

# Dosisgrößen für die Röntgendiagnostik

H. D. Nagel, Philips Medizin Systeme, Hamburg, Abteilung Wissenschaft & Technik  
Mail: hans-dieter.nagel@philips.com

Die Strahlenexposition des Patienten hat in den letzten Jahren erkennbar an Bedeutung gewonnen. Wenn dabei über ‚Dosis‘ gesprochen wird, verstehen darunter jedoch keineswegs alle dasselbe. Hierfür gibt es Gründe, die im Wesen der Röntgendiagnostik und in der Definition der Dosis liegen. Dabei sind profunde Kenntnisse, was ‚Iondosis‘, ‚Kerma‘ und ‚Energiedosis‘ bedeuten, relativ nebensächlich und sollen an dieser Stelle nicht näher behan-

delt werden (für Interessierte wird auf weiterführende Literatur (z.B. Reich90) verwiesen). Für den radiologisch tätigen Anwender kommt es vielmehr darauf an, das Strahlenrisiko unterschiedlicher Untersuchungen vergleichen und aus den anfallenden Dosiswerten Rückschlüsse für eine dosisoptimierte Arbeitsweise gewinnen zu können.

## Was ist ‚Dosis‘ ?

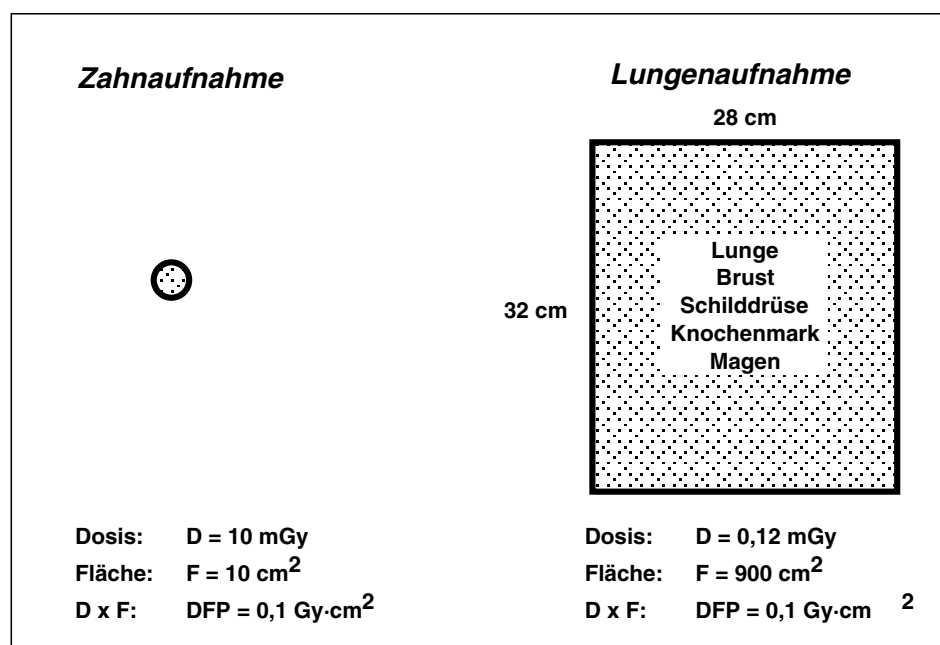
Die erste Ursache für die zu beobachtende Begriffsunsicherheit liegt bereits in der Definition der Dosis:

$$Dosis = dW/dm \quad (1)$$

d.h. ‚Dosis‘ im eigentlichen Sinne ist nicht etwa die insgesamt absorbierte Strahlenmenge, sondern lediglich die in einem Volumenelement absorbierte Energie  $dW$ , dividiert durch dessen Masse  $dm$ . ‚Dosis‘ ist daher eine spezifische Größe wie etwa die Dichte (das ‚spezifische Gewicht‘) eines Körpers. Als Maß für die absorbierte Strahlenmenge ist sie genausowenig geeignet, wie die Dichte besagt, ob ein Körper X schwerer oder leichter als ein Körper Y ist. ‚Dosis‘ ist lediglich ein Ausdruck für die Intensität der Bestrahlung im Bereich des Strahlenbündels.

Der zweite Hauptgrund ist, daß die Röntgendiagnostik immer nur Teilkörperbestrahlungen hervorruft. Die ‚Dosis‘ differenziert dabei nicht, ob es sich um eine eng begrenzte oder um eine ausgedehnte Bestrahlung handelt. Für das Strahlenrisiko ist diese Unterscheidung aber ganz wesentlich. Nicht umsonst gilt konsequentes Einblenden als eine der wichtigsten Strahlenschutzmaßnahmen.

Am Vergleich zwischen einer Zahnaufnahme und einer Lungenaufnahme (Abb. 1) wird die begrenzte Aussagekraft der ‚Dosis‘ offenkundig: Bei einer normalen Zahnaufnahme beträgt die ‚Dosis‘ rund 10 mGy; eine Thoraxaufnahme p.a., angefertigt nach Leitlinie Bundesärztekammer (Hartstrahltechnik, 400er Film-Folien-System) kommt dagegen auf nur 0,12 mGy. Welche der beiden Aufnahmen ist ‚gefährlicher‘?



**Abb. 1**  
Dosisvergleich zwischen einer Zahnaufnahme und einer Lungenaufnahme.

Zunächst einmal unterscheiden sich die Feldgrößen ganz wesentlich (Thorax: 900 cm<sup>2</sup>, Dental: 10 cm<sup>2</sup>); zum anderen befinden sich bei der Thoraxaufnahme zahlreiche strahlensensible Organe im Strahlenfeld (Lunge, Brust, Schilddrüse, Knochenmark, Magen), bei der Zahnaufnahme dagegen nicht. Das Produkt aus Dosis und Fläche („Dosisflächenprodukt“, s.u.) ist bei beiden Aufnahmen mit rund 0,1 Gy·cm<sup>2</sup> gleich hoch. Bei Berücksichtigung der Strahlenempfindlichkeit der exponierten Organe kommt die Lungenaufnahme auf eine ‚Effektive Dosis‘ (s.u.) von 0,025 mSv, die Zahnaufnahme dagegen auf weit weniger als 0,01 mSv. D.h. obwohl die ‚Dosis‘ der Lungenaufnah-

me nur rund 1/100 der ‚Dosis‘ einer Zahnaufnahme beträgt, ist das mit einer Lungenaufnahme verbundene Strahlenrisiko - relativ gesehen - weitaus höher als das einer Zahnaufnahme (absolut liegen beide Werte jedoch am unteren Rande des Spektrums diagnostischer Strahlenexpositionen).

Im folgenden werden die für die Röntgendiagnostik wesentlichen Dosisbegriffe beschrieben und im Hinblick auf ihre Aussagekraft für das mit einer Untersuchung verbundene Strahlenrisiko bewertet.

## Dosisgrößen für die konventionelle Aufnahme- und Durchleuchtungstechnik

### Einfalldosis

In der Regel ist mit ‚Dosis‘ die Einfalldosis (oder die Oberflächendosis, s.u.) gemeint. Die Einfalldosis ist die Dosis am Ort des Strahleneintritts in den Patienten. Gemessen wird sie üblicherweise mit Hilfe von Ionisationskammern ‚frei Luft‘ (Abb. 2), d.h. ohne Patient (oder Patientenersatz). Meßgröße ist die Luftkerma; Dosisangaben erfolgen in µGy oder mGy. Hauptvorteil der Einfalldosis ist, daß sie relativ einfach zu ermitteln ist. Ihre Aussagekraft für das Strahlenrisiko ist jedoch, wie obiges Beispiel zeigt, sehr begrenzt. Die Bedeutung der Einfalldosis beschränkt sich daher auf die Charakterisierung von Röntgenanlagen und auf die Verwendung als Eingangsgröße zur Ermittlung von Organdosiswerten.

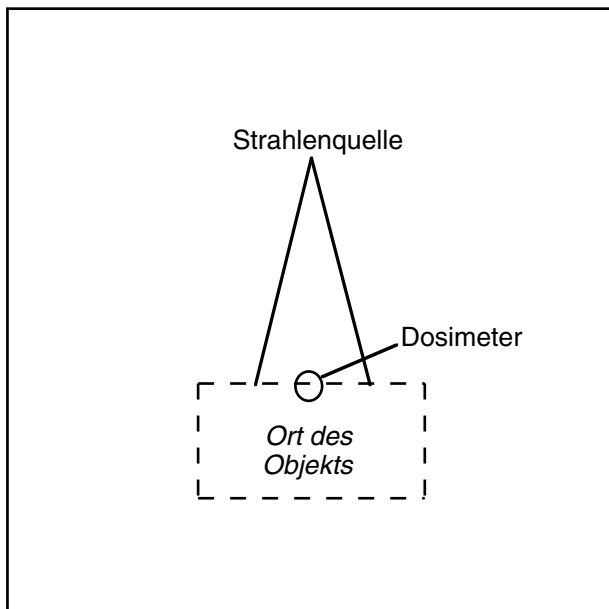


Abb. 2  
Einfalldosis.

### Oberflächendosis

Die Oberflächendosis (oder Hautdosis) ist die Dosis am Strahleneintritt des Patienten einschließlich der aus dem Körper rückgestreuten Strahlung, deren Beitrag bis zu 50% des Werts der Einfalldosis betragen kann. Die Messung der Oberflächendosis erfolgt ebenfalls mit Ionisationskammern oder mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD) direkt auf der Körper- oder Phantomoberfläche (Abb. 3). Meßgröße und -einheiten sind dieselben wie bei der Einfalldosis. Daneben kann die Oberflächendosis auch aus der gemessenen Einfalldosis mit Hilfe tabellierter Rückstrefaktoren berechnet werden:

$$\begin{aligned} \text{Oberflächendosis} \\ = \text{Einfalldosis} \cdot \text{Rückstrefaktor} \end{aligned} \quad (2)$$

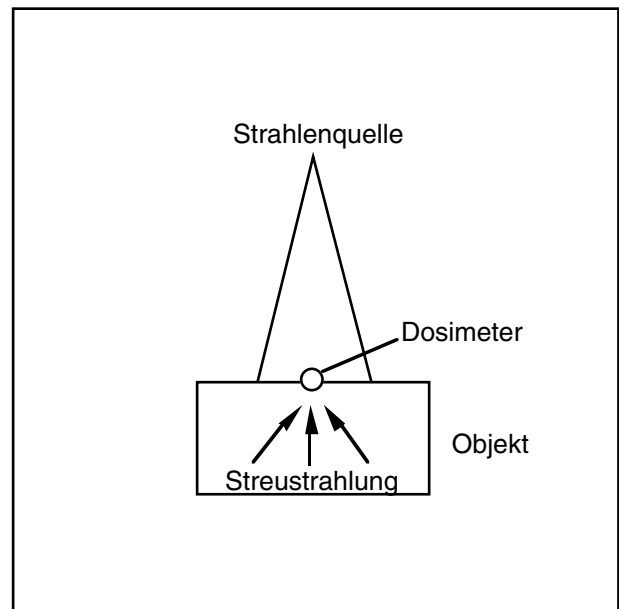


Abb. 3  
Oberflächendosis.

Die Wertigkeit der Oberflächendosis zur Beurteilung des Strahlenrisikos ist ebenso eingeschränkt wie die der Einfalldosis. Ausgenommen hiervon sind lediglich interventionelle Prozeduren, wo die Oberflächendosis als Indikator für mögliche deterministische Hautschädigungen fungiert.

### Organdosis

Die Organdosis ist die in einem bestimmten Organ (z.B. Schilddrüse, Lunge etc.) absorbierte Energie, dividiert durch die Masse des betreffenden Organs (Abb. 4):

$$\text{Organdosis} = \frac{\text{absorbierte Energie}}{\text{Masse des Organs}} \quad (3)$$

Zu beachten ist, daß bei partieller Bestrahlung eines ausgedehnten Organs (z.B. rotes Knochenmark) eine Mittelung über das gesamte Organ erfolgt. Die Messung der Organdosis mit Hilfe von TLD's ist sehr aufwendig und nicht in vivo, sondern nur in körperähnlichen Phantomen (z.B. Alderson-Phantom) möglich. Meßgröße für die Organdosis ist die Äquivalentdosis; Dosisangaben werden in  $\mu\text{Sv}$  oder  $\text{mSv}$  gemacht. Alternativ läßt sich die Organdosis mit Hilfe tabellierter Konversionsfaktoren (z. B. Drexler93) berechnen, die je nach Spannung, Filterung, Feldgröße, Organlage etc. unterschiedlich ausfallen können. Als Eingangsgröße für die Berechnung der Organdosis dient die Einfalldosis:

$$\begin{aligned} \text{Organdosis} \\ = \text{Einfalldosis} \cdot \text{Konversionsfaktor} \end{aligned} \quad (4)$$

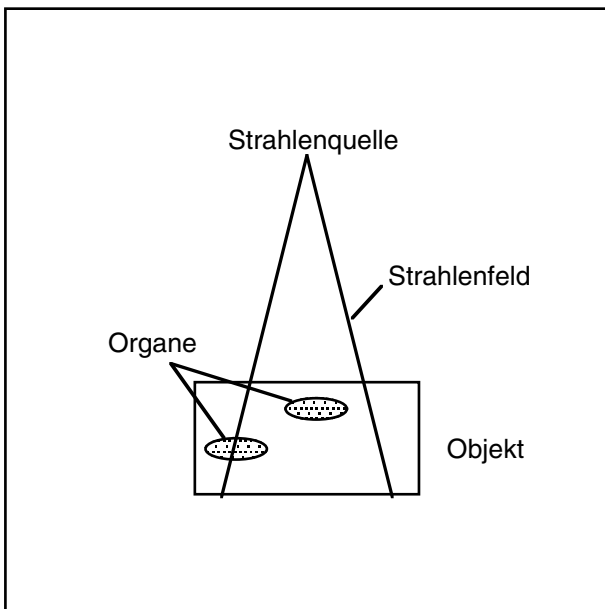


Abb. 4  
Organdosis.

Die Bedeutung der Organdosis beruht darauf, daß man die Wahrscheinlichkeit für einen strahleninduzierten Krebschaden des betreffenden Organs durch Multiplikation mit einem organspezifischen Risikofaktor errechnen kann. Außerdem spielt die Organdosis eine wichtige Rolle bei Fällen, in denen Schwangere einer Strahlenexposition ausgesetzt sind (Uterusdosis). Das Hantieren mit Organdosiswerten wird jedoch in dem Moment unhandlich, wo mehrere Organe gleichzeitig betroffen sind. Das ist bei den meisten Röntgenuntersuchungen der Fall. Einen eleganten Ausweg bietet hierzu die ‚effektive Dosis‘ (s.u.).

### Dosisflächenprodukt

Wie der Name bereits ausdrückt, werden mit dem Dosisflächenprodukt (DFP) sowohl die Dosis, d.h. die Intensität einer Bestrahlung, als auch die Fläche, d.h. deren Ausdehnung, erfaßt:

$$\begin{aligned} \text{Dosisflächenprodukt} \\ = \text{Einfalldosis} \cdot \text{bestrahlte Fläche} \end{aligned} \quad (5)$$

Da sich die Dosis mit dem Abstand von der Strahlenquelle quadratisch verringert, die Feldgröße sich im gleichen Ausmaß vergrößert, ist das DFP praktisch vom Meßort unabhängig (Abb. 5). Die Messung des Dosisflächenprodukts kann daher mit Hilfe spezieller flacher Meßkammern am Strahlenaustritt der Blende erfolgen. Dadurch läßt sich das DFP - im Gegensatz zu allen anderen Dosisgrößen - in eleganter Weise während einer Untersuchung ermitteln. Alternativ kann das DFP auch aus

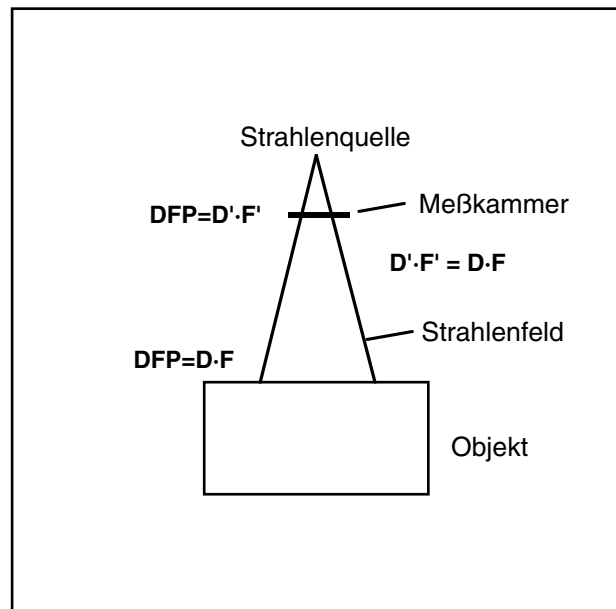


Abb. 5  
Dosisflächenprodukt (DFP).

den Einstellparametern (Spannung, Strom, Zeit, Größe der Blendenöffnung) berechnet werden. Einige Röntgenanlagen machen von dieser Methode Gebrauch.

Die Angabe des DFP erfolgt in der Regel in  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  oder in  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ ; letztere ist nahezu identisch mit der früheren Einheit  $\text{R}\cdot\text{cm}^2$ . Leider sind in der Praxis je nach verwendetem Meßgerät noch weitere Einheitenkombinationen aus Dosis und Länge<sup>2</sup> anzutreffen (z.B.  $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$  oder  $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$ ). Daher ist besondere Aufmerksamkeit bei der Protokollierung wie auch beim Vergleich von DFP-Werten, die aus unterschiedlichen Quellen stammen, angesagt. Da sowohl Stärke wie auch Ausdehnung einer Bestrahlung in die Meßgröße Dosisflächenprodukts eingehen, ist die Wertigkeit des DFP zur Risikobeurteilung hoch. Bei entsprechender Differenzierung (Kopf, Rumpf, Extremitäten) korreliert das DFP einigermaßen gut mit der effektiven Dosis (s.u.). Das DFP löst daher bereits weitgehend das Problem der Vergleichbarkeit von unterschiedlich ausgedehnten Teilkörperbestrahlungen (zumindest für die Projektionsradiographie).

### Effektive Dosis

Die effektive Dosis  $E$  ist die gewichtete Summe der jeweiligen Einzeldosiswerte  $D_i$  der bei einer Untersuchung exponierten Organe (ICRP91):

$$E = \sum_i w_i \cdot D_i \quad (6)$$

Die Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_i$  nach ICRP 60 für die einzelnen Organe belaufen sich auf 0,20 für die Keimdrüsen, jeweils 0,12 für Lunge, Colon, rotes Knochenmark und Magenwand, jeweils 0,05 für Brust, Blasenwand, Leber, Schilddrüse und Speiseröhre, jeweils 0,01 für Skelett und Haut sowie 0,05 für den ‚Rest‘, d.h. für den Mittelwert der Dosis einer Liste von übrigen Organe. Die Summe aller Wichtungsfaktoren ist 1.

Die effektive Dosis kann grundsätzlich nicht gemessen werden. Die einzige Möglichkeit, sie zu bestimmen, ist die Berechnung gemäß obiger Formel aus gemessenen oder berechneten Organdosiswerten. Der besondere Nutzwert der effektiven Dosis besteht darin, die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Röntgenuntersuchungen auf Basis eines einzigen Zahlenwerts zu ermöglichen. Da dies unter Einbeziehung von Faktoren erfolgt, die mit dem Strahlenrisiko verbunden sind, kommt sie der idealen Dosisgröße recht nahe.

Dennoch muß vor einem allzu unkritischen Umgang mit der effektiven Dosis gewarnt werden. Zum einen ist die Berechnung der effektiven Dosis bei komplexen Unter-

suchungen, bei denen Durchleuchtung und Aufnahmebetrieb mit wechselnden Projektionen erfolgen, nur überschlägig machbar. Zum anderen stellen die verwendeten Gewebe-Wichtungsfaktoren lediglich Mittelwerte dar, die nicht nach Alter und Geschlecht differenzieren. Eine effektive Dosis von z.B. 1 mSv hat bei einem Kleinkind eine ganz andere Relevanz als bei einem 70jährigen Patienten.

### Bildempfängerdosis

Unter ‚Bildempfängerdosis‘ ist die Einfalldosis am Ort des Bildempfängers (BE) zu verstehen. Sie charakterisiert entweder die Dosis, die zur Erzielung einer bestimmten optischen Dichte (‚Schwärzung‘) eines Films erforderlich ist (‚Dosisbedarf‘), oder die Dosis, bei der die Automatik eine Aufnahme beendet (‚Abschaltdosis‘). Bei Durchleuchtungsgeräten tritt an Stelle der Bildempfängerdosis die ‚Bildverstärker-Eintrittsdosisleistung‘. Bildempfängerdosis und -dosisleistung werden mit Hilfe von Ionisationskammern gemessen. Die Messung muß stets hinter einem Patientenersatz (‚Phantom‘, ‚Patienten-Äquivalentfilter‘ o.ä.) vorgenommen werden (Abb. 6). Meßgröße ist die Luftkerma; Dosisangaben erfolgen in  $\mu\text{Gy}$  bzw.  $\mu\text{Gy/s}$ .

Auf den ersten Blick scheint die Bildempfängerdosis nichts mit der Patientendosis zu tun zu haben. Ihre Bedeutung bezieht sie jedoch aus dem Umstand, daß in Deutschland die Begrenzung von Bildempfängerdosis und -dosisleistung traditionell als Leitgröße zur Dosislimitierung in der Röntgendiagnostik dient. Die Bildempfängerdosis fungiert dabei als ein indirektes Maß für die Patientendosis und rechtfertigt diese Erwartungen, sofern alle Randbedingungen (Spannung, Filterung, Raster, Abstandsverhältnisse

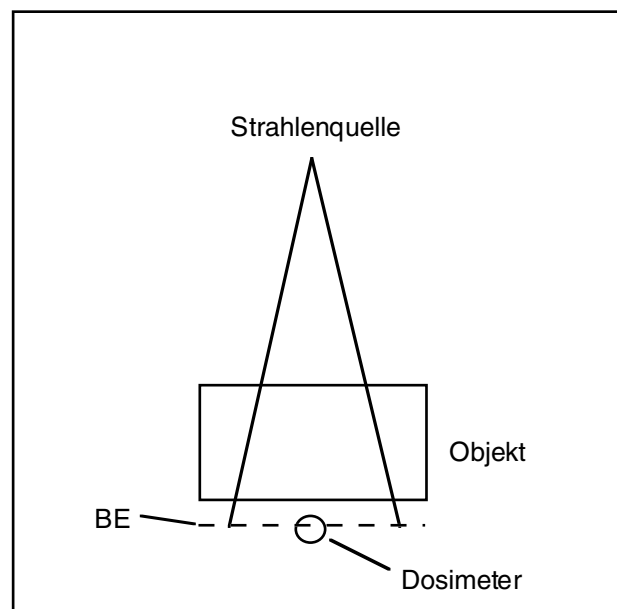


Abb. 6  
Bildempfängerdosis.

etc.) identisch sind. Ist dies nicht der Fall, so ist es auch nicht möglich, unterschiedliche Geräte und Untersuchungstechniken im Hinblick auf die Patientendosis allein anhand der Bildempfängerdosis zu klassifizieren. Die Aussagekraft der Bildempfängerdosis im Hinblick auf die

Strahlenexposition des Patienten ist daher limitiert. Ihr Wert liegt in erster Linie darin, daß sie die Dosis, die dem Bildempfänger zugeführt wird, auf ein vernünftiges Maß begrenzt und damit unnötigen Überdosierungen speziell bei digital arbeitenden Röntengeräten vorbeugt.

## Dosisgrößen für die Computertomographie

### Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Die Computertomographie unterscheidet sich von den bislang behandelten Projektionsverfahren in dreierlei Hinsicht: Zum einen wird der Patient beim Umlauf des Röntgenstrahlers von allen Seiten gleichmäßig exponiert. Daraus resultiert eine völlig andere Verteilung der Dosis im Körperquerschnitt (Abb. 7).

Ferner werden fächerförmige Strahlenfelder verwendet, deren Längsausdehnung in Richtung der Rotationsachse nur wenige Millimeter beträgt (Schichtdicke). Dabei weist das Strahlenfeld in Achsenrichtung ein Profil auf, das auch außerhalb der eigentlichen Schicht nennenswerte Strahlungsanteile enthält (Abb. 8).

Schließlich umfaßt eine CT-Untersuchung in der Regel mehrere Schichten („Scans“). Dabei kommt es zu einem gewissen Summationseffekt, durch den sich die Strahlenintensität erhöht (Abb. 9). Das sich hierbei einstellende Dosisniveau wird „Multiple Scan Average Dose (MSAD)“ (Shope81) genannt.

Die adäquate Meßgröße für CT ist der „Computed Tomography Dose Index (CTDI)“. Die Bedeutung des CTDI ist in Abb. 10 veranschaulicht: Der CTDI ist der Äquivalentwert der Dosis innerhalb der nominellen Schicht, der sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtdicke als Breite konzentriert wäre. Dazu werden die außerhalb der Schicht liegenden Dosisbeiträge, d.h. die Flächen der Ausläufer des Dosisprofils, dem innerhalb der Schicht liegenden Beitrag zugeschlagen.

Die entsprechende mathematische Definition für den CTDI beschreibt daher die Aufsummierung aller Dosisbestandteile entlang einer Linie, die parallel zur Rotationsachse des Scanners (= z-Achse) liegt:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad (7)$$

wobei  $D(z)$  der Wert der Dosis an einem Punkt  $z$ ,  $h$  die nominelle Schichtdicke und  $N$  die Anzahl der gleichzeitig erfaßten Schichten ist. Der CTDI ergibt sich somit aus der Fläche des Dosisprofils (dem „Dosislängenprodukt“  $dlp$  der Einzelschicht mit der Maßeinheit  $mGy \cdot cm$ ), dividiert durch die nominelle Gesamtkollimation  $N \cdot h$ . Meßgröße für  $D$  ist die Luftkerma; Angaben des CTDI erfolgen in  $mGy$ .

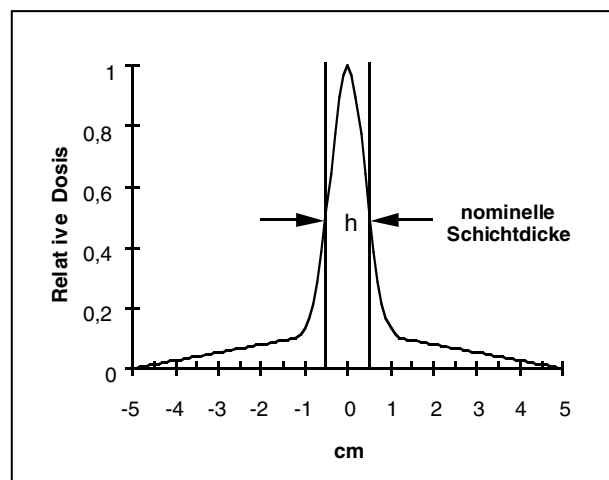
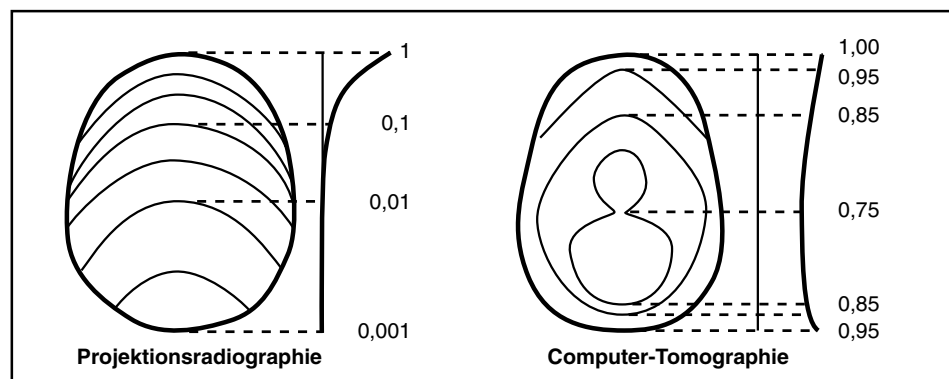


Abb. 8  
Typisches Dosisprofil bei Einzelschicht-CT ( $N=1$ ).

Abb. 7  
Dosisverteilungen bei Untersuchungen des Schädels mit konventioneller Aufnahmetechnik (links) und mit CT (rechts).



Die Messung des CTDI wird normalerweise in zylindrischen Phantomen aus Plexiglas vorgenommen. Damit sollen näherungsweise die Dosisverhältnisse innerhalb des Körpers wiedergespiegelt werden. Nach derselben Meßvorschrift läßt sich jedoch auch ein CTDI ohne Verwendung eines Phantoms ermitteln, der mit ‚Dosis frei Luft auf der Systemachse‘ (CTDI<sub>Luft</sub>) bezeichnet wird.

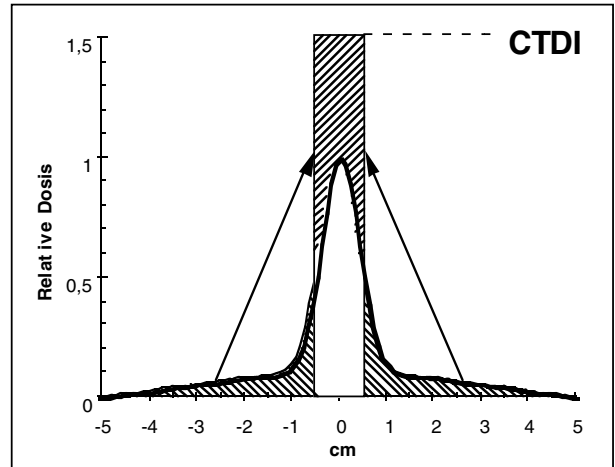
Da die Ursache für die bei der MSAD resultierende Dosiserhöhung in den Ausläufern des Dosisprofils liegt, leuchtet es unmittelbar ein, daß MSAD und CTDI exakt einander entsprechen, wenn folgende Voraussetzungen erfüllt sind: Tischvorschub gleich Schichtdicke (d.h. Pitch p = 1) und hinreichend viele Schichten, damit sich das Dosisplateau der MSAD ausbilden kann. Letzteres ist nach 10 bis 12 Schichten erfüllt. Allgemein, d.h. auch für den Fall, daß p ≠ 1 ist, gilt:

$$MSAD = \frac{1}{p} \cdot CTDI \quad (8)$$

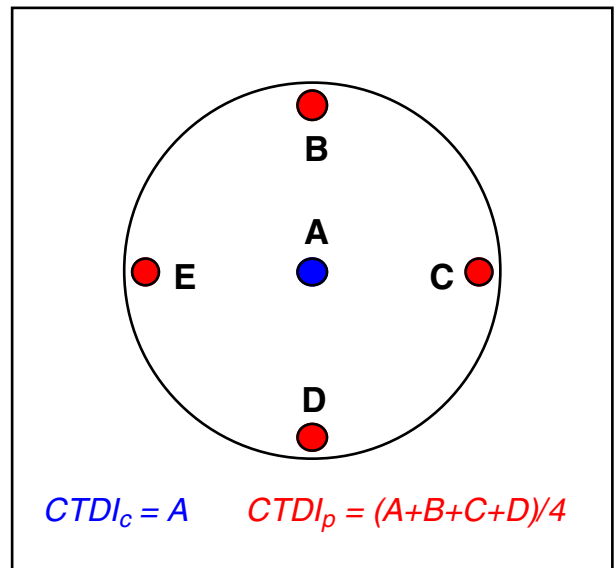
**Gewichteter CTDI**

Die Standardmessung des CTDI erfolgt in zwei unterschiedlich großen zylindrischen Phantomen aus Plexiglas. Dabei werden Meßwerte zentral, d.h. auf der Rotationsachse, und peripherenah gewonnen (Abb. 11). Das größere Phantom mit 32 cm Durchmesser soll die Absorptionsverhältnisse bei Untersuchungen im Bereich des Körperstamms Erwachsener, daß kleinere mit 16 cm Durchmesser diejenigen bei Untersuchungen des Kopfes widerspiegeln. Das kleinere Phantom dient auch für Aussagen zu den Dosisverhältnissen bei Kindern.

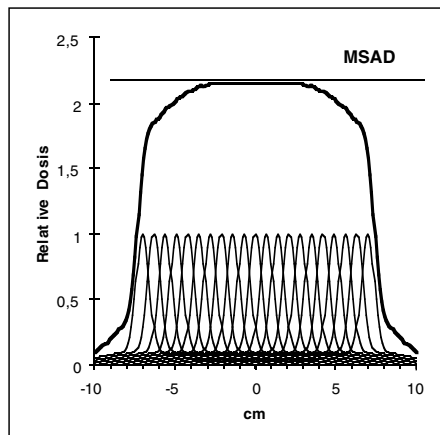
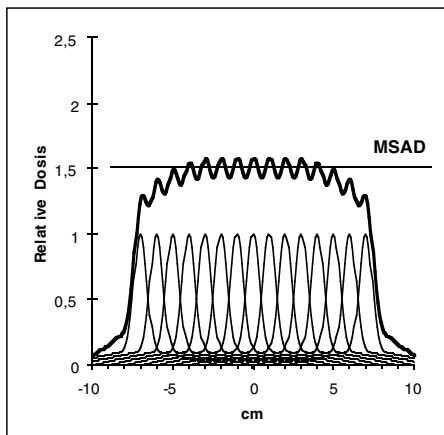
Die CTDI-Wertepaare (zentral (c), peripher (p)) für das jeweilige Phantom (Kopf (H), Rumpf (B)) lassen sich zu einem einzigen Wert zusammenfassen, der mit ‚Gewichteter CTDI (CTDI<sub>w</sub>)‘ oder ‚Average Dose (D<sub>AV</sub>)‘ bezeichnet wird (Leitz95):



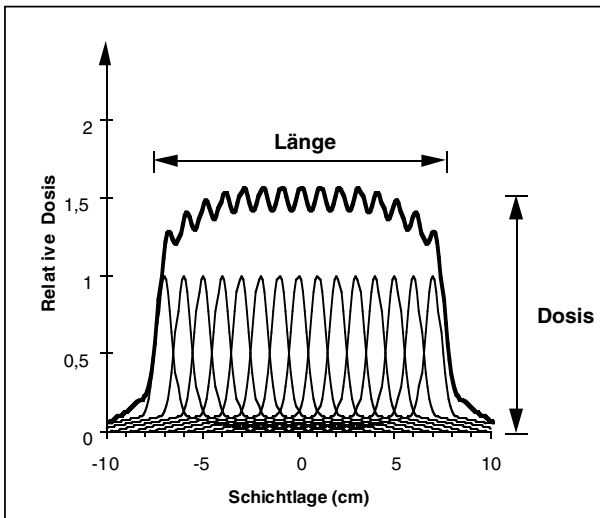
**Abb. 10** Veranschaulichung des Begriffs ‚Computed Tomography Dose Index (CTDI)‘.



**Abb. 11** Zentraler (c) und peripherer (p) CTDI.



**Abb. 9** Dosisprofil von Scannerien aus mehreren Einzelschichten mit 10 mm Schichtdicke (MSAD = Multiple Scan Average Dose). **links:** Untersuchung mit 15 Einzelschichten und 10 mm Tischvorschub (Pitch = 1). **rechts:** Untersuchung mit 21 Einzelschichten und 7 mm Tischvorschub (Pitch = 0,7).



**Abb. 12**  
Dosislängenprodukt  $DLP$  einer Scanserie ( $n = 15$ ,  
 $h = 10 \text{ mm}$ ).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad (9)$$

Basis für den  $CTDI_w$  sind Einzelmessungen des  $CTDI$ , die zentral (c) und peripher (p) vorgenommen werden. Dazu ist jeweils nur ein einziger Scan erforderlich, dessen Beiträge über eine Länge von insgesamt 100 mm aufsummiert werden (daher  $CTDI_{100}$ ). Der  $CTDI_w$  ist eine der beiden Dosisgrößen, in denen die diagnostischen Referenzwerte für CT abgefaßt sind. Daneben existiert noch der pitchkorrigierte  $CTDI_w$ , der an der Konsole neuerer Geräte angezeigt und mit ‚Volumen- $CTDI$ ‘ ( $DTDI_{vol}$ ; auch: effektiver  $CTDI$ ) bezeichnet wird:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (10)$$

Zum Vergleich mit den diagnostischen Referenzwerten müssen die Werte der Geräteanzeige daher durch Multiplikation mit dem Pitch zurückgerechnet werden.

### Dosislängenprodukt (DLP)

$CTDI$ , Gewichteter  $CTDI$  und Dosis frei Luft auf der Systemachse sind entsprechend ihrer Definition lediglich ein Maß für die Intensität der Strahlung innerhalb der bestrahlten Schicht. Unsicherheit besteht häufig, wenn die Frage nach der Dosis einer CT-Untersuchung mit beispielsweise 15 Schichten gestellt wird. Die für viele überraschende Antwort ist, daß die Dosis praktisch dieselbe ist wie bei einer Einzelschicht. Dies scheint der intuitiven Einschätzung zu widersprechen, daß die Strahlenexposition mit wachsender Größe des bestrahlten Körperabschnitts zunimmt.

In der konventionellen Röntgendiagnostik verwendet man, um das gesamte Ausmaß einer Strahlenexposition zu beschreiben, das Dosisflächenprodukt. Das Analogon in der Computertomographie ist das Dosislängenprodukt. Man erhält das DLP, indem man eine der CT-geeigneten Dosisgrößen ( $CTDI_w$ , Dosis frei Luft auf der Systemachse) mit dem Produkt aus der um 1 erhöhten Anzahl  $n$  der Tischvorschübe und der Gesamtkollimation  $N \cdot h$  multipliziert:

$$DLP_{xyz} = CTDI_{xyz} \cdot (n + 1) \cdot N \cdot h \quad (11a)$$

Beim Spiral-CT tritt an die Stelle der Tischvorschübe die Anzahl der Rotationen, die entweder direkt angezeigt wird oder aus dem Quotienten aus Gesamt-Scanzeit  $T$  und Rotationszeit  $t_{rot}$  ermittelt werden kann:

$$DLP_{xyz} = CTDI_{xyz} \cdot n \cdot N \cdot h \quad (11b)$$

Die Einheit des Dosislängenprodukts lautet ‚Gy·cm‘. Der Suffix (‚w‘ bzw. ‚Luft‘) gibt an, welche Dosisgröße bei der Bildung des DLP benutzt wurde. Diese Differenzierung ist wichtig, da sich die Zahlenwerte erheblich voneinander unterscheiden. Da die Bildung des DLP in Formel (11) nicht über die Scanlänge erfolgt, wird ein von 1 abweichender Pitchfaktor automatisch berücksichtigt, weil sich hierbei zugleich die Anzahl  $n$  der Tischvorschübe bzw. Rotationen ändert. Das DLP ist die zweite Dosisgröße, in der die diagnostischen Referenzwerte für CT abgefaßt sind.

Besteht die Untersuchung aus mehreren Scanserien (Kontrastmittelphasen) oder Scanabschnitten, ergibt sich das DLP der Untersuchung als Summe der Einzelwerte:

$$DLP_{Unt.} = \sum_i DLP_i \quad (12)$$

Beim Dosislängenprodukt scheint es sich vom Wortlaut her um dieselbe Art von Meßgröße zu handeln wie bei der Bestimmung des  $CTDI$ , nämlich um das Produkt aus Intensität und Ausdehnung einer Bestrahlung. Der wesentliche Unterschied besteht jedoch darin, daß es sich in diesem Falle um das DLP für die gesamte Scanserie handelt, wobei der Begriff ‚Länge‘ die Abmessung des abgescannten Körperabschnitts charakterisiert. Beim Dosislängenprodukt  $dLP$  der Einzelschicht ist mit ‚Länge‘ dagegen die Abmessung des Bereichs gemeint, über den die Bestandteile des Dosisprofils aufsummiert werden. Abb. 12 veranschaulicht die Bedeutung des Dosislängenprodukts. Das DLP entspricht der Fläche des Gesamt-Dosisprofils einer Scanserie mit  $n$  Schichten.

## Literatur

- Drexler93** Drexler G, Panzer W, Stieve FE, Widenmann L und Zankl M. Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. Berlin: H. Hofmann GmbH-Verlag, 1993
- ICRP91** International Commission on Radiological Protection. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60. Oxford: Pergamon Press, 1991
- Leitz95** Leitz W, Axelsson B and Szendrö G. Computed tomography dose assessment - a practical approach. Radiation Protection Dosimetry 1995; 57: 377 - 380
- Nagel02** Nagel HD (Hrsg.), Galanski M, Hidajat N, Maier W, Schmidt Th. Strahlenexposition in der Computertomographie - Grundlagen, Einflußfaktoren, Dosisermittlung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe. Hamburg: CTB-Publications 2002 (ctb-publications@gmx.de)
- Reich90** Reich H (Hrsg.). Dosimetrie ionisierender Strahlung. Stuttgart: B. G. Teubner, 1990
- Shope81** Shope TB, Gagne RM, and Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. Med. Phys. 1981; 8: 488 - 495