( ${}_{100}K_{CT}$ ), frei in Luft auf der Rotationsachse pro 100 mAs [18].

Hersteller	Modell	Röhrenspannung kV	Fokus-Achs-Abstand mm	Schichtdicke mm	${}_{100}K_{CT}$ mGy / 100 mAs
Siemens	AR.HP	130	510	10	33,5
	HIQ	133	700	10	19,5
	Plus S	120	700	10	12,8
		137	700	8	16,1
GE	Pace	120	525	10	34,4
	Max 640	120	525	10	25,8
	9800	120	630	10	20,4
Philips	LX	120	606	10	20,0
	CX/Q	120	606	10	17,2
	SR	120	606	10	20,4
Picker	PQ 2000	130	640	10	33,8
CGR	12000	130	750	10	11,3

Im Falle serieller CT-Untersuchungen, bei welchen der Patiententischvorschub zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten gleich der nominellen Schichtbreite ist, oder bei Spiral-CT-

Untersuchungen mit Pitch 1, können die nach Gleichung 5.18 ermittelten  $K_{CT}$ -Werte direkt in Gleichung 5.17 eingesetzt werden. In allen anderen Fällen ist  $K_{CT}$  durch das Verhältnis von Tischvorschub zu nomineller Schichtdicke bzw. durch den Pitch zu dividieren. Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass bei Schichtdicken von 1,0 und 1,5 mm das effektive Strahlenfeld erheblich breiter als die nominelle Schichtdicke sein kann. Liegen für diese Schichtdicken keine Meßergebnisse aus der Abnahmeprüfung vor, so ist in diesen Fällen  $K_{CT}$  mit dem Verhältnis effektive Schichtdicke zu nomineller Schichtdicke zu multiplizieren. Ist die effektive Schichtdicke (etwa aus Film-, TLD-Messungen oder der Abnahmeprüfung) nicht bekannt, so sind die  $K_{CT}$ -Werte aus Tab. 5-1 mit dem Faktor 2 zu multiplizieren.

Tabelle 5-2: Konversionsfaktoren  $f_{Uterus}(z)$  zur Bestimmung der Uterusdosis für eine einzelne 360°-Schicht der Breite 1 cm in der Höhe z durch das weibliche Phantom bei den Strahlungsqualitäten A, B und C [19].

Höhe im Phantom z (cm)	$f_{Uterus}(z)$ mSv/mGy			Anatomische Orientierungspunkte
	A	B	C	
29 - 30	0,0019	0,0019	0,0010	3. Lendenwirbel
28 - 29	0,0023	0,0024	0,0011	
27 - 28	0,0032	0,0028	0,0016	4. Lendenwirbel
26 - 27	0,0035	0,0034	0,0020	
25 - 26	0,0040	0,0042	0,0023	
24 - 25	0,0051	0,0051	0,0029	5. Lendenwirbel
23 - 24	0,0068	0,0061	0,0039	
22 - 23	0,0078	0,0075	0,0048	
21 - 22	0,0088	0,0095	0,0063	
20 - 21	0,0103	0,0112	0,0073	
19 - 20	0,0138	0,0138	0,0087	
18 - 19	0,0164	0,0169	0,0111	Kreuzbein
17 - 18	0,0211	0,0208	0,0144	
16 - 17	0,0260	0,0259	0,0179	
15 - 16	0,0316	0,0320	0,0236	
14 - 15	0,0576	0,0560	0,0419	
13 - 14	0,0925	0,0916	0,0682	
12 - 13	0,0921	0,0886	0,0691	
11 - 12	0,0462	0,0447	0,0348	
10 - 11	0,0312	0,0303	0,0230	
9 - 10	0,0241	0,0249	0,0181	Steissbein
8 - 9	0,0198	0,0199	0,0142	
7 - 8	0,0162	0,0166	0,0115	
6 - 7	0,0141	0,0135	0,0091	
5 - 6	0,0116	0,0113	0,0075	Sitzbeinhöcker
4 - 5	0,0095	0,0091	0,0055	
3 - 4	0,0075	0,0076	0,0047	
2 - 3	0,0058	0,0060	0,0037	
1 - 2	0,0049	0,0047	0,0030	
0 - 1	0,0039	0,0039	0,0025	

Strahlungsqualitäten in Tab. 5.2:

A: 140 kV, 2,2 mm Al + 0,2 mm Cu

B: 120 kV, 2,2 mm Al + 0,2 mm Cu

C: 80 kV, 6,0 mm Al + 0,2 mm Cu

Bei Mehrschicht-Spiral CT-Geräten ist sicherzustellen, dass in die Bestimmung von  $K_{CT}$  als Schichtdicke die Dicke des kollimierten Strahlenfächers eingeht und die Verwendung von mißverständlichen Begriffen wie 'effektive mAs' oder 'effektiver CTDI' nicht zu Fehlern

führt. Auch die unterschiedliche Definition des Pitch durch die verschiedenen Hersteller ist zu berücksichtigen.

Tab. 5-2 enthält Werte für  $f_{\text{Uterus}}(z)$ , welche an einem weiblichen mathematischen Phantom (Größe: 160 cm, Gewicht: 60 kg, Dicke: 19 cm, Breite: 38 cm) berechnet wurden. Der Abstand Fokus-Rotationsachse betrug dabei 76 cm. Ausgleichsfilter oder Röhrenstrommodulation wurden nicht berücksichtigt. Die angenommenen Strahlenqualitäten A, B und C sind durch Angabe der Röhrenspannung und der Filterung beschrieben. Zur leichteren Orientierung im Phantom sind in Tab. 5-2 anatomische Landmarken angegeben. Die Mitte des Uterus liegt in ca. 13 cm Höhe über dem Rumpfe. Erhebliche anatomische Abweichungen des Phantoms von einer Patientin können teilweise berücksichtigt werden:

- Ist die Lage des Uterus aus der CT-Untersuchung bekannt, so kann die z-Skala aus Tab. 5-2 mit diesem zur Deckung gebracht werden.
- Infolge des relativ flachen Verlaufs der Tiefendosiskurve im Zentrum von 360°-Schichten können Einflüsse der radialen Position des Uterus auf die Uterusdosis vernachlässigt werden.
- Aus Ergebnissen von Rechnungen an Phantomen unterschiedlicher Dicke sowie aus Messungen des Gewebe-Luft-Verhältnisses an zylindrischen Plexiglas-Phantomen verschiedenen Durchmessers kann man schließen, dass eine Zunahme der Patientendicke um 1 cm zu einer Erniedrigung der Uterusdosis um etwa 3 bis 7 % führt.

Gleichung 5.17 kann nur auf solche Sektionen einer CT-Untersuchung angewendet werden, während derer die Untersuchungsparameter (Röhrenspannung, Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt), Schichtdicke, Tischvorschub bzw. Pitch) nicht geändert wurden. Treten derartige Veränderungen der Untersuchungsbedingungen auf, so müssen die einzelnen Sektionen gesondert nach Gleichung (5.17) behandelt werden und die jeweils ermittelten Uterusdosen der einzelnen Sektionen zur gesamten Uterusdosis summiert werden.

Um bei Uterusdosen über 100 mSv (Stufe III) die Dosisabschätzung zuverlässiger zu gestalten, sind zur Ermittlung von  $K_{\text{CT}}$  die Aufzeichnungen aus der Abnahmeprüfung zu verwenden und ggf. in Zusammenarbeit mit dem Gerätehersteller auf Plausibilität zu überprüfen. Ist diese nicht gegeben, ist eine erneute Messung von  $K_{\text{CT}}$  unumgänglich.

Um auszuschließen, dass durch die zwangsläufigen anatomischen Unterschiede zwischen Patientin und Phantom erhebliche Fehler auftreten, ist in Zusammenarbeit mit dem Untersucher auf der Basis der CT-Bilder die genaue Lage des Uterus zu ermitteln und soweit wie möglich bei der Dosisabschätzung zu berücksichtigen.

Des Weiteren ist zu überprüfen, ob die bei der Berechnung der Konversionsfaktoren  $f_{\text{Uterus}}(z)$  angenommene Bestrahlungsgeometrie (axiale Schichten, keine Gantry-Neigung) im betreffenden Fall vorlag bzw. ob Abweichungen davon berücksichtigt werden können.

## 5.2 Strahlentherapie

Die genaue Abschätzung und die Berechnung für die Uterusdosis erfolgt nach dem Quellenkonzept mit Standardwerten oder mit den aktuellen Geräteparametern der Bestrahlungsanlage mit dem Bestrahlungsplanungssystem.



## 6 Literatur

### 6.1 Zitate

- [1] Deutsche Röntgengesellschaft: Diskussionsentwurf: Richtlinie für das ärztliche Verhalten nach Exposition der menschlichen Frucht mit ionisierender Strahlung und nach der Inkorporation radioaktiver Stoffe aus medizinischer Indikation. Fortschr. Röntgenstr. **132** (1980) 595-603.
- [2] Bundesminister des Innern: Wirkungen nach pränataler Bestrahlung. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 2 (Hrsg.: Bundesminister des Innern), Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1985
- [3] UNSCEAR: Genetic and Somatic Effects of Ionizing Radiation. United Nations, New York 1986
- [4] ICRP Publication 84: Pregnancy and Medical Radiation. Annals of the ICRP, Vol. 30 No. 1, Pergamon 2000
- [5] Otake, M., Schull, W.J., Lee, S.: Threshold for radiation-related severe mental retardation in prenatally exposed A-bomb survivors: a re-analysis. Int. J. Radiat. Biol. **70** (1996) 755-763
- [6] DIN 6846-1: Medizinische Gammabestrahlungsanlagen – Strahlenschutzanforderungen an die Einrichtung. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin
- [7] DIN 6847-1: Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen - Strahlenschutzanforderungen an die Einrichtung. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin
- [8] Russell, J. R., Stabin, M. G., Sparks, R. B., Watson, E.: Radiation absorbed dose to the embryo/fetus from radiopharmaceuticals. Health Phys. **73** (1997) 756-769
- [9] Stabin, M.G., Watson, E.E., Marcus, C.S., Salk R. D.: Radiation dosimetry for the adult female and fetus from iodine-131 administration in hyperthyroidism. J. Nucl. Med. **32** (1991) 808-813
- [10] DIN 6909-3: Klinische Dosimetrie - Röntgendiagnostik. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin.
- [11] DIN 6815: Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV - Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin.
- [12] DIN 6826: Röntgen-Streustrahlenraster – Kenngrößen. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin.
- [13] Drexler, G., Panzer, W., Widenmann, L., Williams, G., Zankl, M.: Organ Doses in X-Ray Diagnosis. In: The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. GSF-Bericht 11/90, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg 1990
- [14] Drexler, G., Panzer, W., Stieve, F.-E. et al.: Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. 2. Auflage. H. Hoffmann, Berlin 1993
- [15] D. Hart, D. J. Jones, B. F. Wall: Normalized Organ Doses for Medical X-Ray Examinations. Calculated using Monte Carlo Techniques, National Radiological Protection Board (1998) NRPB-SR262 (Software Report)
- [16] Nagel, H.D.: (Herausgeber): Strahlenexposition in der Computertomographie, ZVEI-Fachverband Elektromedizinische Technik, Frankfurt (1999)
- [17] DIN 6868-53: Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben. Abnahmeprüfung bei Röntgen-Computertomographie. Einrichtungen. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin.
- [18] European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. European Commission, EUR 16262, Brussels 1999
- [19] Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G.: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations. In: The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. GSF-Bericht 30/91, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg 1991
- [20] DIN Entwurf 6809-7: Klinische Dosimetrie – Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin (Entwurf)
- [21] Reiß, K. H. und Steinle, B.: Tabellen zur Röntgendiagnostik, Teil II. Siemens AG, Bereich Medizinische Technik, Entwicklungsabteilung, Erlangen 1973
- [22] Wachsmann, F., G. Drexler: Kurven und Tabellen für die Radiologie. 2. Aufl. J. Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1976

- [23] Tapiovara, M., M. Lakkisto and A. Servomaa: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. STUK-A139 (Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Helsinki, 1997)
- [24] Säbel, M., Bednar, W., Weishaar, J.: Untersuchungen zur Strahlenbelastung der Leibesfrucht bei Röntgenuntersuchungen während der Schwangerschaft. 1. Mitt.: Gewebe-Luft-Verhältnisse für Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen zwischen 60 und 120 kV. *Strahlentherapie* 156 (1980), 502-508

## 6.2 Zusammenfassende Darstellungen und Originalarbeiten

- Bednar, W., A. Müller, M. Säbel, J. Weishaar: Untersuchungen zur Strahlenexposition der Leibesfrucht bei Röntgenuntersuchungen während der Schwangerschaft. 2. Mitteilung: Abschätzung der Strahlenexposition aus dem Flächendosis- oder Röhrenstrom-Zeit-Produkt. *Strahlentherapie* 156 (1980), 776-785
- BEIR-V-Report: Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. US National Academy of Sciences. Nat. Res. Council. National Academy Press, Washington D. C. 1990
- Bernhardt, J., Veit, R., Bauer, B.: Erhebungen zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik. *Z. Med. Phys.* 5 (1995), 33-39
- Bundesärztekammer: Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. Überarbeitete und ergänzte Fassung. *Dt. Ärztebl.* 92 (1995), 47-57
- Bundesminister des Innern: Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition durch Photonenstrahlen und Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition durch Elektronen, insbesondere durch  $\beta$ -Strahlung. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 3 (Hrsg.: Bundesminister des Innern), Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1986
- Bundesminister des Innern: Wirkungen nach pränataler Bestrahlung. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 2 (Hrsg.: Bundesminister des Innern), Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1985
- Cohen, Y., M. Tatcher, E. Robinson: Radiotherapy in Pregnancy. A Case Report with Estimation of the Dose of the Fetus. *Radiol. Clin. Biol.* 42 (1973), 34-39
- DIN 6809-7: Klinische Dosimetrie – Verfahren zur Dosisermittlung in der Röntgendiagnostik. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin
- DIN 6814-3: Begriffe in der Radiologischen Technik - Dosisgrößen und Dosiseinheiten. Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin
- Elsasser, U., K. Henrichs, A. Kaul, A.R. Reddy, H.D. Roedler: Specific absorbed fractions and S-factors for calculating absorbed dose to embryo and fetus. In: Fourth International Radiopharmaceutical Dosimetry Symposium (Schlafke-Stelson AT, EE Watson, eds.) pp. 155-166. CONF-851113-(DE 86010102), National Technical Information Service, US Department of Commerce, 5285 Port Royal Road, Springfield, VA 22161 (1986)
- Finzel, G. T., Säbel, M., Weishaar, J.: Untersuchungen zur Strahlenexposition der Leibesfrucht bei Röntgenuntersuchungen während der Schwangerschaft. 3. Mitt.. *Strahlentherapie* 157 (1981), 833-844
- Geleijns, J., Broerse, J. J., Zoetelief, J., Zweers, D., Unnik, van J. G.: Patient dose and image quality for computed tomography in several dutch hospitals. *Rad. Prot. Dos.* 57 (1995), 129-133
- Gosch, D., Gursky, S.: Ermittlung der Strahlenbelastung des Patienten in der Röntgendiagnostik - Methoden und Ergebnisse. *Radiol. Diagn.* 31 (1990), 173-180
- Harrison, R.M.: Central-axis depth-dose data for diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.* 26 (1981), 657-670
- Harrison, R.M.: Tissue-air ratios and scatter-air ratios for diagnostic radiology (1 - 4 mm Al HVL). *Phys. Med. Biol.* 28 (1983), 1-18
- Hubbell, J. H.: Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 33 (1982), 1269-1290

- ICRP 26: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 1 (3). Pergamon Press, Oxford 1977
- ICRP 34: Protection of the Patient in Diagnostic Radiology. Pergamon Press, Oxford - New York - Frankfurt 1984
- ICRP 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21 (1-3). Pergamon Press, Oxford 1991
- Johnson, J. R.: Fetal thyroid dose from intakes of radioiodine by the mother. Health Phys. 43 (1982), 573-82
- Jones, D. G., Shrimpton, P. C.: Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques. NRPB-SR250, National Radiological Protection Board, Chilton 1993
- Jones, D. G., Shrimpton, P. C.: Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques. NRPB R-250, National Radiological Protection Board, Chilton 1991
- Jung, H.: Strahlenrisiko. Fortschr. Röntgenstr. 162 (1995), 91-98
- Kalender W. A.: Grundlagen der Spiral-CT: IV. Überlegungen zur Dosis. Z. Med. Phys. 8 (1998), 193-199
- Kalender, W. A.: Digitale rekonstruktive Verfahren. Computertomographie und Tomosynthese - Stand der Technik. In: Digitale Bildgebung in der Diagnostischen Radiologie. Bildqualität - Strahlenexposition. (Hrsg.: Th. Schmidt, F.-E. Stieve) H. Hoffmann, Berlin 1996, 174-185
- Langkowski, J. H., Pogoda, P., Hess, A.: Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiral-Technik. Fortschr. Röntgenstr. 161 (1994), 3-11
- Leetz, H.-K.: Errechnung der Strahlenexposition aufgrund der zur Verfügung stehenden Daten. In: Information über die Röntgenverordnung. (Hrsg.: H. Braun et al.) Strahlenschutz in Forschung und Praxis. Bd. XIV. G. Thieme, Stuttgart 1974, 139-148
- Mini, R.: Strahlenexpositionen in der Röntgendiagnostik. In: Bd. 30 der Strahlenschutzkommission (Hrsg.). G. Fischer, Stuttgart 1995, 50-74
- Mole, R.H.: Consequences of pre-natal radiation exposure for post-natal development. Int. J. Radiat. Biol. 42 (1982), 1-12
- Mole, R.H.: Radiation effects on pre-natal development and their radiological significance. Brit. J. Radiol. 52 (1979), 89-101
- NRPB: Effects of Age at Exposure and Sex on Radiation Detriment. In: Occupational Public and Medical Exposure. National Radiological Protection Board Vol. 4, No. 2. Chilton 1993, 71-73
- Pitton, M. B., Harsini, M., Mohr, W., Schweden, F., Düber, Ch.: Strahlenexposition bei der CT-Diagnostik: Vergleich zwischen Spiral-CT und Standard-CT. Akt. Radiol. 5 (1995) 289-292
- Panzer, W., Zankl, M.: Die Strahlenexposition des Patienten bei computertomographischen Untersuchungen. Röntgenpraxis 46 (1993), 15-18
- Pauwels, E. K.: Aspects of fetal thyroid dose following iodine-131 administration during early stages of pregnancy in patients suffering from benign thyroid disorders. Eur. J. Nucl. Med. 26 (1999), 1453-1457
- Reiners, C.: Strahlenexposition und Risiko in der nuklearmedizinischen und Röntgendiagnostik. Röntgenpraxis 46 (1993), 19-21
- Rödel, K.: Abschätzung der Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik und ihre Anwendbarkeit. In: Betrieblicher Strahlenschutz aus ärztlicher Sicht. Grundlagen und Praxis des Strahlenschutzes in der Medizin. (Hrsg.: L. Rausch et al.) Strahlenschutz in Forschung und Praxis. Bd. XVII. G. Thieme, Stuttgart 1977, 132-147
- Roedler, H. D., A. Erzberger, A. Kaul: Biokinetics of internal emitters and absorbed dose to the human fetus. In: Radiation-Risk-Protection, Compacts, Vol. I (Kaul, A., R. Neider, J. Pensko, F.-E. Stieve, H. Brunner, eds.) pp. 466-469, Verlag TÜV Rheinland, Köln (1984)
- Roedler, H.D.: Assessment of fetal activity concentration and fetal dose for selected radionuclides based on animal and human data. In: Age Related Factors in Radionuclide Metabolism and Dosimetry (Gerber G.B., H. Metivier, H. Smith, eds.) pp. 327-337, Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht/Boston/Lancaster (1987)

- Roedler, H.D.: Biokinetik radioaktiver Stoffe. Monographie, 243 pp., Verlag Urban & Schwarzenberg, München (1986)
- Schicha, M., Wellner, U.: Nutzen / Risiko-Betrachtung in der nuklearmedizinischen Diagnostik. Nucl.-Med. 33 (1994), 155-166
- Schulz, R.J., C. Gignac: Application of tissue-air ratios for patient dosage in diagnostic radiology. Radiology 120 (1976), 687-690
- Seifert, H.: Verfahren zur Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. Röntgenpraxis 48 (1995), 18-22
- Stabin, M. G., Watson, E. E., Marcus, C. S., Salk, R. D.: Radiation dosimetry for the adult female and fetus from iodine-131 administration in hyperthyroidism. J. Nucl. Med. 32 (1991), 808-13
- Strahlenschutzkommission: Bekanntmachung einer Empfehlung der Strahlenschutzkommission (Interventionelle Radiologie). Bundesanzeiger 49 (138a). Bonn, 1997
- Strahlenschutzkommission: Das Strahlenrisiko während der pränatalen Entwicklung des Menschen. Deutsches Ärzteblatt, Heft 20, 1985, Ausgabe B, 1518-1522
- Streffer, Ch.: Risiko nach Strahlenexpositionen während der pränatalen Entwicklung des Menschen. In: Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Band XXVIII, herausgegeben von Schütz, J., W. Börner und O. Messerschmidt, pp. 34-47. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1987
- Streffer, Ch.: Wirkung ionisierender Strahlen im niedrigen Dosisbereich. In: Strahlenschutz in Forschung und Praxis. Bd. 32. (Hrsg.: C. Reiners, D. Harder, O. Messerschmidt, G. Fischer), G. Fischer, Stuttgart - Jena - New York 1992, 1-11
- Vogel, H.: Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik und Dosisangaben als Risikosubstrat in der Strahlenschutzdiskussion heute. Röntgenpraxis 46 (1993), 31-34
- Wagner, L.K., B.R. Archer, O.F. Zeck: Conceptus Dose from Two State-of-the-Art CT Scanners. Radiology 159 (1986), 787-792
- Wagner, L.K., L.G. Lester, L.R. Saldana: Exposure of the Pregnant Patient to Diagnostic Radiations. A Guide to Medical Management. J.B. Lippincott Company, Philadelphia, Pennsylvania 1985
- Watson, E. E.: Radiation dose estimates to the human fetal thyroid at various stages of development. J. Nucl. Med. 24 (1983), P95

## Anhang A: Tabellen und Diagramme zur Dosisabschätzung nach dem Quellen- und Bildempfängerkonzept

Tabelle A-1: Bedeutung und Herkunft der zur Abschätzung oder Berechnung benötigten Dosis- und Einflußgrößen für die Röntgendiagnostik

Symbol	Bedeutung	Herkunft	Näherungswert
$t_{w/a}$	Dosisumrechnungsfaktor	DIN 6800 Teil 2, (s. Tab. C1)	1.05
$K_a(I, d_k)$	Röhrenstrombezogene Luftkermaleistung im Fokusabstand $d_k$	Meßwert oder aus Kenndosisleistung $K_{a,100}$	siehe Abbildung 1
$K_E$	Einfalldosis (Luftkerma am Ort des Strahleneintritts in den Patienten ohne Patient)	Meßwert oder aus $P_F, K_B$ oder $K_{a,100}$	
$K_O$	Oberflächendosis (Hautdosis)	$K_O = K_E \cdot \text{Rückstreuungsfaktor}$	
$K_B$	Dosis am Bildempfänger zur Erzeugung eines Bildes	Standarddaten nach RöV §16 bzw. Meßwert mit gewebeäquivalentem Phantom	EK Filmfoliensystem
$K_B$	Dosisleistung am BV-Eingang	siehe $K_B$	
$d_E$	Fokusabstand der Strahlungseintrittsseite der Patientin	aus Untersuchungsdaten	---
$d_B$	Fokusabst. des Bildempfängers	aus Anlagendaten	---
$t$	Durchleuchtungszeit	Aufzeichnung nach § 28 RöV	---
$I_R \cdot t$	Röhrenstrom-Zeit-Produkt	Aufzeichnung nach § 28 RöV Angaben des Untersuchers bzw. Rekonstruktion aus Belichtungstabellen	Tabelle für freie Belichtung
$P_F$	Dosisflächenprodukt	Aufzeichnung nach § 28 RöV	---
$T_a$	Gewebe-Luft-Verhältnis	Anhang C, Tab. C-1-C-6	---
$x_U$	Tiefenlage des Uterus in Strahlungsrichtung gemessen	Maße der Patientin	3/10 Patientendicke bei Strahlungsrichtung a. p.
$S_G$	Geometriefaktor	$(d_B / d_E)^2$	Zielaufn. und Durchl.: 3,0 Übersichtsaufnahme: 2,0
$S_{P,100}$	Patientenschwächungsfaktor bei Hautfeldgröße 100 cm <sup>2</sup>	Anhang A, Tab. A-2	---
$S_{T,100}, S_{T,0}$	Tischschwächungsfaktor	DIN 6815 oder Meßwert	1,5
$S_{R,100}$	Rasterfaktor	Aktueller Meßwert	Normalraster: 2,5 Hartstrahlraster: 3,5
$S_F$	Feldgrößenfaktor	Zusammenfsg. d. Feldgrößenabhängigkeiten von S, T u. R	$S_F=1$ bei Hautfeldern $\geq 100$ cm <sup>2</sup>
$S_{P,0}$	Patientenschwächungsfaktor (streustrahlungsfrei)	Primärstrahlungsdurchlässigkeit von Wasser in Anhang A, Abb. A-2 – A-4	---
$S_{R,0}$	Raster-Schwächungsfaktor	$1/T_P$ in Anhang A, Tab. A-3	1,4 bis 1,6
$\alpha$	Streustrahlungsanteil der bildgebenden Strahlung	Anhang A, Abb. A-5 – A-6 mit Raster - $\Sigma$ aus Tab. A-3	---
$f_U$	Organdosis-Konversionsfaktor	Anhang B, Tab. B-1–B-12	---

Anmerkung: Alle Dosisgrößen in der Röntgendiagnostik, die zur Beschreibung des Nutzstrahlungsfeldes dienen, wie  $K_E, K_O, K_B$  und  $K_{CT}$  sowie  $P_F$  und  $P_L$ , basieren auf der Luftkerma  $K_a$

Tabelle A-2: Patientenschwächungsfaktoren  $S_{p,100}$  (bei 100 cm<sup>2</sup> Eintrittsfeldgröße) in Abhängigkeit von der Patientendicke bei verschiedenen Röhrensparnungen, gemessen an Wasserphantomen

Röhrensparnung	Patienten- bzw Wasserdicke				
	15 cm	20 cm	25 cm	30 cm	35 cm
48 kV	140	410	1200	3000	7200
52 kV	110	300	750	1800	4000
56 kV	85	230	550	1300	2300
63 kV	70	180	400	800	1500
69 kV	57	135	290	580	1000
80 kV	45	100	210	400	680
92 kV	35	76	155	290	430
110 kV	28	58	120	200	280

Tabelle A-3: Typische Werte für die Selektivität  $\Sigma$  von Streustrahlenrastern in Abhängigkeit von der Röhrensparnung und für die reziproke Primärstrahlendurchlässigkeit  $1/T_p$  bei 100 kV nach IEC 60627 (1978); aus [20]

Rastertyp	Raster-Selektivität $\Sigma$			$1/T_p$
	60 kV	75 kV	100 kV	100 kV
Pb 8/40	8,0	7,1	5,2	1,56
Pb 12/40	13,4	12,3	9,5	1,56
Pb 15/80	11,0	8,7	5,4	1,35
Pb 17/70	19,4	15,4	9,7	1,58

Die in der Tabelle angegebenen Rasterdaten gelten für Raster mit Aluminium-Umhüllung und Papier als Schachtmedium. Die reziproke Primärstrahlendurchlässigkeit  $1/T_p$  entspricht dem Schwächungsfaktor  $S_{R,0}$  des Streustrahlenrasters. Sie hängt nur wenig von der Röhrensparnung ab (<10 % für Röhrensparnungen von 60 bis 125 kV).

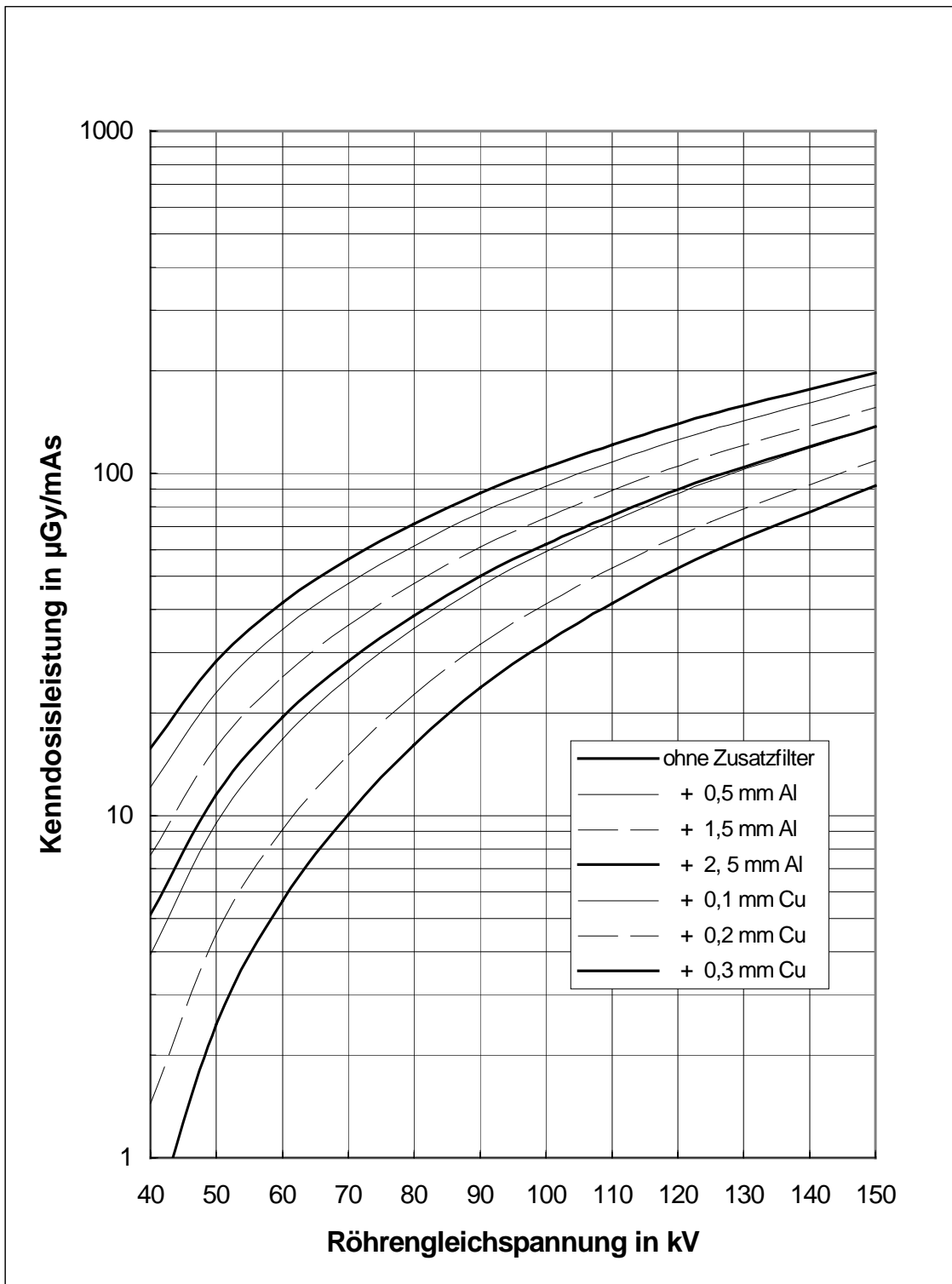


Abbildung A-1 Richtwerte für die Kenndosisleistung von Röntgenstrahlern mit WRe-Anode und 10° Anodenwinkel in 1 m Fokusabstand bei einer Eigenfilterung von 2,5 mm Al und unterschiedlicher Zusatzfilterung für Röhrgleichspannungen von 40 bis 150 kV [20]

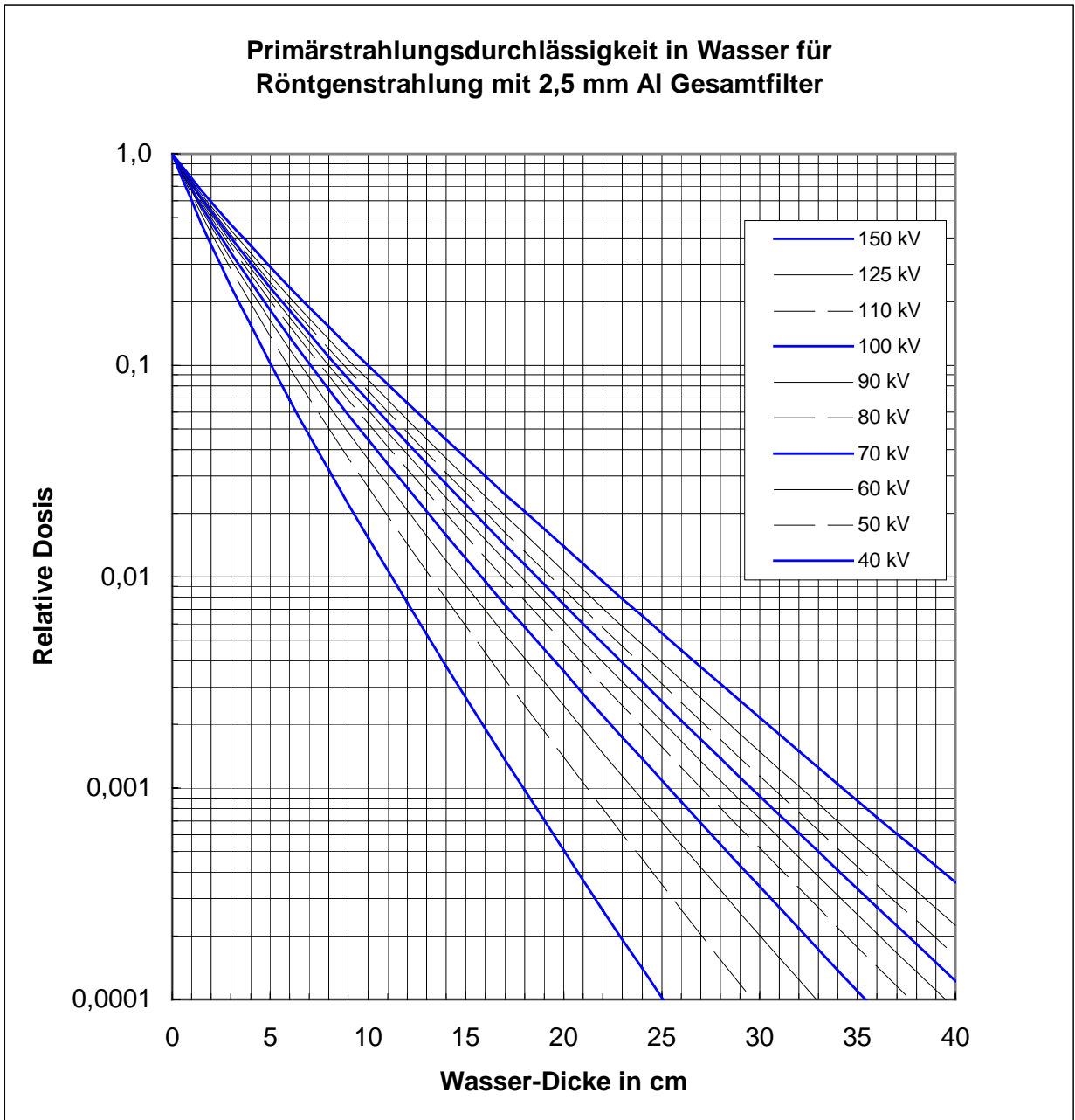


Abbildung A-2: Primärstrahlungstransmission in Wasser für Röntgenstrahlung mit Röhrenspannungen von 40 bis 150 kV und 2,5 mm Al Eigenfilter ohne Zusatzfilter [20]



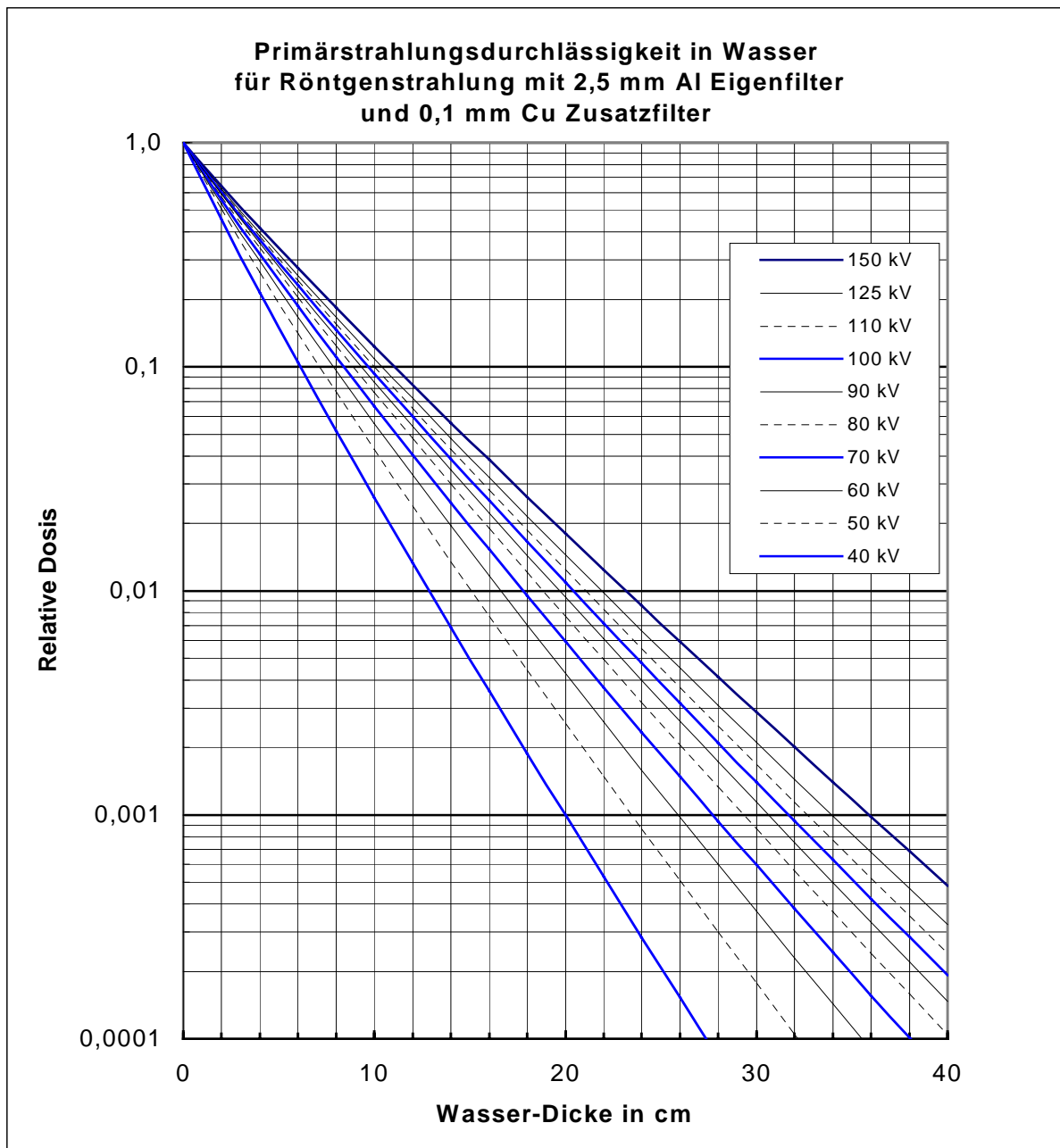


Abbildung A-3: Primärstrahlungstransmission in Wasser für Röntgenstrahlung mit Röhrenspannungen von 40 bis 150 kV und 2,5 mm Al Eigenfilter und 0,1 mm Cu Zusatzfilter [20]

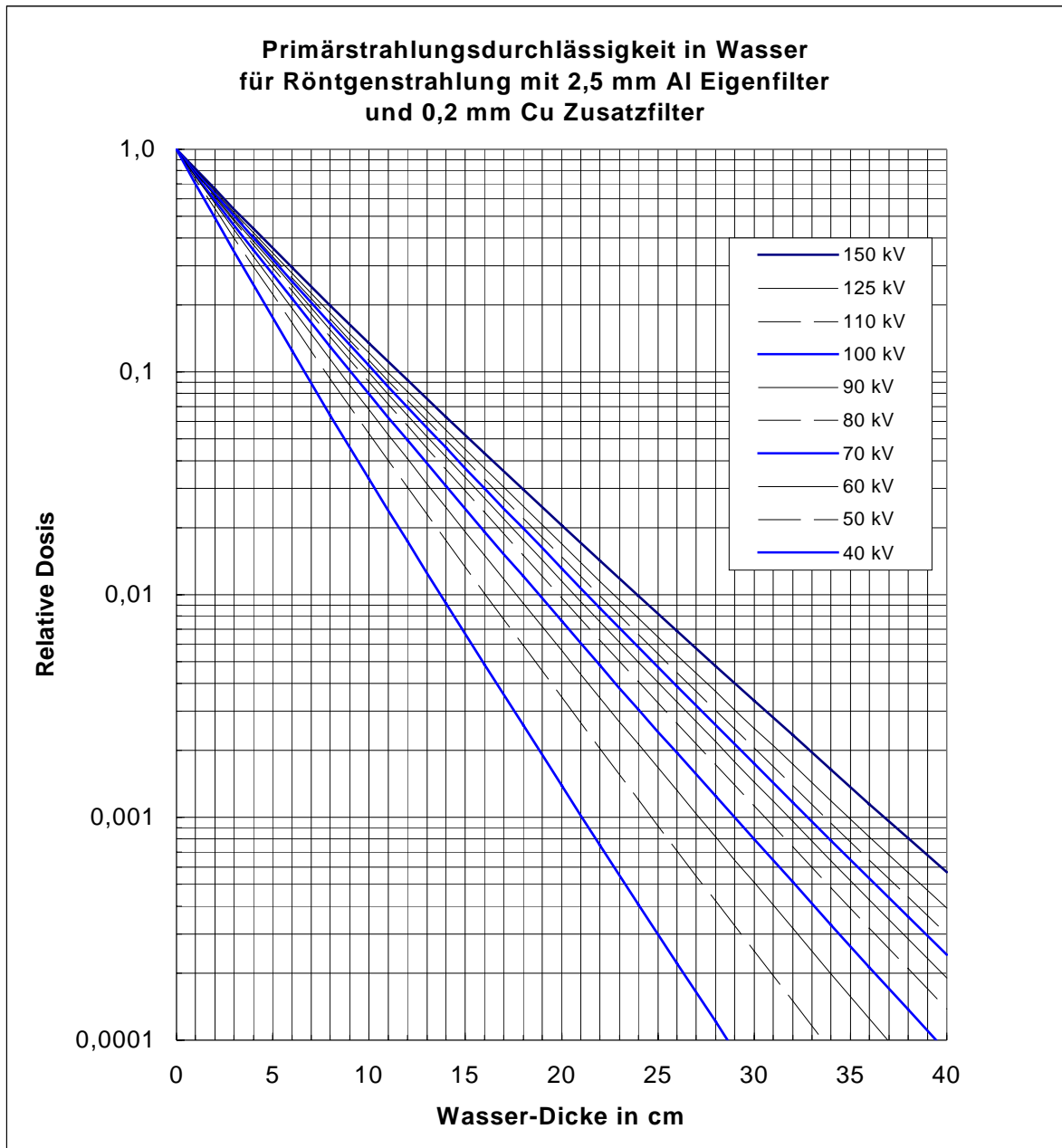


Abbildung A-4: Primärstrahlungstransmission in Wasser für Röntgenstrahlung mit Röhrensparnungen von 40 bis 150 kV und 2,5 mm Al Eigenfilter und 0,2 mm Cu Zusatzfilter [20]

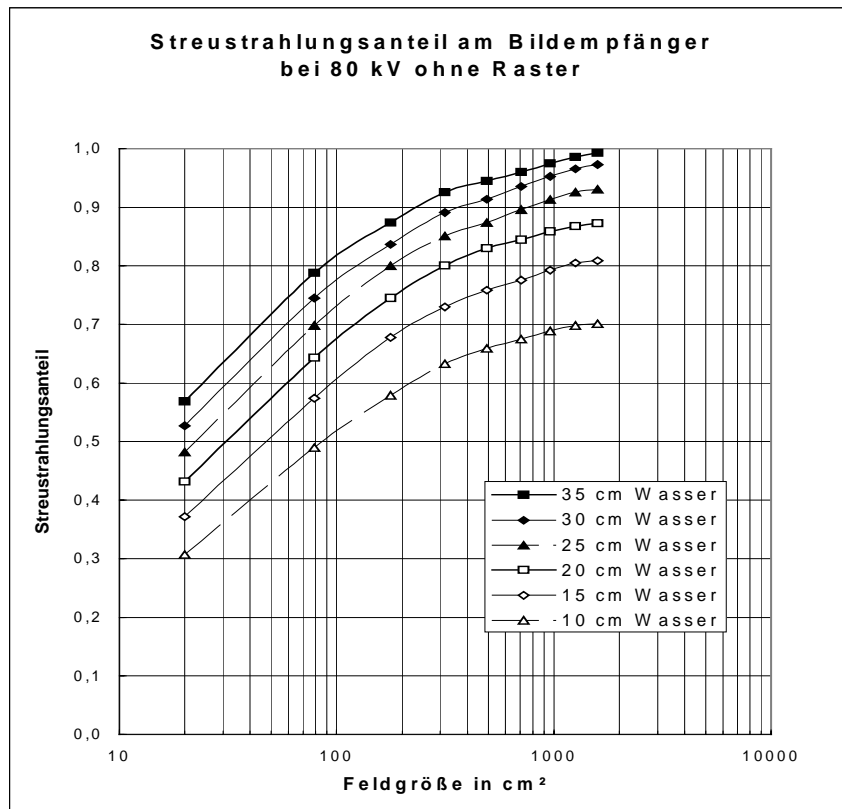


Abbildung A- 5: Streustrahlungsanteil der Nutzstrahlung am Bildempfänger bei 80 kV ohne Raster in Abhängigkeit von Feldgröße und Wasser-Phantomdicke [21]

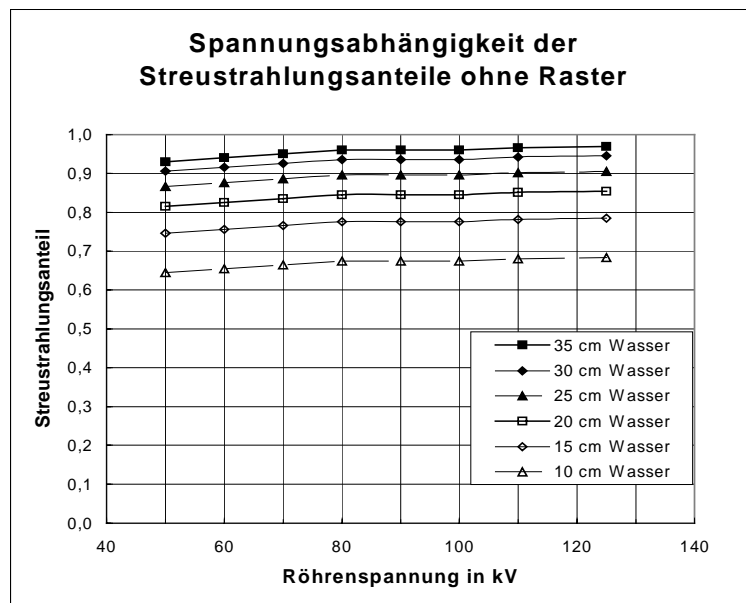


Abbildung A- 6: Spannungsabhängigkeit der Streustrahlungsanteile am Bildempfänger ohne Raster bei mittlerer Feldgröße (ca. 700 cm²) [21]

## Anhang B: Tabellen von Konversionsfaktoren

Tabelle B-1: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der mittleren Uterusdosis aus der Einfalldosis (Luftkerma im Fokus-Haut-Abstand ohne Rückstreuung aus dem Patienten). Bei allen Aufnahmen wird ein Fokus-Film-Abstand von 115 cm angenommen. Die Feldgröße ist durch die Angaben Höhe x Breite beschrieben. (female Phantom EVA) [13], [14].

Untersuchung	Feld cm <sup>2</sup>	f <sub>u</sub> (mSv/mGy)					
		kV	f <sub>u</sub>	kV	f <sub>u</sub>	kV	f <sub>u</sub>
LWS + Kreuzbein a.p.	15 x 40	70	0,28	80	0,33	90	0,38
LWS + Kreuzbein lat.	30 x 40	90	0,08	100	0,08	110	0,09
Kreuzbein a.p.	24 x 24	70	0,30	80	0,35	90	0,41
Kreuzbein lat.	20 x 30	90	0,04	100	0,04	110	0,05
Becken a.p.	40 x 40	70	0,33	80	0,40	90	0,45
Hüftgelenk a.p.	18 x 24	70	0,03	80	0,04	90	0,05
Abdomen a.p.	30 x 40	60	0,24	70	0,30	80	0,36
Harnblase a.p.	24 x 18	60	0,13	70	0,16	80	0,19
Kolon Kontr. p.a. (Übersicht)	30 x 40	90	0,23	110	0,27	130	0,32
Kolon Kontr. p.a. (Zielaufn.)	24 x 30	90	0,04	110	0,05	130	0,07
Kolon Kontr. lat. (Zielaufn.)	24 x 30	90	0,03	110	0,04	130	0,05

Tabelle B-2: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt (der Uterus befindet sich im direkten Strahlenfeld), berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantomdicke:	20,0 cm
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al		

Feldgröße am BV-Eingang	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
10cm x 10cm	1,62	2,02	2,40	2,75	3,06
15cm x 15cm	0,95	1,19	1,42	1,64	1,83
20cm x 20cm	0,66	0,83	0,99	1,14	1,27
25cm x 25cm	0,46	0,59	0,71	0,82	0,92
30cm x 30cm	0,36	0,46	0,55	0,63	0,71
35cm x 35cm	0,27	0,34	0,42	0,49	0,55

Tabelle B-3: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt (der Uterus befindet sich im direkten Strahlenfeld), berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>a.p.</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantomdicke:	20,0 cm
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al		

Feldgröße am BV-Eingang	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
10cm x 10cm	4,01	4,69	5,1	5,86	6,35
15cm x 15cm	2,27	2,67	3,04	3,36	3,65
20cm x 20cm	1,47	1,74	1,99	2,21	2,40
25cm x 25cm	1,02	1,22	1,41	1,58	1,72
30cm x 30cm	0,75	0,91	1,05	1,17	1,28
35cm x 35cm	0,60	0,72	0,83	0,93	1,02

Tabelle B-4: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt (der Uterus befindet sich im direkten Strahlenfeld), berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>85 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>115 cm</b>	Phantomdicke:	20,0 cm
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al		

Feldgröße am BV-Eingang	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
10cm x 10cm	1,43	1,79	2,13	2,44	2,72
15cm x 15cm	0,84	1,06	1,27	1,45	1,62
20cm x 20cm	0,54	0,69	0,83	0,95	1,07
25cm x 25cm	0,39	0,50	0,60	0,70	0,78
30cm x 30cm	0,30	0,38	0,46	0,53	0,60
35cm x 35cm	0,22	0,28	0,34	0,40	0,45

Tabelle B- 5: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt (der Uterus befindet sich im direkten Strahlenfeld), berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>a.p</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>85 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>115 cm</b>	Phantomdicke:	20,0 cm
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al		

Feldgröße BV-Eingang	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
10cm x 10cm	3,44	4,03	4,57	5,05	5,47
15cm x 15cm	1,88	2,23	2,55	2,84	3,09
20cm x 20cm	1,20	1,43	1,64	1,82	1,99
25cm x 25cm	0,84	1,01	1,17	1,30	1,42
30cm x 30cm	0,61	0,74	0,86	0,96	1,05
35cm x 35cm	0,45	0,55	0,64	0,72	0,79

Tabelle B-6: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt (der Uterus befindet sich im direkten Strahlenfeld), berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>lat.</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>95 cm</b>	Phantomdicke:	20,0 cm
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al		

Feldgröße BV-Eingang	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
10cm x 10cm	0,39	0,53	0,67	0,80	0,93
15cm x 15cm	0,27	0,37	0,47	0,57	0,65
20cm x 20cm	0,19	0,26	0,34	0,41	0,47
25cm x 25cm	0,16	0,21	0,27	0,33	0,38
30cm x 30cm	0,13	0,18	0,23	0,28	0,32
35cm x 35cm	0,09	0,13	0,17	0,21	0,24

Tabelle B-7: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt, berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	<b>Feldgröße am BV:</b>	<b>10,0 cm x 10,0 cm</b>
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al	Phantomdicke:	20,0 cm

Abstand Feldmitte zu Uterusmitte	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
0 cm	1,62	2,02	2,40	2,75	3,06
10 cm	0,09	0,13	0,17	0,20	0,23
20 cm	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02
30 cm	< 0,001	0,001	0,001	0,002	0,002

Tabelle B-8: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt, berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	<b>Feldgröße am BV:</b>	<b>15,0 cm x 15,0 cm</b>
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al	Phantomdicke:	20,0 cm

Abstand Feldmitte zu Uterusmitte	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
0 cm	0,95	1,19	1,42	1,64	1,83
10 cm	0,10	0,14	0,18	0,22	0,25
20 cm	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02
30 cm	< 0,001	0,001	0,002	0,002	0,003

Tabelle B-9: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt, berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	<b>Feldgröße am BV:</b>	<b>20,0 cm x 20,0 cm</b>
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al	Phantomdicke:	20,0 cm

Abstand Feldmitte zu Uterusmitte	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt(Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
0 cm	0,66	0,83	0,99	1,14	1,27
10 cm	0,12	0,16	0,20	0,24	0,27
20 cm	0,01	0,01	0,02	0,02	0,03
30 cm	< 0,001	< 0,001	0,001	0,002	0,003

Tabelle B-10: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt, berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	<b>Feldgröße am BV:</b>	<b>25,0 cm x 25,0 cm</b>
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al	Phantomdicke:	20,0 cm

Abstand Feldmitte zu Uterusmitte	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt (Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
0 cm	0,46	0,59	0,71	0,82	0,92
10 cm	0,15	0,20	0,25	0,30	0,34
20 cm	0,01	0,02	0,02	0,03	0,04
30 cm	0,001	0,002	0,002	0,003	0,004

Tabelle B-11: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt, berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	<b>Feldgröße am BV:</b>	<b>30,0 cm x 30,0 cm</b>
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al	Phantomdicke:	20,0 cm

Abstand Feldmitte zu Uterusmitte	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt (Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
0 cm	0,36	0,46	0,55	0,63	0,71
10 cm	0,17	0,24	0,30	0,36	0,41
20 cm	0,01	0,02	0,03	0,03	0,04
30 cm	0,001	0,002	0,004	0,005	0,006

Tabelle B-12: Konversionsfaktoren zur Abschätzung der Uterusdosis aus dem Dosisflächenprodukt, berechnet nach [23].

<b>Projektionsrichtung:</b>	<b>p.a.</b>	<b>Feldgröße am BV:</b>	<b>35,0 cm x 35,0 cm</b>
<b>Fokus-Haut-Abstand:</b>	<b>50 cm</b>	Phantomlänge:	174,0 cm
<b>Fokus-Bildwandler-Abstand:</b>	<b>80 cm</b>	Phantommasse:	71,1 kg
Gesamtfilterung:	2,5 mm Al	Phantomdicke:	20,0 cm

Abstand Feldmitte zu Uterusmitte	Uterusdosis (mSv) / Dosisflächenprodukt (Gy x cm <sup>2</sup> )				
	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV
0 cm	0,27	0,34	0,42	0,49	0,55
10 cm	0,17	0,24	0,30	0,35	0,40
20 cm	0,01	0,03	0,04	0,04	0,05
30 cm	0,001	0,003	0,003	0,004	0,005



**Anhang C: Tabellen von Gewebe-Luft-Verhältnissen [24]**

Tabelle C- 1: Gesamtfilterung 2,6 mm Al; Spannung: 60 kV; Halbwertschichtdicke: 2,2 mm Al

Tiefe cm	Feldgröße cm <sup>2</sup>			
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	30 x 30
0	1.269	1.280	1.280	1.280
1	1.120	1.166	1.166	1.200
2	0,917	0,960	0,965	0,982
3	0,723	0,763	0,770	0,797
4	0,563	0,611	0,623	0,642
5	0,442	0,490	0,502	0,525
6	0,349	0,393	0,405	0,429
7	0,273	0,315	0,326	0,349
8	0,215	0,253	0,263	0,285
9	0,169	0,203	0,213	0,233
10	0,133	0,162	0,170	0,190
12	0,082	0,105	0,110	0,126
14	0,051	0,067	0,072	0,085
16	0,031	0,043	0,046	0,056
18	0,019	0,029	0,030	0,037
20	0,013	0,018	0,021	0,025

Tabelle C- 2: Gesamtfilterung 2,6 mm Al; Spannung: 70 kV; Halbwertschichtdicke: 2,6 mm Al

Tiefe cm	Feldgröße cm <sup>2</sup>			
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	30 x 30
0	1.257	1.303	1.314	1.314
1	1.200	1.246	1.246	1.269
2	1.030	1.061	1.061	1.090
3	0,831	0,875	0,878	0,906
4	0,672	0,711	0,723	0,755
5	0,541	0,584	0,600	0,632
6	0,434	0,480	0,498	0,529
7	0,349	0,394	0,413	0,443
8	0,280	0,325	0,342	0,371
9	0,225	0,266	0,285	0,311
10	0,181	0,218	0,237	0,261
12	0,117	0,147	0,162	0,182
14	0,075	0,099	0,112	0,128
16	0,049	0,067	0,077	0,090
18	0,031	0,045	0,053	0,063
20	0,021	0,031	0,037	0,045

Tabelle C- 3: Gesamtfilterung 2,6 mm Al; Spannung: 80 kV; Halbwertschichtdicke: 3,0 mm Al

Tiefe cm	Feldgröße cm <sup>2</sup>			
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	30 x 30
0	1,303	1,360	1,360	1,360
1	1,246	1,314	1,314	1,314
2	1,070	1,177	1,166	1,166
3	0,885	0,994	0,993	0,989
4	0,722	0,825	0,833	0,840
5	0,591	0,682	0,697	0,715
6	0,483	0,565	0,584	0,609
7	0,395	0,466	0,489	0,518
8	0,323	0,386	0,409	0,441
9	0,265	0,319	0,342	0,375
10	0,216	0,264	0,287	0,319
12	0,145	0,181	0,201	0,231
14	0,097	0,123	0,141	0,167
16	0,065	0,085	0,099	0,121
18	0,043	0,058	0,069	0,088
20	0,029	0,039	0,048	0,064

Tabelle C- 4: Gesamtfilterung 2,6 mm Al; Spannung: 90 kV; Halbwertschichtdicke: 3,5 mm Al

Tiefe cm	Feldgröße cm <sup>2</sup>			
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	30 x 30
0	1,291	1,337	1,371	1,371
1	1,269	1,314	1,349	1,349
2	1,110	1,166	1,211	1,189
3	0,925	0,989	1,040	1,030
4	0,763	0,837	0,887	0,880
5	0,629	0,703	0,753	0,757
6	0,517	0,591	0,640	0,651
7	0,425	0,497	0,544	0,560
8	0,350	0,418	0,462	0,481
9	0,288	0,352	0,392	0,414
10	0,237	0,296	0,333	0,357
12	0,161	0,209	0,241	0,264
14	0,109	0,149	0,174	0,195
16	0,074	0,105	0,125	0,144
18	0,050	0,074	0,090	0,107
20	0,034	0,053	0,065	0,079

Tabelle C- 5 Gesamtfilterung 2,6 mm Al; Spannung: 100 kV; Halbwertschichtdicke: 3,9 mm Al

Tiefe cm	Feldgröße cm <sup>2</sup>			
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	30 x 30
0	1,314	1,371	1,383	1,383
1	1,269	1,349	1,360	1,360
2	1,141	1,246	1,246	1,246
3	0,962	1,061	1,080	1,080
4	0,802	0,907	0,928	0,949
5	0,667	0,770	0,795	0,823
6	0,555	0,654	0,681	0,715
7	0,462	0,555	0,584	0,621
8	0,384	0,471	0,501	0,539
9	0,319	0,400	0,429	0,469
10	0,266	0,341	0,368	0,406
12	0,184	0,245	0,270	0,306
14	0,127	0,176	0,198	0,231
16	0,088	0,127	0,146	0,174
18	0,061	0,093	0,107	0,131
20	0,042	0,066	0,079	0,099

Tabelle C- 6: Gesamtfilterung 2,6 mm Al; Spannung: 120 kV; Halbwertschichtdicke: 4,7 mm Al

Tiefe cm	Feldgröße cm <sup>2</sup>			
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	30 x 30
0	1,326	1,406	1,406	1,429
1	1,326	1,406	1,406	1,474
2	1,166	1,280	1,280	1,349
3	1,021	1,166	1,166	1,246
4	0,869	1,010	1,021	1,090
5	0,729	0,864	0,893	0,955
6	0,614	0,741	0,774	0,835
7	0,517	0,634	0,672	0,730
8	0,434	0,543	0,583	0,638
9	0,365	0,465	0,506	0,558
10	0,307	0,398	0,439	0,488
12	0,218	0,293	0,330	0,373
14	0,154	0,214	0,249	0,285
16	0,109	0,157	0,187	0,218
18	0,077	0,115	0,141	0,167
20	0,055	0,085	0,106	0,128

**Anhang D: Anwendungsbeispiele**

Vorbemerkung:

In diesen Anwendungsbeispielen soll lediglich die Anwendung der Tabellen und Rechenverfahren demonstriert werden. Aus diesem Grunde mußten teilweise unrealistische Parameter eingesetzt werden.

**Tabelle D- 1: Stufe I, grobe Abschätzung nach Tab. 4-1 und 4-2****1. Fall: mitteldicke Patientin**

Exposition	Dosis in mSv
1 Übersichtsaufnahme a.p. mit Streustrahlenraster	3,0
2 Aufnahmen a.p. vom Bildverstärker	1,2
1 Übersichtsaufnahme seitlich mit Streustrahlenraster	8,0
Gesamtdosis	12,2

**2. Fall: dünne Patientin**

Exposition	Dosis in mSv
3 min Durchleuchtung a.p. mit BV-Fernsehkette	18,0
2 Zielaufnahmen a.p. unter Durchleuchtungsbedingungen	6,0
Gesamtdosis	24,0

Im zweiten Fall ist also entsprechend dem 3-Stufen-Konzept eine genauere Abschätzung nach Stufe II erforderlich.

**Tabelle D- 2: Stufe II, Abschätzung nach dem Quellenkonzept mit Gewebeluftverhältnissen**

Expositionsbedingungen für 12 Aufnahmen (hypothetische Annahme für dieses Beispiel)

Fokus-Haut-Abstand	100	cm
Uterustiefe	10	cm
Feldgröße in Uterustiefe	20 x 20	cm <sup>2</sup>
Röhrenspannung	80	kV
Gesamtfilterung	2,6	mm Al
Gewebe-Luft-Verhältnis nach Tab. B3	0,287	
Luftkermaleistung in 100 cm Fokusabstand	4,2	mGy/(min·mA)
Dosisumrechnungsfaktor	1,05	
Röhrenstromzeitprodukt pro Aufnahme	100	mAs

Daraus ergibt sich als Dosis am Uterus für eine Aufnahme nach Gl. (5.12):

$$D_U = 4,2 \cdot \left( \frac{100}{100+10} \right)^2 \cdot 1,05 \cdot \frac{1}{60} \cdot 100 \cdot 0,287 = 1,74 \quad \text{mGy.}$$

Somit ist die Gesamtdosis am Uterus mit einem Dosisumrechnungsfaktor für diese Strahlungsqualität von 1,0

$$H_U = 1,0 \cdot D_u = 1,0 \cdot 12 \cdot 1,74 = 20,9 \quad \text{mSv}$$

**Tabelle D- 3: Stufe II, Abschätzung nach dem Bildempfängerkonzept mit Gewebeluftverhältnissen**

Durchleuchtung			
Dosisleistung am BV-Eingang	25	µGy/min	
Durchleuchtungszeit	3,5	min	
Röhrenspannung	69	kV	
Gesamtfilterung	2,6	mm Al	
Fokus-Haut-Abstand	50	cm	
Fokus-BV-Abstand (geschätzt) (= FHA+Patientendicke+5cm Airgap)	80	cm	(mit diesem geschätzten Fokus-BV- Abstand wird $S_G = 2,56$ )
Hautfeldgröße	15 x 15	cm <sup>2</sup>	
Patientendicke	25	cm	
Uterustiefe	10	cm	
Gewebe-Luft-Verhältnis nach Tab. D-2	0,218		
Dosisumrechnungsfaktor	1,05		
Schwächungsfaktor S	nach Gl. 5.4		nach Gl. 5.5 und 5.6
Geometriefaktor $S_G$ *)	$S_G$	3,0	$S_G$ 3,0
Patientenschwächungsfaktor	$S_{P,100}$ (Tab. A-1)	290	$S_{P,0}$ (Abb. A-2) 909
Tischschwächungsfaktor *)	$S_{T,100}$	1,5	$S_{T,0}$ 1,5
Rasterfaktor (Normalraster) *)	$S_{R,100}$	2,5	$S_{R,0}$ 1,5
Feldgrößenfaktor	$S_F$ *)	1,0	$(1-\alpha')$ 0,5
			mit $\alpha$ aus Abb. A-6 und $\Sigma$ aus Tab. A-3
Gesamt-Schwächungsfaktor S		3262	3068
$K_E$ nach Gl. 5.3	243,6	mGy	229,1 mGy
$H_U$ nach Gl. 5.12 und 5.16	38,7	mSv	36,4 mSv

\*) Bei Stufe II sind Näherungswerte nach Tab. A-1 ausreichend

**Tabelle D- 4: Stufe II, Abschätzung nach Quellen- und Konversionsfaktorenkonzept**

15 Aufnahmen des Abdomens a.p.:

Fokus-Haut-Abstand	100	cm
Feldgröße	30 x 40	cm <sup>2</sup>
Röhrenspannung	70	kV
Luftkermaleistung in 100 cm Abstand vom Fokus	3,3	mGy/(min·mA)
Dosisumrechnungsfaktor	1,05	
Röhrenstromzeitprodukt It pro Aufnahme	100	mAs
Konversionsfaktor n. Tab. A-3	0,3	mSv/mGy

$$H_E = 3,3 \cdot \left(\frac{100}{100}\right)^2 \cdot 1,05 \cdot \frac{1}{60} \cdot 100 \cdot 0,3 = 1,73 \quad \text{mSv}$$

Die Gesamtdosis am Uterus ist also, weil beim Konversionsfaktorenkonzept direkt die Äquivalentdosis berechnet wird

$$H_U = 15 \cdot 1,73 = 26,0 \quad \text{mSv}$$

**Tabelle D- 5: Computertomographie: Abschätzung der Uterusdosis nach Stufe II**

Spiral-CT-Untersuchung in der Körperregion von Kreuzbein bis Steissbein

Gerät: Siemens AR.HP

Parameter	Wert des Parameters	Bemerkungen
Röhrenspannung	140 kV	
Nominelle Schichtdicke	5 mm	
Tischvorschub pro Rotation	5 mm	
mAs-Produkt	3960 mAs	gesamte CT-Untersuchung Kreuzbein bis Steissbein
Scanlänge	90 mm	
mAs-Produkt pro Rotation	220 mAs	

Mittlere Luftkerma in der Systemachse (s. Tab. 5-1)

$${}_{100}K_{CT} = 33,5 \text{ mGy} / 100 \text{ mAs} ;$$

mit Gleichung (5.18) folgt dann

$$K_{CT} = (33,5 \text{ mGy} / 100 \text{ mAs}) \cdot 220 \text{ mAs} = 73,7 \text{ mGy}$$

Organdosiskonversionsfaktoren (s. Tab. 5-2)

Höhe im Phantom z (cm)	$f_{\text{Uterus}}$ (mSv/mGy) für Strahlungsqualität A
17 – 18	0,0211
16 – 17	0,0260
15 – 16	0,0316
14 – 15	0,0576
13 – 14	0,0925
12 – 13	0,0921
11 – 12	0,0462
10 – 11	0,0312
9 – 10	0,0241

mit Gleichung (5.17) folgt dann

$$H_U = K_{CT} \sum f_{\text{Uterus}}(z)$$

$$H_U = 73,7 \cdot (0,0211 + 0,0260 + 0,0316 + 0,0576 + 0,0925 + 0,0921 + 0,0462 + 0,0312 + 0,0241) \text{ mSv}$$

$$H_U = 73,7 \cdot 0,422 \text{ mSv}$$

Somit ergibt sich eine Uterusdosis von  $H_U = 31,1 \text{ mSv}$ .

**Anhang E: Checkliste der zur Dosisabschätzung benötigten Daten****A) Patientin**

Name, Vorname ..... geb. am: .....  
Durchmesser in ap-Richtung:..... cm  
Durchmesser seitlich:..... cm  
Zeitpunkt der Untersuchung p.c.:.....  
Art der Untersuchung:.....  
Tiefenlage des Uterus in a. p. Richtung:.....cm

**B) Projektionsradiographie**

Aufnahmen, bei denen der Uterus im direkten Strahlengang gelegen hat:  
Angaben zum Dosis-Flächen-Produkt  
Anzahl und Art der Aufnahmen (wie in Tab. 4.1)  
Aufnahmespannung und Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt)  
Abschaltdosis  
Aufnahmeformat bzw. BV-Format  
Fokus-Film- und Fokus-Oberflächenabstand  
Projektionsrichtung  
Streustrahlenraster  
Empfindlichkeitsklasse der Film/Folienkombination

Durchleuchtung  
Angaben zum Dosis-Flächen-Produkt  
Art der Helligkeitsregelung  
Durchleuchtungszeit  
Anteil der Durchleuchtungszeit, bei der der Uterus im direkten  
Strahlengang gelegen hat  
BV-Format  
Dosisleistung am BV-Eingang  
Projektionsrichtung  
Streustrahlenraster  
Fokus-Oberflächen- und Fokus-BV-Abstand  
Angaben zur Feldgröße

**C) CT-Untersuchung**

Scanbereich an der Patientin  
Röhrenspannung  
Nominelle Schichtdicke  
Tischvorschub/Rotation  
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs-Produkt)/Rotation  
Anzahl Schichten/Scanlänge  
Einfach- oder Mehrfachuntersuchung

Dieser Bericht wurde vom Arbeitsausschuß A20 (Pränatale Strahlenexposition) der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik in Zusammenarbeit mit der Arbeitsgemeinschaft Physik und Technik der Deutschen Röntgengesellschaft unter Mitwirkung der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin und der Deutschen Gesellschaft für Radionuklidphysik erstellt.

Mitarbeiter:

Dr. J. Dierker, Erlangen,  
(DGMP)

Dr. W. Eschner, Köln,  
(DGMP – DGN)

Dr. D. Gosch, Leipzig,  
(DGMP)

Prof. Dr. Th. Herrmann, Dresden  
(DRG – DEGRO)

Prof. Dr. H.-K. Leetz , Homburg,  
(DGMP-DRG-DEGRO)( federführend)

Dipl.-Ing. H. Lenzen, Münster,  
(DGMP – DRG)

Dipl.-Phys. W. Panzer, Neuherberg

Prof. Dr. M. Säbel, Erlangen,  
(DGMP-DRG)

PD Dr. H. Seifert, Homburg,  
(DGMP – DRG)

Prof. Dr. Ch. Streffer, Essen,  
(DRG)

Dr. M. Wucherer, Nürnberg,  
(DGMP – DRG)