
I Einleitung - Stand der Forschung - Ziel der Arbeit

I.1 Dosimetrie

Allgemein kann in der Dosimetrie zwischen der Messung des physikalischen Prozesses der Ionisation und der Bestimmung der daraus abgeleiteten biologischen Strahlenwirkung unterschieden werden.

Zur Messung der übertragenen Energie wurden verschiedene Konzepte erstellt. Die Einfalldosis gibt die frei in Luft gemessene Energiedosis D in Gray [Gy] an. Die Oberflächendosis (= Hautdosis) ist die Dosis, die am Strahleneintritt des Patienten unter Einbeziehung der aus dem Körper rückemittierten Streustrahlung gemessen wird. Die Organdosis beschreibt die in einem Organ absorbierte Energie bezogen auf die Masse des Organs. Deren Meßgröße ist die Äquivalentdosis H [mSv], bei der die Strahlenart berücksichtigt wird.

Die Aussagekraft dieser Größen in Bezug auf das Strahlenrisiko ist begrenzt. Für die Wertung der biologischen Strahlenwirkung wurden unterschiedliche Modelle entwickelt (z. B. Erythemdosis, Dosis des kritischen Organs, effektive Äquivalentdosis, Effektive Dosis). Faktoren, die die biologische Wirkung einer Strahlung bestimmen, sind vor allem die Energiedosis, die Strahlenart, die Strahlensensibilität des Gewebes und die Feldgröße.

I.1.1 Effektive Dosis

Das momentan gültige Konzept zur Beschreibung der biologischen Wirkung einer Strahlenexposition ist das der Effektiven Dosis E [1]. Bei dieser Größe wird der Tatsache Rechnung getragen, daß die Strahlenqualität das Ausmaß der Gewebereaktion beeinflusst und daß verschiedene Gewebe unterschiedliche Strahlenempfindlichkeiten aufweisen. Ausgangsgröße ist die Energiedosis. Sie gibt die durch die Strahlung auf das Gewebe übertragene Energie an und wird in der Regel für ein bestimmtes Organ („Organdosis“) gemessen oder berechnet. Nach Multiplikation mit einem Strahlungswichtungsfaktor (Qualitätsfaktor q) resultiert die Äquivalentdosis, welche die Energiedosis unter Berücksichtigung der biologischen Wirksamkeit der Strahlen wichtet. Für die in der Röntgendiagnostik verwendete Strahlung ist der Strahlungs-

wichtungsfaktor = 1. Durch Multiplikation der Äquivalentdosis mit einem organspezifischen Gewebewichtungsfaktor (Tabelle I-1) werden die gewichteten Organdosen errechnet.

Organ	Wichtungsfaktor w_T
Gonaden	0,2
Knochenmark	0,12
Kolon	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Ösophagus	0,05
Schilddrüse	0,05
Knochenoberfläche	0,01
Haut	0,01
übrige Organe und Gewebe	0,05

Tabelle I-1: Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 60 [1]

Der Gewebewichtungsfaktor (w_T) berücksichtigt die unterschiedliche Strahlensensibilität der Gewebe. Die Summe der gewichteten Organdosen der in Tabelle I-1 gelisteten Organe ergibt die Effektive Dosis einer Untersuchung (vgl. Gleichung 1).

$$E = \sum_{i=1}^n (D_i q) w_{Ti}$$

D = Energiedosis [mGy], q = Qualitätsfaktor, w_T = Wichtungsfaktor

Gleichung 1: Berechnung der Effektiven Dosis E [mSv].

Zur Bestimmung der Energiedosis von Organen bei bestimmten Untersuchungen werden mathematische Berechnungsmodelle (z. B. MIRD [2]) oder Phantommessungen (z. B. mit anthropomorphen Phantomen) eingesetzt. Aufgrund der Komplexität der Bestimmung der Effektiven Dosis kann diese Größe zur strahlenschutztechnischen Überwachung während des Routinebetriebes nicht unmittelbar eingesetzt werden.

1.1.2 Dosis-Flächen-Produkt

Das Dosis-Flächen-Produkt (DFP) beschreibt den Umfang der „Strahlenmenge“, welcher der Patient ausgesetzt wird. Es ist strenggenommen keine Dosismaßeinheit, sondern ein Hybridparameter, das DFP bietet aber im Hinblick auf Praktikabilität und den Vergleich mit anderen Untersuchungen eine einfache und genaue Möglichkeit, die Patientenexposition abzuschätzen.

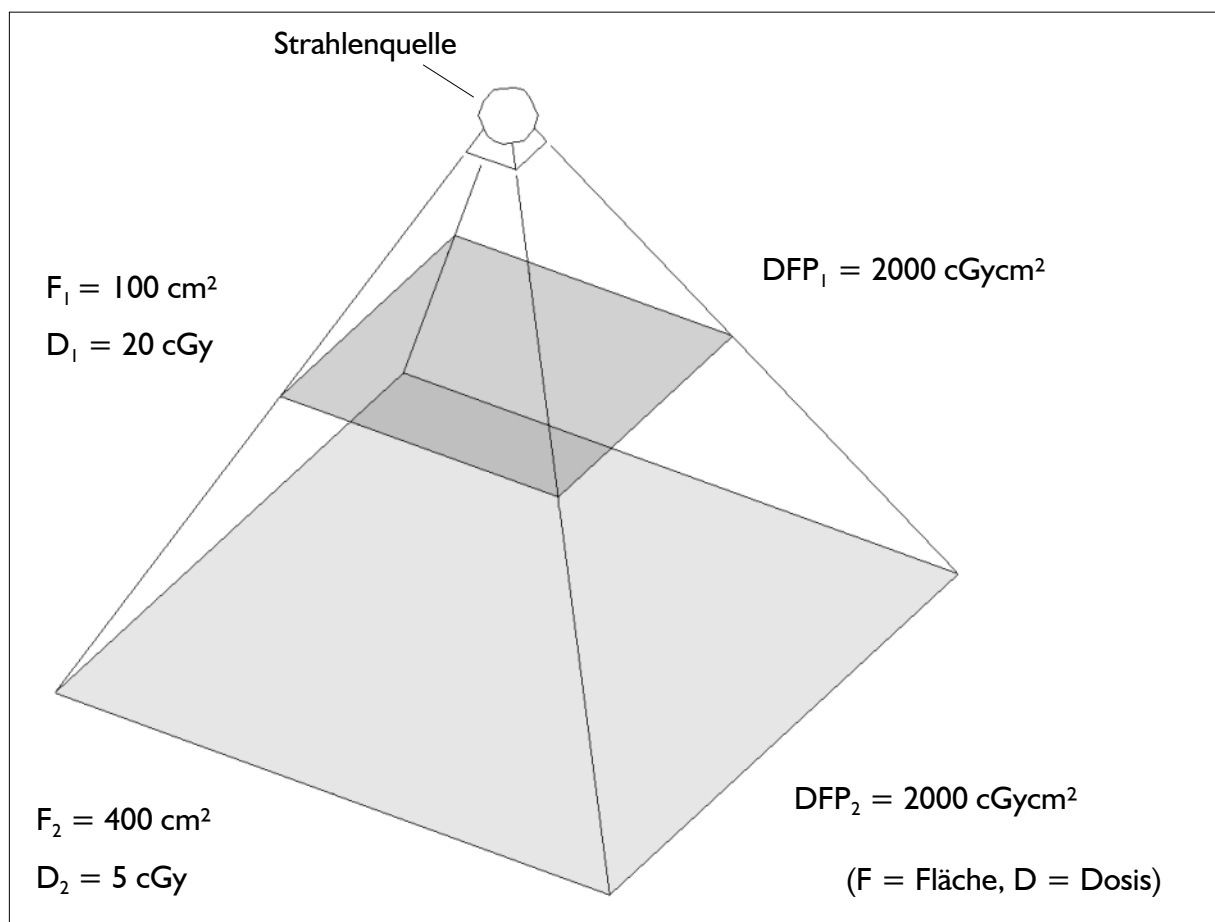


Abbildung 1-1: Dosis-Flächen-Produkt (Graphik zur Illustration der Abhängigkeit vom Abstands-Quadrat-Gesetz)

Das Abstands-Quadrat-Gesetz ist die Grundlage des DFP. Da sich die Dosis [cGy] mit dem Abstand von der Strahlenquelle quadratisch verringert und die Feldgröße [cm²] sich im gleichen Ausmaß vergrößert, ist das Dosis-Flächen-Produkt [cGy·cm²] praktisch vom Meßort unabhängig (Abbildung I-1). In der konventionellen Projektionsradiographie haben sich Konversionsfaktoren zur Bestimmung der Effektiven Dosis aus dem Dosis-Flächen-Produkt [mSv/cGy·cm²] etabliert [3, 4].

I.1.3 Durchleuchtung

Bei einem Durchleuchtungsgerät wird die für die Bildgebung benötigte Energie von der Bildverstärker-Eingangsdosisleistung [$\mu\text{Gy}/\text{sec}$] bestimmt. Sie ist die Stellgröße in dem Regelkreis der automatischen Belichtungskontrolle. Ist die den Körper durchdringende Energie für die Bildgebung zu gering, so werden die Regelgrößen Aufnahmespannung [kV] und/oder Röhrenspannung [mA] erhöht und umgekehrt. Da Durchmesser und Beschaffenheit der durchstrahlten Körperregion bei durchleuchtungsgestützten Untersuchungen ständig wechseln können, ist die Aufnahmespannung oder der Röhrenstrom hier kein zuverlässiger Parameter zur Berechnung einer Dosisgröße. Veränderungen dieser Größen schlagen sich jedoch im DFP nieder. Die Strahlenexposition bei einer Durchleuchtungsuntersuchung wird untersucherabhängig durch die Durchleuchtungsdauer und die Einstellung der Tiefenblende beeinflusst, als weitere Faktoren sind die Art und Verwendung eines Streustrahlenrasters und die Größe der Apertur des Fernsehkameraobjektivs zu nennen [5, 6]. Bei digitaler Bildakquisition ist unter Benutzung des „last-image-hold“-Modus eine Reduktion der applizierten Dosis gegenüber konventionellen Kassettenbildern zu erreichen [7]. Für durchleuchtungsgestützte Untersuchungen hat sich die Messung des Dosis-Flächen-Produkts als praktikable und ausreichend exakte Methode zur Beschreibung der Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik durchgesetzt [8].

1.1.4 Thermolumineszenzdosimetrie

Bei der Thermolumineszenzdosimetrie werden Elektronen bestimmter Materialien (z. B. LiF- oder CaF₂-Kristalle) durch ionisierende Strahlung in einen erhöhten Energiezustand versetzt. Durch Erhitzung des Kristalls kehren die Elektronen in den ursprünglichen Energiezustand zurück und setzen die Energie in Form von Lichtquanten frei. Die emittierte Lichtmenge ist proportional der während der Ionisation aufgenommenen Energiemenge. Mittels Quantifizierung des emittierten Lichtes kann auf die applizierte Ionisationsenergie geschlossen werden. Die Thermolumineszenzdosimetrie ermöglicht es, Dosen im Bereich von wenigen μGy bis zu mehreren Gy zu messen. Die Dosimeter sind in verschiedenen Formen und Größen (Pulver, Stäbchen, Plättchen) erhältlich und stellen bei der Dosimetrie mit Phantomen die Methode der Wahl dar [9, 10].

1.2 Kontrastdarstellung des Dünndarms

1.2.1 Indikationen und Varianten

Die Doppelkontrastuntersuchung des Dünndarms hat ihren festen Platz in der radiologischen Diagnostik des Gastrointestinaltrakts [11]. Ihren Einsatz findet sie in erster Linie bei der Detektion und Verlaufskontrolle der chronischen entzündlichen Darmerkrankungen (v. a. M. Crohn) [12, 13] und bei Verdacht auf Stenosierung durch Obstruktion oder Kompression [14]. Weiterhin wird die Enteroklysis bei der Lokalisation von Tumoren und anderen potenziellen Blutungsquellen [15, 16] und bei Malabsorption [17, 18] eingesetzt.

Verschiedene Varianten der Kontrastmitteluntersuchung des Dünndarms kommen zur Anwendung [19]. Sie unterscheiden sich in der Applikationsart des Kontrastmittels (oral versus via Jejunalsonde), in der Aufnahmetechnik (Übersichtsaufnahmen, Durchleuchtung und durchleuchtungsgezielte Aufnahmen, Tomographie), in der Art und Konzentration des positiven Röntgenkontrastmittels und in der Erzeugung des Doppelkontrastes (mit Luft, Wasser, Methylzellulose oder Brausekapseln).

Die Anfänge der radiologischen Dünndarmdiagnostik sind bis in das Jahr 1911 zurückzufolgen; damals beschrieb Cole [20] die sondengestützte Monokontrastdarstellung des Duodenums. Tabelle 1-2 gibt einen Überblick über die Entwicklung der radiologischen Verfahren

zur Dünndarmbeurteilung. Wichtigen Einfluß auf die Technik hatten vor allem Pesquera [21] und Pansdorf [22], die die Grundformen der heute am häufigsten angewendeten Verfahren vorstellten.

Autor	Methode
Cole [20]	Monokontrastdarstellung des Duodenums mit geblockter Einhornsonde (1911)
Pribram [23]	Pneumoduodenographie mittels Sonde. Erste Doppelkontrastdarstellung (1927)
Pesquera [21]	Sondenverfahren zur Darstellung des Dünndarms mit verdünntem Kontrastmittel (1929)
Pansdorf [22]	Fraktionierte Dünndarmpassage (1931)
Ghélew und Mengis [24]	Doppelkontrast durch Thoriumoxid und Luft (1938)
Gershon-Cohen und Shay [25]	Doppelkontrast durch Barium und Luft mittels Sonde (1939)
Schatzki [26]	Monokontrast mit verdünntem Kontrastmittel über Sonde (1943)
Greenspon und Lentino [27]	Retrograde Dünndarmdarstellung (1960)
Scott-Harden et al. [28]	Doppelkontrast mit Barium und Wasser über Koaxialsonde (1961)
Trickey et al. [29]	Doppelkontrast mit Barium und Äthylzellulose (1963)
Miller [30]	Retrograder Kontrastmittel-Einlauf (1965)
Bilbao et al. [31]	Entwicklung einer flexiblen Duodenalsonde (1967)
Sellink [32]	Bilbao-Dotter-Sonde, verdünntes Barium, Doppelkontrast mit Wasser (1971)
Herlinger [33]	Wie Sellink [32], jedoch Methylzellulose zur Doppelkontrastierung (1978)
Klöppel et al. [34]	CT-Sellink (1992)
Klein und Günther [35]	Säureresistente Brausekapseln zur Doppelkontrastierung bei der Monokontrast-Verfolgungspassage (1993)
Shoenut et al. [36]	MR-Enteroklysma bei chronischen entzündlichen Darmerkrankungen (1993)

Tabelle I-2: Historische Entwicklung der Dünndarmradiographie (Übersicht)

1.2.2 Doppelkontrastdarstellung des Dünndarms

Im deutschsprachigen Raum wird vor allem die Doppelkontrastuntersuchung mit Sonde (nach Sellink [32], modifiziert nach Herlinger [33]) bevorzugt, während im angloamerikanischen Sprachraum vornehmlich die Monokontrast-Verfolgungspassage mit intermittierenden Übersichtsaufnahmen und gezielten Kompressionsaufnahmen („small bowel follow through“) durchgeführt wird.

Die Durchleuchtungstechnik gewährleistet die unmittelbare Beurteilung der Darmperistaltik und des Kontrastmitteltransports. Im Gegensatz zur Monokontrastdarstellung, bei der das Lumen, die Peristaltik und die Passagezeit bewertet werden, läßt die Doppelkontrastuntersuchung zusätzlich eine umfassende Beurteilung der Schleimhaut zu.

1.2.3 Kontraindikationen und Komplikationen

Als Kontraindikationen der Barium-Intestinographie gelten die Kolonobstruktion und die Perforation. Bei Verdacht auf Perforation kann eine Monokontrastuntersuchung mit wasserlöslichem Kontrastmittel versucht werden [37]. Komplikationen können sowohl während der Intubationsphase (Provokation von Brechreiz, Insertion der Sonde in die Nasennebenhöhlen oder in die Trachea) als auch bei der Kontrastmittelinfusion (Emesis) eintreten. Selten gelingt die Intubation des Duodenums ohne Durchleuchtungskontrolle. Bei unklarer Lage der Sonde und zur Verifikation ihrer Position wird durchleuchtet. Rödl et al. [38] berichten über eine Emesis-Rate von 3,2 % bei korrekter Sondenlage und von 26,8 % bei insuffizienter Sondenplatzierung. Die sondenbedingte Perforation als seltene, aber schwerwiegende Komplikation haben Davis [39], Ginaldi [40] und Diner [41] beobachtet.

1.2.4 Alternativen und Stellenwert

Als alternative Untersuchungstechniken kommen Magnetresonanztomographie, Computertomographie, Szintigraphie und Ultraschall in Betracht. Die CT-Sellink-Untersuchung wird vor allem bei der Frage nach Dünndarmobstruktion [42, 43, 44], aber auch bei chronischen entzündlichen Darmerkrankungen [45, 46] mit Erfolg eingesetzt. Das MR-Enteroklysma wurde von Umschaden et al. [47] und Holzknecht et al. [48] bei Morbus Crohn bzw. bei Ver-

dacht auf eine chronisch entzündliche Darmerkrankung angewendet. Darüber hinaus wurde die Aussagekraft der Kernspintomographie bei Dünndarmobstruktion von Holzknecht et al. [48] und Regan et al. [49] geprüft.

Zur Blutungsquellensuche wird neben der Angiographie auch die Szintigraphie mit radioaktiv markierten Erythrozyten eingesetzt. Die Sonographie findet gelegentlich Anwendung bei Verdacht auf eine Dünndarmobstruktion [50]. Der endoskopischen Untersuchung des Dünndarms sind aufgrund der Länge und der variablen Lage Grenzen gesetzt.

Bei Verdacht auf M. Crohn und zu dessen Verlaufskontrolle wird die konventionelle Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung als Goldstandard der radiologischen Untersuchungstechnik angesehen [12, 51]. Bei der Bewertung der Peristaltik und von Schleimhautveränderungen bezüglich Malabsorption [17, 18] nimmt das Enteroklysma eine herausragende Stellung ein. Neben der Angiographie und der Szintigraphie stellt die Dünndarmkontrastuntersuchung mit Sonde eine weitere Möglichkeit zur Lokalisationsdiagnostik bei intestinaler Blutung unklarer Lokalisation dar [16]. Bei Verdacht auf eine Stenose im Bereich des Dünndarms liegt der Vorteil der Schnittbildverfahren vor allem darin, daß das den Dünndarm umgebende Gewebe mitbeurteilt werden kann [52]. Bender et al. [43] sehen bei Obstruktion und bekanntem oder vermutetem Malignom eher eine Indikation zur CT-Sellink-Untersuchung. Bei funktionellen Stenosen kann die Durchleuchtungsuntersuchung aufgrund des größeren zeitlichen Rahmens aufschlußreicher sein, was für die Operationsindikation von Bedeutung ist. Enteroklysis und Computertomographie sind - abhängig von der Fragestellung - als einander ergänzende Methoden zu betrachten [53].

Nach Prüfung von 371 Patienten, bei denen ein Enteroklysma und eine Laparotomie mit histologischer Diagnosesicherung durchgeführt wurde, berichten Dixon et al. [54] über eine Sensitivität von 94,4 % und Spezifität von 90 %. Rödl et al. [38] beschreiben eine Sensitivität von 85 % und eine Spezifität von 96,7 % (n = 737) und weisen auf die Bedeutung des Dünndarmdoppelkontrasteinlaufs zur Ausschlußdiagnostik hin. Diese Empfehlung gründet auf einem negativen Vorhersagewert von 91,5 %; bei Dixon et al. [54] errechnet sich hierfür ein Wert von 90,4 %. Maglante et al. [51] bestimmten an 138 Patienten, bei denen der Verdacht auf M. Crohn bestand, eine Sensitivität von 100 %, eine Spezifität von 98,3 % und eine Genauigkeit von 99,3 %.

I.2.5 Dosimetrie der Dünndarmradiographie

Es gibt in der Literatur nur wenige klinische Arbeiten, die sich mit der Dosimetrie des Enteroklysmas beschäftigen. Dabei wurden unterschiedliche Meßmethoden gewählt. Das Dosis-Flächen-Produkt bei Dünndarmdoppelkontrastuntersuchungen wurde von Geiter und Fuchs [55], Trüber und Fuchs [56, 57], Rödl et al. [38], Bernstein et al. [58], Warren-Forward et al. [59] und Ruiz-Cruces et al. [60] bestimmt. Neben der Messung des Dosis-Flächen-Produkts wurden von Salomonowitz et al. [61] und Thoeni und Gould [62] Messungen der applizierten Dosis mittels Thermolumineszenzdosimetern vorgenommen. Ott et al. [63] berechneten die Exposition aus der Durchleuchtungszeit und den Zielaufnahmen (Zahl, Format). Die Arbeiten von Ruiz-Cruces et al. [60] und Keske et al. [64] führen berechnete Organdosen auf. Für die Monokontrast-Enteroklysis ermittelten Hart et al. [65] die Effektive Dosis durch Summation der einzelnen Effektivdosiswerte der jeweiligen Projektionsaufnahmen. Der Dosisanteil der Durchleuchtung wurde durch Übertragung der Dosiswerte der Projektionsaufnahmen geschätzt.

I.3 Problemstellung

I.3.1 Messung der Organdosis von Gonaden und Uterus beim Enteroklysm

Bei der Enteroklysis ist mitunter mit einer verhältnismäßig hohen Strahlenexposition zu rechnen. Mit der Messung des DFP kann nur eine relative Aussage über die Abschätzung der applizierten Dosis gemacht werden. In der Literatur ist die Ermittlung von Organdosen bei der durchleuchtungsgestützten Intestinographie bisher anhand von Berechnungen beschrieben. In dieser Arbeit erfolgt die Messung der Gonaden- und Uterusdosen mittels Thermolumineszenzdosimetern bei an einem anthropomorphen Phantom simulierten Untersuchungen. Parallel wird das Dosis-Flächen-Produkt dokumentiert.

I.3.2 Bestimmung von Konversionsfaktoren

Konversionsfaktoren finden breite Anwendung in der konventionellen Projektionsradiographie zur Schätzung von Organdosen. In diesem Teil der Arbeit wird der Zusammenhang zwischen Organdosis und Dosis-Flächen-Produkt bei der simulierten Dünndarm-Durchleuchtung untersucht. Zur Ermittlung von Organdosen aus dem DFP werden Konversionsfaktoren [$\text{mGy}/\text{cGycm}^2$] für Gonaden und Uterus bestimmt.

I.3.3 Ermittlung des Dosis-Flächen-Produkts beim Enteroklysm

Es erfolgen Messungen der Durchleuchtungszeit und des Dosis-Flächen-Produkts bei Dünndarmdoppelkontrastuntersuchungen nach Sellink/Herlinger. Die erhobenen Werte stellen die Grundlage für die folgenden Dosisermittlungen dar. Die Daten werden mit Zahlen aus der Literatur verglichen, Einflußfaktoren werden diskutiert und gewertet.

Weiterhin werden Indikationen, Befunde, technische Meßwerte (Aufnahmespannung, Röhrenstrom) und Konstitutionsparameter der Patienten (Größe, Gewicht, Sagittaldurchmesser des Abdomens) notiert und ausgewertet.

I.3.4 Anwendung der Konversionsfaktoren auf die klinischen Meßdaten

Die Gonadendosis trägt aufgrund des höchsten Gewebewichtungsfaktors einen deutlichen Anteil zur Berechnung der Effektiven Dosis bei. Die Organdosis des Uterus ist Ausgangsgröße zur Ermittlung der den Fötus betreffenden Dosis und ist somit im Falle einer unerkannten Schwangerschaft zur Abschätzung des Strahlenrisikos von Bedeutung. Die bei den Untersuchungen zur Phantom-Dosimetrie errechneten Konversionsfaktoren werden auf die bei I.3.3 erhobenen DFP-Werte angewendet. Die resultierenden Organdososen werden mit Literaturdaten verglichen.

Diese Arbeit entstand im Zusammenhang mit der Studie „Ermittlung von Dosiswerten in der Diagnostischen Radiologie zur Feststellung von nationalen Referenzdosiswerten nach der Patientenrichtlinie der EU“, die aus Mitteln des Bundesamtes für Strahlenschutz gefördert wurde.