

# Die Dosis und ihre Wandlung vom Röntgen zum Gray

## Die Dosisbegriffe – ein schwieriges Gebiet

Die Messung mit Ionisationskammern ist die genaueste Dosis-Messmethode. Früher wurde mit der Einheit Röntgen die Anzahl der im umschlossenen Luftvolumen durch Strahlung gebildeten Ionenpaare angegeben (ionisierende Strahlung!). Seit etwa 20 Jahren gibt man die Energie an, die für die Bildung dieser Ionenpaare erforderlich ist. Diese Grösse wird als Dosis bezeichnet und heute in Gray (früher in rad,  $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$ ) angegeben. Die Dosis ist also die durch Strahlung auf die Materie übertragene Energie, die dadurch absorbiert wird und allfällige chemische und biologische Veränderungen verursachen kann. Die Strahlung bzw. ihre Energie, welche die Materie wieder verlässt, trägt nicht zur Dosis bei. Eine pharmakologische Dosis unterscheidet nicht zwischen absorbierter (wirksamer) und ausgeschiedener Substanz, ist also anders definiert. Deshalb wird die radiologische Dosis exakt als Energiedosis bezeichnet.

Um auf die biologische Wirkung von ionisierender Strahlung hinzuweisen, wurde die Grösse Äquivalentdosis geschaffen, die in Sievert angegeben wird. Allerdings können dabei viele Parameter nicht berücksichtigt werden, da deren individueller Einfluss nicht angegeben werden kann. Nur die Strahlenart (Photonen, Elektronen, Neutronen usw.) wird mit einem Faktor berücksichtigt. Somit bleibt der Begriff der Äquivalentdosis etwas künstlich, wird aber trotzdem für Strahlenexpositionen am Menschen, insbesondere im Strahlenschutz, verwendet.

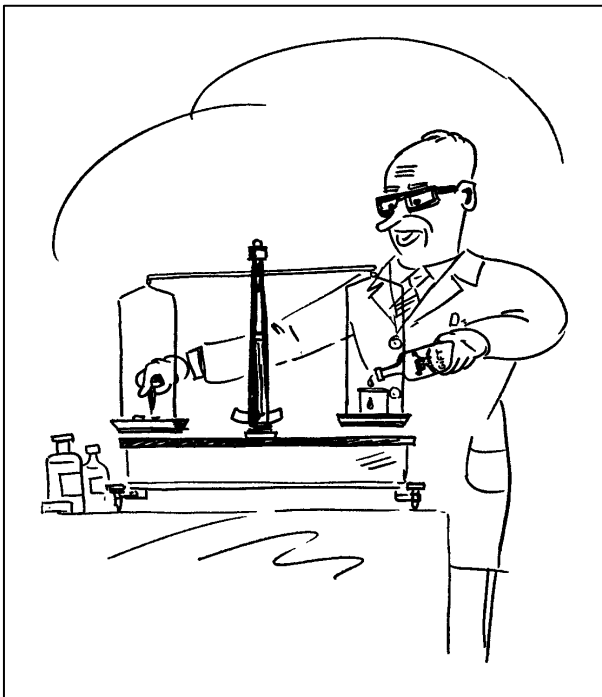
Da sich die erwähnten Dosisbegriffe nur auf einen Massenpunkt beziehen, gibt es bei einer medizinischen Strahlenexposition am und im Körper ganz unterschiedliche Dosen. Eine Dosisangabe muss somit spezifiziert werden, und Dosisvergleiche bei verschiedenen Untersuchungen sind schwierig. Deshalb wurde nochmals ein Dosisbegriff definiert: die effektive Dosis, angegeben in Sievert (wenigstens keine neue Einheit!). Dabei werden die relevanten Organdosen mit einem Faktor für die Strahlenempfindlichkeit multipliziert und alles summiert. Die effektive Dosis gibt das gesamte Strahlenrisiko bei einer Strahlenexposition an und entspricht etwa der mittleren Ganzkörperdosis. Diese aufwändig zu ermittelnde Dosisgrösse (alle relevanten Organdosen müssen bekannt sein) hat den Vorteil, dass es für eine oder mehrere Strahlenexpositionen nur einen einzigen Wert gibt und Vergleiche einfach möglich sind. Somit kann die Strahlenexposition einer Thorax-Untersuchung am CT mit einer Schilddrüsenuntersuchung mit Tc-99m oder mit der natürlichen Strahlenexposition verglichen werden.

Die Dosimetrie ist demnach ein aufwändiges, aber wichtiges Tätigkeitsgebiet, das die Physiker vor einigen Jahrzehnten noch mehr beschäftigt hat als heute, als es noch nicht so einfach war, sehr kleine Ströme (im nA-Bereich) genau und reproduzierbar zu messen. Dank der Technik und der jahrzehntelangen Erfahrungen darf man sich auf die gemessenen Werte verlassen, die mit unseren Dosimetriesystemen von der Firma PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten, Freiburg i.Br.) ermittelt werden.

## Verschiedene Strahlungsdetektoren für verschiedene Aufgaben

Zur genauen Bestimmung einer Dosis wird meistens die Ionisationskammer verwendet. Verschiedene Formen und Grössen stehen zur Auswahl. Je grösser das Kammervolumen ist, desto grösser ist das Messsignal und desto ungenauer ist der Messort. Die Volumina betragen zwischen  $0.01 \text{ cm}^3$  (Messung von Dosisverteilungen in der Radio-Onkologie) bis  $1'000 \text{ cm}^3$  (Messung der Streustrahlung in der Umgebung eines Röntgengerätes). Ein typisches Kammervolumen ist  $0.3 \text{ cm}^3$ . Die Genauigkeit für die Dosisangabe sollte an den Beschleunigern innerhalb von 2 % liegen, in der Röntgentherapie innerhalb von 3 % und in der Brachytherapie mit Ir-192 (Afterloading) innerhalb von 2 %. Dies ist heute sichergestellt. In der Röntgendiagnostik wird eine Unsicherheit von 10 % angenommen.

In Basel und in Genf wurden im Jahre 1975 fast gleichzeitig die ersten medizinischen Linearbeschleuniger in der Schweiz in Betrieb genommen. Die starken elektromagnetischen Felder beeinflussten die kleinen Messsignale und verunmöglichten genaue Messungen mit unseren damaligen Dosimetriesystemen [4]. Es musste ein Gerät vom Inselspital Bern ausgeliehen werden, damit die notwendigen Messungen durchgeführt werden konnten. Heute wird man kaum mehr mit solchen Problemen konfrontiert.



*„Ionisierende Strahlung muss wie ein stark wirksames Gift genau dosiert werden.“*

*(F. Wachsmann, 1963)*

Die Messung von Dosen und Dosisverteilungen bei Elektronenstrahlung im Wasserphantom ist schwierig, da die Strahlenergie mit zunehmender Tiefe kleiner wird – im Gegensatz zu Photonenstrahlung, bei der eine Aufhärtung mit der Tiefe erfolgt. Zur Dosisbestimmung an einem Messort im Phantom muss also auch die Energie bekannt sein und für die Dosisbestimmung berücksichtigt werden. Für die Messung von Dosisverteilungen (Tiefendosisverlauf, Querprofile) hat die Firma PTW vor Jahren einen Diamantdetektor entwickelt, der direkt die relative Dosis misst, ohne dass die unterschiedlichen Strahlenergien berücksichtigt werden müssen. Zudem hat dieser

Detektor mit einer Dicke von 0.1 – 0.4 mm eine ausgezeichnete geometrische Auflösung. Allerdings war es zumindest in der Vergangenheit aufgrund des komplizierten Herstellungsverfahrens schwierig, solche Detektoren zu erhalten. Wir waren in der glücklichen Lage, einen der ersten zur Verfügung zu haben.

Für in-vivo-Messungen am Patienten eignen sich zwei Dosimeterarten. Mit Halbleiter-Dioden kann die aktuelle Dosis am Elektrometer direkt abgelesen werden. Diese Messung ist einfach, gilt aber nicht als sehr genau. Wenn an mehreren Messpunkten gleichzeitig die Dosis bestimmt werden soll, so werden Thermolumineszenz-Dosimeter verwendet, deren Anwendung und Auswertung jedoch aufwändig ist (vgl. nächstes Kapitel). Messgeräte mit Halbleiter-Dioden werden auch für die Konstanzprüfungen an den Röntgengeräten benutzt.

Einen besonderen Stellenwert in der Dosisbestimmung nimmt die chemische Dosimetrie ein. So hatte über viele Jahre das Eisensulfat- oder Fricke-Dosimeter die Funktion eines Sekundärstandards. Dieses Dosimetriesystem weist jedoch für die praktische Routine mehrere Nachteile auf. Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass eine modifizierte Form der Fricke-Lösung für eine vereinfachte Dosismessung von Cobalt-60-Gammastrahlung [1] und von Elektronen [2] geeignet ist. Ausserdem lässt sich die Entfärbung von organischen Farbstoffen als chemisches Dosimeter verwenden. So führt die Bestrahlung einer wässrigen Eosinlösung mit Cobalt-60-Gamma- oder 8-MV-Bremsstrahlung mit steigender Dosis zu einer exponentiellen Abnahme der Extinktion bei 518 nm [5].

Die Filmdosimetrie bietet neben anderen Vorteilen die Möglichkeit einer zweidimensionalen Darstellung der Dosisverteilung. Eingehende Untersuchungen zeigen jedoch auch die Grenzen dieser Methode auf. Insbesondere sind dabei die Einflüsse verschiedener Parameter auf die optische Dichte sorgfältig zu berücksichtigen [7]. Andererseits stellt der Röntgenfilm eine Methode der Wahl für Untersuchungen der Dosisverteilung bei Elektronenbestrahlungen hoher Energien dar [8].

Das Endziel der Bemühungen in der Dosimetrie – insbesondere bei steilen Dosisgradienten oder komplexen Bestrahlungstechniken – ist eine dreidimensionale Darstellung der Dosisverteilung. In den letzten Jahren wurden auf dem Gebiet der sog. Gel-Dosimetrie grosse Fortschritte erzielt. Dabei wird als bildgebendes System die Magnetresonanz-Tomographie (MRT) eingesetzt. Untersuchungen haben gezeigt, dass mit Hilfe der lokalisierten MR-Spektroskopie die Messdauer und die Genauigkeit für die Ermittlung der Dosis optimiert werden kann [10].

### **Thermolumineszenz-Dosimetrie**

Als eine spezielle Form der Festkörperdosimetrie hat die Thermolumineszenz-Dosimetrie (TLD) in der medizinischen Radiologie ihren festen Platz. Insbesondere ist die TLD aufgrund verschiedener günstiger Eigenschaften für die Bestimmung der Dosis am Patienten bei diagnostischer oder therapeutischer Anwendung ionisierender Strahlung geeignet. Am Kantonsspital Basel (KBS) wird diese Methode seit 1975 routinemässig eingesetzt [9].

Die wichtigsten Eigenschaften der Thermolumineszenz (TL)-Detektoren lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- kleine Abmessungen (z.B.  $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$ )
- radiologische Transparenz (Ordnungszahl entspricht etwa jener des Gewebes)
- Speicherung der Information bis zum Ausleseprozess
- Versandmöglichkeit (insbesondere für Dosisvergleiche)
- grosser Dosisbereich (von 0,1 mGy bis einige 100 Gy)
- Formenvielfalt (Stäbchen, Plättchen, Würfel ... )
- "stand-alone"-Dosimeter (d.h. unabhängig von Kabelverbindungen)

Während die von uns bisher verwendeten, mit Mg und Ti dotierten LiF-Dosimeter (sog. TLD-100) aus dem am besten untersuchten und am häufigsten eingesetzten TL-Material hergestellt ist, machen wir zur Zeit die ersten Erfahrungen mit den sog. TLD-100H-Dosimetern, bei denen das LiF-Material mit Mg, Cu und P dotiert ist. Diese Dosimeter zeigen keine Supralinearität, d.h. keine Abweichung von der linearen Beziehung zwischen Dosis und Lichtemission, bei hohen Dosen. Gleichzeitig scheint die Empfindlichkeit – je nach Herstellungsprozess - um den Faktor 5 bis 30 höher zu sein als jene von TLD-100. Dadurch wäre es möglich, die gleichen Dosimeter im gesamten Gebiet der medizinischen Radiologie einzusetzen.

Bei dem Auslesegerät für die TL-Dosimeter (Reader Model 3500 der Firma Bicon-Harshaw) wird der Ausheizvorgang durch einen angeschlossenen PC gesteuert, an dessen Bildschirm jeweils die sog. Glowkurve angezeigt wird. Diese gibt den Zusammenhang zwischen Lichtemission und Ausheiztemperatur an und stellt eine Überlagerung verschiedener Peaks dar, welche unterschiedlich rasch an Intensität abnehmen. Die Fläche unter der Glowkurve ist ein Mass für die emittierte Lichtmenge und damit für die Dosis; die Form der Glowkurve hängt u.a. vom TL-Material ab.

Eine wichtige Eigenschaft der TL-Dosimeter ist deren Wiederverwendbarkeit. Beim Prozess der Regenerierung werden die Dosimeter für eine bestimmte Zeit auf einige hundert Grad erhitzt, wobei auch die bei der Auswertung evtl. verbliebene Information gelöscht wird. Für die Regenerierung steht uns ein spezieller Ofen (TLDO der Firma PTW-Freiburg) mit mehreren vorwählbaren Ausheizprogrammen zur Verfügung.

Ein wichtiger Schritt in der TLD ist die Kalibrierung der Dosimeter. Zu diesem Zweck werden die Dosimeter in einem speziell angefertigten Plexiglas-Phantom bei einer bestimmten Dosis bestrahlt, welche mit Hilfe einer Ionisationskammer bestimmt wurde.

Die Reproduzierbarkeit (Standardabweichung) liegt bei unseren Messungen in der Regel zwischen 2 und 4%. Neben der Dosis können verschiedene weitere Faktoren das Messergebnis beeinflussen. Dazu gehören vor allem die Strahlenenergie sowie das Fading, d.h. die Abnahme des TL-Signals mit der Zeit nach der Bestrahlung. Um den Einfluss dieser Faktoren möglichst gering zu halten, erfolgen Kalibrierung und Messung unter möglichst gleichen Bedingungen.

## Phantome ersetzen den Patienten

Als Ersatz für den Patienten werden Phantome benötigt, mit deren Hilfe die Strahlenexpositionen bestimmt werden können und - im Gegensatz zum Patienten – auch Messungen im Innern möglich sind. Um die Messwerte auf den Patienten zu übertragen, muss die physikalische Strahlenwirkung auf das Phantom möglichst gleich sein. Da der Mensch zum grössten Teil aus Wasser besteht, ist dieses ein ideales Material. Detektoren können in Wasser beliebig positioniert und bewegt werden.

Im Jahre 1978 erhielten wir eines der ersten motorgesteuerten Wasserphantome von der Firma PTW [6]. Mit diesem MP1 konnten die Messpunkte entlang einer Wegstrecke programmiert und die Messwerte automatisch auf Lochstreifen gespeichert werden. Die Daten konnten dann an einem Philips-Mikroprozessor verarbeitet und zusammengestellt werden für die Eingabe in das Bestrahlungsplanungssystem. Damals eine enormer Fortschritt, heute eine Selbstverständlichkeit. Bei der nächsten Generation, dem MP2, wurde bei der Messung bereits ein Computer verwendet, womit die Möglichkeiten in der Steuerung wesentlich verbessert wurden. Mit der heutigen Generation, dem MP3, hat man noch wesentlich mehr Möglichkeiten. Nur das Aufstellen und Justieren des Phantoms geschieht nicht automatisch.

Wasserphantome haben unter anderem den Nachteil, dass sie quader- oder zylinderförmig sind und keine Inhomogenitäten enthalten. Deshalb benötigt man ein anthropomorphes Phantom mit Luftkavitäten, Lungen und einem Skelett, um gemessene Dosen direkt auf den Menschen übertragen zu können. Das sogenannte Alderson-Phantom ist aus gewebeäquivalentem Material aufgebaut und kann sowohl bei Fragestellungen in der Radio-Onkologie wie auch in der Diagnostischen Radiologie eingesetzt werden. Es entspricht in Form, Grösse und Masse einem Standardmenschen. Das Phantom besteht aus Scheiben, so dass TLD oder Filme im Innern reproduzierbar verwendet werden können.

Für die Konstanzprüfungen an Bestrahlungsgeräten und an diagnostischen Röntgengeräten ist die Verwendung von einfachen, kompakten und reproduzierbar zu positionierenden Phantomen üblich. In der Röntgendiagnostik verwendet man spezielle Prüfkörper aus Aluminium (Bronder-Phantom) oder Plexiglas (Mammographie). Als Plattenphantome mit entsprechenden Bohrungen für den Einschub einer Ionisationskammer eignen sich Plexiglas, „Solid Water“ oder Masonit [3].

## Dosisvergleiche

Unsere Geräte für die Dosismessungen an den Bestrahlungsgeräten in der Radio-Onkologie müssen mindestens alle vier Jahre beim Bundesamt für Metrologie und Akkreditierung (METAS) geeicht und alle sechs Monate einer Konstanzprüfung unterzogen werden. Zudem beteiligen wir uns an den jährlichen nationalen (SGSMP) und internationalen (ESTRO, AAPM) Vergleichsmessungen, die im allgemeinen mit Thermolumineszenz-Dosimeter per Postversand erfolgen. Unser Ziel ist dabei die Bestätigung der praktischen Dosimetrie innerhalb von 3 %.

Bei Vergleichsmessungen mit dem Radiological Physics Center in Houston (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) beteiligen wir uns seit 1977. Dabei werden an den Linearbeschleunigern die Dosen von allen sechs vorhandenen Photonenenergien und ausgewählten Elektronenenergien überprüft. Hier lässt sich somit gut der längerfristige Verlauf der Absolutdosimetrie verfolgen. Die Dosisübereinstimmung lag stets innerhalb von 3.3 %, in 88 % der Dosisvergleiche innerhalb von 2.0 %, wie in Abbildung 1 ersichtlich ist.

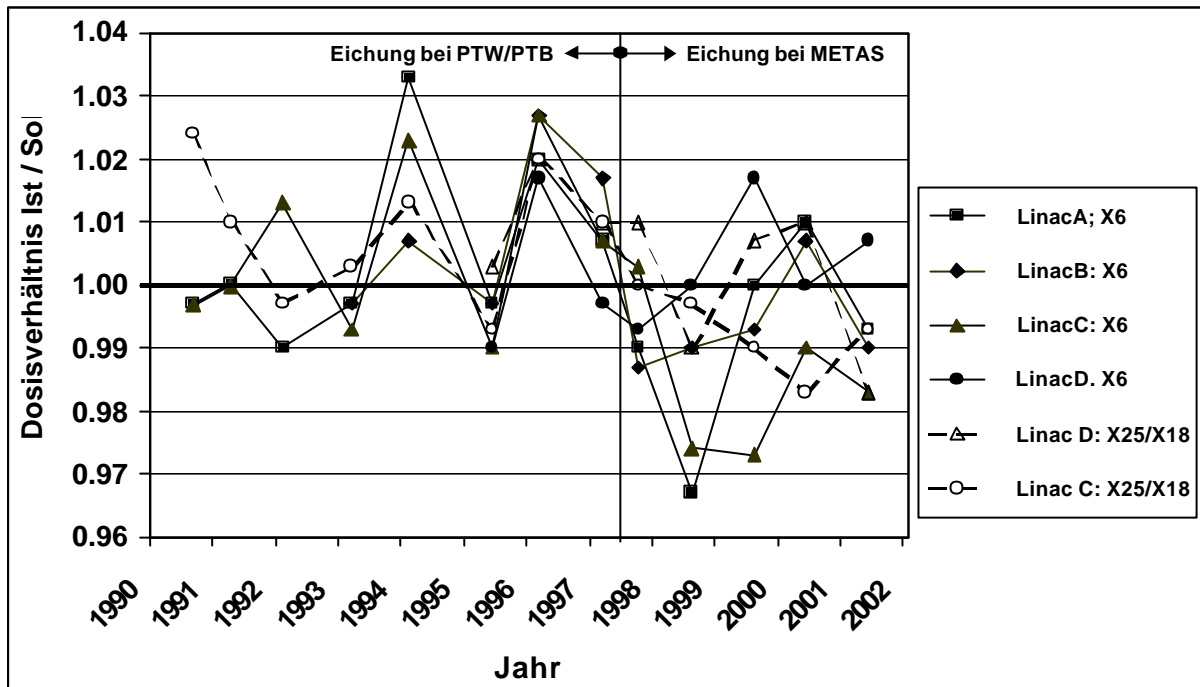


Abbildung 1: Ergebnisse der Dosimetrievergleiche mit dem Radiological Physics Center in Houston (USA) in der Zeit von 1990 bis 2001.

Bisher hat das Dosimetriezentrum des Universitätsspitals Zürich und neu dasjenige des Kantonsspitals St. Gallen im Auftrag der Schweizerischen Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik (SGSMP) jährlich einen Dosimetrievergleich durchgeführt. Dabei waren die Fragestellung und die ausgewählten Strahlqualitäten nicht immer gleich, sodass ein längerfristiger Vergleich nicht möglich ist. Die Dosisabweichung lag aber stets zwischen  $-3.5$  und  $+3.1$  %, in 79 % der Dosisvergleiche innerhalb von 2.0 %.

Die Vergleiche des Quality Assurance Network der ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) werden erst seit drei Jahren und mit jeweils unterschiedlicher Fragestellung durchgeführt. Dabei werden auch irreguläre Felder (mit einer nicht rechteckigen Form) und Keilfilter miteinbezogen. Dabei muss notwendigerweise die Bestrahlungsplanung mitwirken. Die Resultate hängen somit auch von der Güte des Rechenalgorithmus des Bestrahlungsplanungssystems ab (vgl. auch den Beitrag „Therapieplanung“). Unsere Resultate lagen weitgehend innerhalb des „optimal level“ (innerhalb 3 %). Einige wenige Ergebnisse – die Keilfilter-Felder – erreichten dagegen den „tolerance level“ ( $< 5$  %).

## Berechnung von Dosen

In der Bestrahlungsplanung der Radio-Onkologie ist die Berechnung von Dosen und Dosisverteilungen (Isodosenpläne) ein Standardverfahren. Allerdings handelt es sich hier eher um eine Umrechnung oder Anpassung von gemessenen und im Bestrahlungsplanungssystem gespeicherten Daten von Standardfeldern. Aufgrund der geänderten Bestrahlungsparameter werden mit Hilfe von Algorithmen die absoluten und relativen Dosen verändert. Es werden zur Zeit Verfahren entwickelt, um die Dosisverteilungen unabhängiger von Grundlagenmessungen zu ermitteln (sogenannte Monte-Carlo-Rechenverfahren). Allerdings benötigen diese Berechnungen auch mit den heutigen Computern noch zuviel Zeit, nämlich Minuten bis Stunden.

Die Berechnung einer Dosis im Innern des Körpers bei einer Exposition mit Röntgenstrahlen ist grundsätzlich möglich. Der Einfluss der gewählten Einstellparameter lässt sich mit verschiedenen Näherungsverfahren berücksichtigen. Die Berücksichtigung der Streustrahlung ausserhalb des Nutzstrahlenfeldes ist jedoch nicht einfach. Es gibt kommerzielle Dosisberechnungsprogramme, mit deren Hilfe Organdosen und die effektive Dosis aufgrund der eingegebenen Parameter berechnet werden können. Auch für die Strahlenexpositionen bei der CT existieren mindestens zwei brauchbare PC-Programme. Dabei sind für die kommerziellen CT-Geräte die wichtigsten Parameter bereits enthalten (kV-Wahl, Filterung, CTDI-Wert, Schichtdicken, Umlaufzeit usw.). Solche Programme sind geeignet, Grössenordnungen von Strahlenexpositionen zu bestimmen oder den Einfluss eines Parameters auf die Dosis zu simulieren. Sie eignen sich zudem gut als Ausbildungshilfen.

In der Nuklearmedizin kann zwar die Dosis in einem Organ bei einem radioaktiven Zerfall eines bekannten Nuklids an einem bekannten Ort physikalisch genau berechnet werden. Probleme bietet die Biokinetik, die nur empirisch beschrieben werden kann. Die biokinetischen Daten der üblicherweise verwendeten Radiopharmaka sind tabelliert. Der Patient in der Nuklearmedizin hat aber häufig eine vom Normalmenschen abweichende Biokinetik. Zusätzliche individuelle Angaben sind deshalb erforderlich.

Dosisberechnungen sind beispielsweise erforderlich nach einer Strahlenexposition an einer Frau mit (unbekannter) Schwangerschaft. Es geht dann darum, aufgrund der Dosis in utero das Risiko für den Fötus abzuschätzen. Pro Jahr führen wir durchschnittlich zehn solcher Risikoabschätzungen durch.

## Literatur

- [1] J. Roth: Bestimmung der Dosis und der relativen Wirksamkeiten von biologischen und chemischen Dosimetern bei Bestrahlungen mit 14,8-MeV-Neutronen und Co-60-Gammastrahlen. Dissertation phil.-nat. Fakultät, Universität Basel (1975).
- [2] H.W. Nemeč, J. Roth, H. Lüthy: Dosismessung schneller Elektronen mit einer modifizierten Frikke-Lösung. *Strahlentherapie* **149** (1975) 493-498
- [3] J. Roth, H. Lüthy: Die Eigenschaften von Masonit als Phantom-Material. *Strahlentherapie* **153** (1976), 449-454
- [4] H.W. Nemeč: Probleme der Dosimetrie am Linearbeschleuniger. *Medizinische Physik* (Hrsg. W.J. Lorenz), Band 2, Hüthig-Verlag, Heidelberg (1977), 433-441
- [5] H.W. Nemeč, H. Lüthy: Die wässrige Eosinlösung als chemisches Dosimeter. *Medizinische Physik* 1978 (Hrsg. H.J. Schopka), Hüthig-Verlag, Heidelberg (1978), 149-154

- [6] J. Roth: Der Einsatz eines Dosimetriesystems mit motorgesteuertem Phantom und Computer-Auswertung. Medizinische Physik 1980 (Hrsg.: U. Rosenow), Band 2. Hüthig-Verlag, Heidelberg (1980), 146-151
- [7] J. Roth, H.W. Nemeč: Die Filmdosimetrie zur Bestimmung von Dosisverteilungen: Möglichkeiten und Grenzen. Medizinische Physik 1987 (Hrsg.: H. Bergmann), DGMP und OeGMP, Innsbruck (1987), 187-192
- [8] J. Roth, H.W. Nemeč, R. Blauenstein: Zur Filmdosimetrie von hochenergetischen Elektronen. Tagungsberichte der Wiss. Tagung der Schweiz. Gesellschaft für Strahlenbiologie und Strahlenphysik 1987, Verlag Max Huber, Kerzers (1988), 137-148
- [9] H.W. Nemeč, J. Roth: Erfahrungen mit der Thermolumineszenz-Dosimetrie am Kantonsspital Basel. Tagungsberichte der wissenschaftlichen Tagung der Schweizerischen Tagung für Strahlenbiologie und Medizinische Physik 1994 (Hrsg. J.-F. Germond und J.-M. Haefliger), Verlag Max Huber, Kerzers (1995), 105-110
- [10] W. Roser, H.W. Nemeč, B. Roser, H.W. Roser, W. Steinbrich, J. Roth: Dosimetrie ionisierender Strahlen mittels  $^1\text{H}$ -MRS - eine neue Technik zur raschen lokalisierten Dosisbestimmung. Z. Med. Phys. **7** (1997) 99-103