

Ionisierende Strahlung in der Medizin



**Fachorgan für Wirtschaft und Wissenschaft
Amts- und Mitteilungsblatt der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt
Braunschweig und Berlin**

123. Jahrgang, Heft 2, Juni 2013

Inhalt

Ionisierende Strahlung in der Medizin

- *Herbert Janßen*: Vorwort 3

- *Ulrike Ankerhold*: **Ionisierende Strahlung in Diagnostik und Therapie** 5
- *Ludwig Büermann*: Metrologische Aspekte der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik 8
- *Karsten Kossert*: Aktivitätsbestimmung von Radionukliden für Diagnostik und Therapie 16
- *Ulrike Ankerhold, Thorsten Schneider*: Dosimetrie für die Brachytherapie 22
- *Achim Krauss*: Kalorimetrische Bestimmung der Wasser-Energiedosis 28
- *Ralf-Peter Kapsch*: Dosimetrie mit Ionisationskammern in der externen Strahlentherapie 33
- *Mathias Anton*: Dosimetrie für die externe Strahlentherapie: Dosimetrie mit Alanin 36

- *Peter Ambrosi*: **Strahlenschutz in der Medizin** 41
- *Oliver Hupe*: Messgeräte und Herausforderungen in der Strahlenschutzmesstechnik 43
- *Peter Ambrosi, Oliver Hupe, H.-M. Kramer*: Messgrößen im Strahlenschutz 46
- *Oliver Hupe*: Amtliche Personendosimetrie für Medizin-Personal 50
- *Oliver Hupe*: Dosis für helfende Personen in der Human-, Zahn- und Tiermedizin 53
- *Rolf Behrens*: Teilkörperdosimetrie für Photonen und Betastrahlung 57
- *Oliver Hupe, Hayo Zutz, Peter Ambrosi*: Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung 59
- *Hayo Zutz*: Messung der Strahlung im Beschleuniger-Therapieraum 62

- *Hans Rabus*: **Strahlenwirkung** 67
- *Alexander Arndt, Woon Yong Baek*: Strahlenwirkung auf Biomoleküle 68
- *Marion Bug, Heidi Nettelbeck*: Simulation der Strahlenwirkung auf biologische Objekte 72
- *Gerhard Hilgers*: Messung der Spurstruktur ionisierender Strahlung 75
- *Ulrich Giesen*: Strahlenwirkung auf zellulärer Ebene 78

Recht und Technik

- Prüfungen der staatlich anerkannten Prüfstellen für Messgeräte für Elektrizität, Gas, Wasser und Wärme im Jahr 2012 82

Technologieangebote

- Metrology for advanced industrial magnetics 84
- Metrology aims at ultra-precise form characterization of any optical surface 85

Amtliche Bekanntmachungen (eigenes Inhaltsverzeichnis) 87

Titelbild

Wie wird ionisierende Strahlung in der Medizin eingesetzt und welche Strahlenwirkungen treten dabei auf? Auf diese Fragen antworten die Beiträge in dieser Ausgabe der PTB-Mitteilungen. Die Fotos auf der Titelseite verweisen (v. l. n. r.) auf die Strahlenwirkung auf biologische Objekte (vgl. S. 72), die Aktivitätsbestimmung von Radionukliden (vgl. S. 16) und den Strahlenschutz in der Medizin (vgl. S. 41).

Impressum

Die PTB-Mitteilungen sind metrologisches Fachjournal und amtliches Mitteilungsblatt der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, Braunschweig und Berlin. Als Fachjournal veröffentlichen die PTB-Mitteilungen wissenschaftliche Fachaufsätze zu metrologischen Themen aus den Arbeitsgebieten der PTB. Als amtliches Mitteilungsblatt steht die Zeitschrift in einer langen Tradition, die bis zu den Anfängen der Physikalisch-Technischen Reichsanstalt (gegründet 1887) zurückreicht. Die PTB-Mitteilungen veröffentlichen in ihrer Rubrik „Amtliche Bekanntmachungen“ unter anderem die aktuellen Geräte-Prüfungen und -Zulassungen aus den Gebieten des Eich-, Prüfstellen- und Gesundheitswesens, des Strahlenschutzes und der Sicherheitstechnik.

Verlag

Fachverlag NW in der
Carl Schünemann Verlag GmbH
Zweite Schlachtpforte 7
28195 Bremen
Internet: www.schuenemann-verlag.de
E-Mail: info@schuenemann-verlag.de

Herausgeber

Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB),
Braunschweig und Berlin
Postanschrift:
Postfach 33 45, 38023 Braunschweig
Lieferanschrift:
Bundesallee 100, 38116 Braunschweig

Redaktion/Layout

Presse- und Öffentlichkeitsarbeit, PTB
Dr. Dr. Jens Simon (verantwortlich)
Bernd Warnke
Telefon: (05 31) 592-93 21
Telefax: (05 31) 592-30 08
E-Mail: bernd.warnke@ptb.de

Leser- und Abonnement-Service

Karin Drewes
Telefon: (04 21) 369 03-56
Telefax: (04 21) 369 03-63
E-Mail: vertrieb@schuenemann-verlag.de

Anzeigenservice

Karin Drewes
Telefon: (04 21) 369 03-56
Telefax: (04 21) 369 03-63
E-Mail: vertrieb@schuenemann-verlag.de

Erscheinungsweise und Bezugspreise

Die PTB-Mitteilungen erscheinen viermal jährlich. Das Jahresabonnement kostet 55,00 Euro, das Einzelheft 16 Euro, jeweils zzgl. Versandkosten. Bezug über den Buchhandel oder den Verlag. Abbestellungen müssen spätestens drei Monate vor Ende eines Kalenderjahres schriftlich beim Verlag erfolgen.

Alle Rechte vorbehalten. Kein Teil dieser Zeitschrift darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages vervielfältigt oder verbreitet werden. Unter dieses Verbot fällt insbesondere die gewerbliche Vervielfältigung per Kopie, die Aufnahme in elektronische Datenbanken und die Vervielfältigung auf CD-ROM und in allen anderen elektronischen Datenträgern.

Printed in Germany ISSN 0030-834X

IONISIERENDE STRAHLUNG IN DER MEDIZIN

Vorwort

Herbert Janßen*

Der Begriff „Ionisierende Strahlung“ – im täglichen Sprachgebrauch auch oft nicht zutreffend als „Radioaktive Strahlung“ bezeichnet – weckt in uns regelmäßig sehr zwiespältige Gefühle, verbinden wir doch generell mit „Strahlung“ häufig nicht quantifizierbare Gefahren für Leib und Leben. Dabei wirkt auf jeden Menschen immer und überall ionisierende Strahlung ein, die ganz überwiegend natürlichen Ursprunges ist. Dem Thema Ionisierende Strahlung in der Umwelt und deren Einflüsse auf unser gesellschaftliches Leben haben wir uns schon in einer früheren Ausgabe dieser Schriftenreihe gewidmet (PTB-Mitteilungen, Heft 4.2006). Die Beiträge in diesem Heft beschäftigen sich nun mit den Anwendungen ionisierender Strahlung in der medizinischen Diagnostik und Therapie. Anders als bei der unvermeidbaren Strahlenbelastung durch natürliche Strahlungsquellen ist es für die Anwendung ionisierender Strahlung am Menschen immer eine Rechtfertigung durch eine medizinische Indikation geben, so dass bei der Abwägung zwischen Nutzen und Risiko für den Patienten der Nutzen überwiegt.

Nun gehört zu den Aufgaben der PTB nicht die direkte Anwendung von Strahlung am Menschen und auch die Nutzen-Risiko-Analyse für den Patienten wird vom behandelnden Arzt zu machen sein. Eine wichtige Grundlage für alle Entscheidungen bei der Anwendung ionisierender Strahlung ist aber immer die möglichst genaue und vor allem richtige Messung der für die Diagnostik und die Therapie relevanten physikalischen Größen. Diese sind zum Beispiel die Aktivität radioaktiver Stoffe, gemessen in Becquerel, oder die Dosis bei der Therapie von Tumoren mit verschiedenen Strahlenarten, gemessen als Wasserenergiedosis in Gray. Dazu gehört auch die verlässliche Bestimmung von Strahlendosen, gemessen in Sievert, die das Personal bei seiner täglichen Arbeit in Praxen und Kliniken möglicherweise erhalten kann.

Mit solchen Themen der Metrologie für die

Anwendung ionisierender Strahlung in der Medizin beschäftigen sich die nachfolgenden Beiträge von Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der PTB aus dem Bereich „Ionisierende Strahlung“. Dabei geht es nicht um die Beschreibung einzelner diagnostischer oder therapeutischer Verfahren in dem Feld der sich rasant entwickelnden Medizintechnik. Im Vordergrund stehen die messtechnischen Grundlagen und Verfahren, mit denen die in der Medizin wichtigen Messgrößen möglichst praxisorientiert von deren Realisierung in dem nationalen Metrologie-Institut PTB zur medizinischen Anwendung gebracht werden können.

Nach einer kurzen Einführung in die Nutzung ionisierender Strahlung in Diagnostik und Therapie wenden wir uns der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik zu. Es folgen die Verfahren für die Aktivitätsbestimmung an radioaktiven Quellen und die Dosimetrie spezieller radioaktiver Quellen, die bei der Brachytherapie angewandt werden. Die grundlegende Messgröße für die Tumortherapie mit ionisierender Strahlung ist die Wasserenergiedosis. Die in der PTB entwickelte Messmethode für die absolute Bestimmung – die Wasserkalorimetrie – wird ebenso vorgestellt wie die Relativ-Messverfahren für die medizinische Praxis mit Ionisationskammern und Alanin.

Breiten Raum nimmt dann der Strahlenschutz für das medizinische Personal und ggf. tätige helfende Personen ein. Im Gegensatz zum Patienten, für den die mit der Anwendung verbundene Strahlendosis durch die medizinische Indikation gerechtfertigt ist, sollen beim Personal die durch ihre Tätigkeiten erhaltenen Strahlendosen natürlich möglichst klein sein. Für diese wurden Grenzwerte festgelegt, deren Einhaltung mit Hilfe geeigneter Dosimeter überwacht werden muss. In den Beiträgen wird über Messgrößen im Strahlenschutz, über Messgeräte und das System der amtlichen Personendosimetrie sowie über die besonderen messtechnischen Herausforderungen,

* Dr. Herbert Janßen
Leiter der Abteilung
„Ionisierende Strahlung“
E-Mail: herbert.janssen@ptb.de

die mit der Nutzung gepulster Strahlungsquellen für die Dosimetrie einhergehen, berichtet.

Die derzeit für Diagnostik und Therapie und ebenso die für den Strahlenschutz benutzten Dosisgrößen sind makroskopisch definiert. Wir betrachten die in einem größeren Volumen deponierte mittlere Energie der eindringenden Strahlung und nutzen im Strahlenschutz empirische Strahlungs- und Gewebe-Wichtungsfaktoren, mit denen wir die unterschiedlichen biologischen Wirksamkeiten verschiedener Strahlungsarten in verschiedenen Organen und Geweben berücksichtigen. Die Arbeiten der PTB über die mikroskopische Wirkung ionisierender Strahlung auf Biomoleküle und Zellen und deren Simulation in Rechnermodellen wird in den abschließenden Beiträgen zu diesem Heft dargestellt.

Ionisierende Strahlung in Diagnostik und Therapie

Ulrike Ankerhold*

Ionisierende Strahlung ist nicht sichtbar und mit den menschlichen Sinnen nicht wahrnehmbar, so wie beispielsweise Gerüche oder Geräusche. Die Exposition mit ionisierender Strahlung kann gesundheitsschädlich sein und zu schweren Erkrankungen führen. Auf der anderen Seite ist die ionisierende Strahlung als Werkzeug in der Medizin heute nicht mehr wegzudenken. Richtig dosiert wird sie in der Diagnostik und Strahlentherapie zum Wohle des Patienten eingesetzt, entweder um Krankheiten zu erkennen und daraus Behandlungen ableiten zu können oder um gezielt Tumore abzutöten.

In der Medizin werden die bildgebenden diagnostischen Verfahren MRT, Ultraschall, Endoskopie und am häufigsten die Röntgendiagnostik eingesetzt. In Krankenhäusern wird zu etwa 63 % Röntgenstrahlung für die bildgebende Diagnostik verwendet (siehe Abb. 1).

Ergänzt werden die klassischen bildgebenden Verfahren mit Röntgenstrahlung, die den Körper von außen durchdringt, durch den Einsatz spezieller Radionuklide mit besonders geeigneten Zerfallseigenschaften. Diese werden dem Patienten als Radiopharmakon verabreicht. Durch die geeignete Wahl der chemischen Verbindung sammeln sich die Radionuklide in bestimmten Organen oder Geweben des Körpers. Die Strahlungseigenschaften der im Körper zerfallenden Atome werden dann für die Bildgebung ausgenutzt, z. B. mit Gamma-Kameras oder bei der Positronen-Emissions-Tomographie.

In der Strahlentherapie wird die schädigende Wirkung ionisierender Strahlung zur Abtötung von Krebszellen ausgenutzt, die von der applizierten Dosis abhängt. Krebs ist mit ca. 25 % eine der häufigsten Todesursachen in den Industriestaaten. 50 % bis 60 % aller Krebs-Patienten erhalten im Laufe ihrer Behandlung eine Strahlentherapie, bei etwa 50 % aller dauerhaften Tumorheilungen war sie ein Bestandteil der Therapie oder sogar die

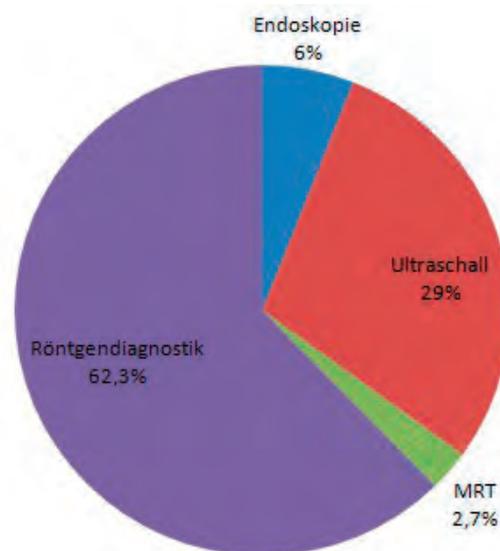


Abb. 1: Anwendungshäufigkeit verschiedener Methoden in der bildgebenden medizinischen Diagnostik in Krankenhäusern¹

einzigste Behandlungsmethode².

In der Strahlentherapie wird zwischen externer Strahlentherapie und interner Strahlentherapie, sog. Brachytherapie, unterschieden, abgesehen von intraoperativen Bestrahlungen. Bei der *externen Strahlentherapie* wird der Patient bzw. der Tumor von außen bestrahlt. Nicht zu vermeiden ist hierbei, dass neben dem tiefer liegenden Tumor auch das darüber liegende gesunde Gewebe exponiert wird. In der Routine wird in der externen Strahlentherapie aufgrund der höheren Eindringtiefe überwiegend hochenergetische Photonenstrahlung, die mit klinischen Elektronen-Linearbeschleunigern erzeugt werden, verwendet. Ziel aller Entwicklungen in der Strahlentherapie ist, eine ausreichend hohe und gleichmäßig verteilte Dosis im Tumolvolumen zu erreichen und gleichzeitig im umliegenden gesunden Gewebe nur eine kleine Dosis zu applizieren, um hier möglichst keine Schädigungen hervorzurufen. Das Schlagwort

¹ BMU-2005-660: Erfassung der Häufigkeit bildgebender Diagnostik, insbesondere strahlendiagnostischer Massnahmen und der Altersverteilung der Patienten, Schriftenreihe Reaktorsicherheit und Strahlenschutz, Bundesministerium für Umwelt und Reaktorsicherheit, 2005

² Die blauen Ratgeber: Strahlentherapie, Antworten, Hilfen, Perspektiven, Band 53, Deutsche Krebshilfe e.V.

* Dr. Ulrike Ankerhold Fachbereich „Dosimetrie für Strahlentherapie und Röntgendiagnostik“ E-Mail: ulrike.ankerhold@ptb.de

ist „tumour matched dose distribution“. Eine der neuesten Entwicklungen in der externen Strahlentherapie ist die Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), bei der der Patient aus verschiedenen Einfallrichtungen mit einer Vielzahl von schmalen, auf die entsprechende Tumorgeometrie angepassten, irregulär geformten Strahlungsfeldern bestrahlt wird.

Bei der *Brachytherapie* wird der Tumor direkt bestrahlt, indem kleine radioaktive Quellen, sog. Seeds, in den Patienten eingeführt und im Tumor oder in dessen Nähe plaziert werden. Der große Vorteil dieser Therapieform ist, dass vom Tumor entfernt liegendes gesundes Gewebe nicht bestrahlt wird. In der Brachytherapie werden heutzutage überwiegend radioaktive Photonenstrahlungsquellen verwendet, entweder Hochdosisleistungsquellen (Ir-192-Seeds) oder Niedrigdosisleistungsquellen (I-125 Seeds) abhängig von Tumorart, -geometrie und -position im Körper. Eine möglichst gleichmäßige und ausreichend hohe Dosisverteilung im Tumor wird durch die gleichzeitige Verwendung von mehreren Seeds erreicht. Auch bei dieser Therapieform kann nicht verhindert werden, dass gesundes Gewebe in direkter Umgebung vom Tumor bestrahlt wird. Um strahlungssensibles Gewebe in der Nähe des Tumors zu schützen, werden sog. Applikatoren unterschiedlichster Geometrie eingesetzt, die das Strahlungsfeld abschirmen und so sensible Organe geschont werden können. Eine neueste Entwicklung in der Brachytherapie ist die Verwendung von Miniatur-Röntgenanlagen. Anstatt mit radioaktiven Quellen, deren Handhabung aufwendige Strahlenschutzvorkehrungen erfordert, erfolgt die Therapie mit kleinsten Röntgenröhren (Röhrenspannungen bis 50 kV), die direkt in den Körper eingebracht werden. Auch hier kann durch die Verwendung von Applikatoren die Geometrie des Strahlungsfeldes im Patienten den Erfordernissen entsprechend angepasst werden.

Bei der Anwendung ionisierender Strahlung in der Medizin spielt die Höhe der Dosis und deren Unsicherheit eine wichtige Rolle. Es gilt das sog. ALARA-Prinzip: so viel wie nötig so wenig wie möglich. In der Diagnostik ist die Herausforderung, so wenig Dosis wie möglich dem zu untersuchenden Patienten zu applizieren, aber dennoch so viel, dass eine aussagekräftige Bildgebung und damit verlässliche Diagnose möglich ist. Bei der Strahlentherapie soll eine ausreichend hohe Dosis im Tumor deponiert werden, so dass die Krebszellen absterben, gleichzeitig darf die Dosis nicht zu hoch sein, um das umliegende gesunde Gewebe nicht unnötig zu schädigen. Kurzgesagt: Zum Wohle des Patienten ist in der Diagnostik und Strahlentherapie eine verlässliche, rückführbare und qualitätsgesicherte Dosismessung mit entsprechend geringer Messunsicherheit

von großer Bedeutung. Im Report 24 der ICRU (International Commission of Radiation Units and Measurements)³ wird für eine optimale Strahlentherapie gefordert, dass im Tumor die Unsicherheit der deponierten Dosis max. $\pm 2,5\%$ ($k = 1$) sein soll. In der Röntgendiagnostik fordert die ICRU im Report 74⁴ eine Gesamt-Unsicherheit der Dosismessung von 7% ($k = 2$). Beide Forderungen werden heutzutage leider nicht immer erreicht, insbesondere in der Strahlentherapie stellt die Messunsicherheit noch eine große Herausforderung dar. In der Strahlentherapie ist die Dosis-Messgröße die Wasser-Energiedosis, in der Röntgendiagnostik ist die Basis-Messgröße der Dosimetrie die Luftkerma. Beide Messgrößen haben die Einheit Gray (abgekürzt: Gray (Gy); $\text{Gy} = \text{J/kg}$).

Für die Darstellung der Einheiten dieser Messgrößen betreibt die PTB verschiedene Primärnormale (siehe Beiträge in diesem Heft: „Kalorimetrische Bestimmung der Wasser-Energiedosis“ von A. Krauss; „Dosimetrie für die Brachytherapie“ von U. Ankerhold und T. Schneider; „Metrologische Aspekte der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik“ von L. Büermann). Durch Kalibrierung von Sekundärnormalen werden die Einheiten weitergegeben und damit eine Rückführbarkeit in der Dosismessung sichergestellt. In der Röntgendiagnostik wird für die Qualitätssicherung für bestimmte Messzwecke die Verwendung von bauartgeprüften Dosimetern vorgeschrieben. Im Bereich der Dosimetrie in der Strahlentherapie gelten die Regelungen des Medizinproduktegesetzes (MPG) und der Medizinprodukte-Betreiberverordnung (MPBV).

In der Röntgendiagnostik und Strahlentherapie werden als Sekundärnormale fast ausschließlich Ionisationskammern (siehe Beitrag in diesem Heft „Dosimetrie mit Ionisationskammern in der externen Strahlentherapie“ von R.-P. Kapsch) verwendet. Diese zeigen eine hohe messtechnische Stabilität und Zuverlässigkeit, gute Messcharakteristika (z. B. geringe Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens) und deren Eigenschaften lassen sich sehr gut mit Simulationsrechnungen beschreiben. Es werden Ionisationskammern unterschiedlichster Bauform (zylinderförmige, kugelförmige oder flache, planparallele Kammern) und Luftvolumina (Volumina von $0,015 \text{ cm}^3$ bis $0,6 \text{ cm}^3$ in der Strahlentherapie und bis ca. 100 cm^3 in der Röntgendiagnostik) entsprechend den Messanforderungen eingesetzt.

Neben der direkten Dosismessung sind Strahlungstransportrechnungen auf der Basis von Monte-Carlo-Simulationen ein wichtiges Werkzeug zur Ermittlung von Dosiswerten, -verteilungen, Korrekturfaktoren, Ansprechvermögen etc. Derartige Rechnungen können zum einen dazu dienen, Messergebnisse zu verstehen und die

³ International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or gamma Rays in radiotherapy Procedures*, ICRU Report 24, 1991

⁴ International Commission on Radiation Units and Measurements, *Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging*, ICRU Report 74, Journal of the ICRU, Vol. 5, No.2 (2005), Oxford University Press

richtigen Schlussfolgerungen zu ziehen, und zum anderen ist es möglich Parameter zu bestimmen, die messtechnisch nicht ermittelt werden können. Strahlungstransportrechnungen sind immer als Ergänzung zu Messungen zu sehen.

Die technischen Weiterentwicklungen in der Strahlentherapie und Röntgendiagnostik stellen ständig neue Herausforderungen an die Dosis-messung. Beispiel ist in der Strahlentherapie die Messung der Dosis in kleinen Feldern und in der Röntgendiagnostik die Dosimetrie im breiten Strahlungsfeld der modernen Computertomogra-phen. Eine wichtige Rolle spielt die Forschung und Entwicklung von neuen Detektoren, Messprozedu-ren etc. für die Realisierung einer rückführbaren Dosimetrie in diesen neuartigen Feldern. Auf-grund der kleinen Größe, der geringen Abhän-gigkeit des Ansprechvermögens von der Strah-lungsqualität und der Materialeigenschaften ist das Alanin-Dosimeter für derartige Untersuchungen ein wichtiges Messmittel (siehe Beitrag in diesem Heft „Dosimetrie für die externe Strahlentherapie: Dosimetrie mit Alanin“ von M. Anton). National und international wird eng mit Medizinphysikern in den Kliniken sowie mit Experten in anderen nationalen Metrologieinstituten, Kalibrierlabora-torien und der Industrie zusammengearbeitet. Die Forschungsergebnisse werden von der PTB in die nationale und internationale Normung sowie in international verwendete technische Dokumente (z. B. IAEA-Reports) eingebracht.

Metrologische Aspekte der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik

Ludwig Büermann*

1 Einleitung

Die in Deutschland im Jahre 2010 durch ionisierende Strahlung aus natürlichen und zivilisatorischen Quellen verursachte mittlere effektive Jahresdosis pro Person betrug 3,9 mSv. Fast die Hälfte davon, nämlich ca. 1,7 mSv, ist auf röntgendiagnostische Untersuchungen zurückzuführen [1]. Diese Zahlen verdeutlichen die große Bedeutung der Dosimetrie für die Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik und die daraus erwachsende Verpflichtung, eine ausreichende Bildqualität bei minimaler Dosis zu erreichen. Interessant sind auch die prozentualen Anteile verschiedener röntgendiagnostischer Untersuchungsarten und deren Anteile an der kollektiven effektiven Dosis, die in Bild 1 dargestellt sind. Die Kollektivdosis ist das Produkt aus der Anzahl der Personen der exponierten Bevölkerungsgruppe und der mittleren Pro-Kopf-Dosis. Einheit der Kollektivdosis ist das Personen-Sievert. Der Begriff der effektiven Dosis in der Röntgendiagnostik wird im Abschnitt 6 näher beschrieben.

Besonders auffällig ist, dass nur 8 % der röntgendiagnostischen Untersuchungen mit einem Computertomographen erfolgen, diese aber 60 % der kollektiven effektiven Dosis ausmachen. Umgekehrt beträgt der Anteil an zahnmedizinische Untersuchungen 37 %, die aber nur 0,2 % der Dosis hervorrufen. Statistische Erhebungen dieser Art lassen wertvolle Rückschlüsse über besonders dosisreiche oder dosisarme Röntgenuntersuchungen zu. Daraus ergeben sich Hinweise, bei welchen Untersuchungsarten ein besonderes Augenmerk auf die Qualitätssicherung gelegt werden muss. Die Häufigkeit röntgendiagnostischer Untersuchungen erhebt das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) im Auftrag des Umweltministeriums (BMU) über die Gebührenscheffeln in den Abrechnungen der Krankenversicherer. Diese werden dem BfS von den Kostenträgern (d. h. der kassenärztlichen und kassenzahnärztlichen Bundesvereinigung sowie dem Verband der privaten Krankenversicherung) zur Verfügung gestellt [1]. Wie aber werden die effektiven Patientendosen ermittelt? Wie wird die Qualität der medizinischen Röntgeneinrichtungen

Dr. Ludwig Büermann
Arbeitsgruppe
„Dosimetrie für die
Röntgendiagnostik“
E-mail: ludwig.bueermann@ptb.de

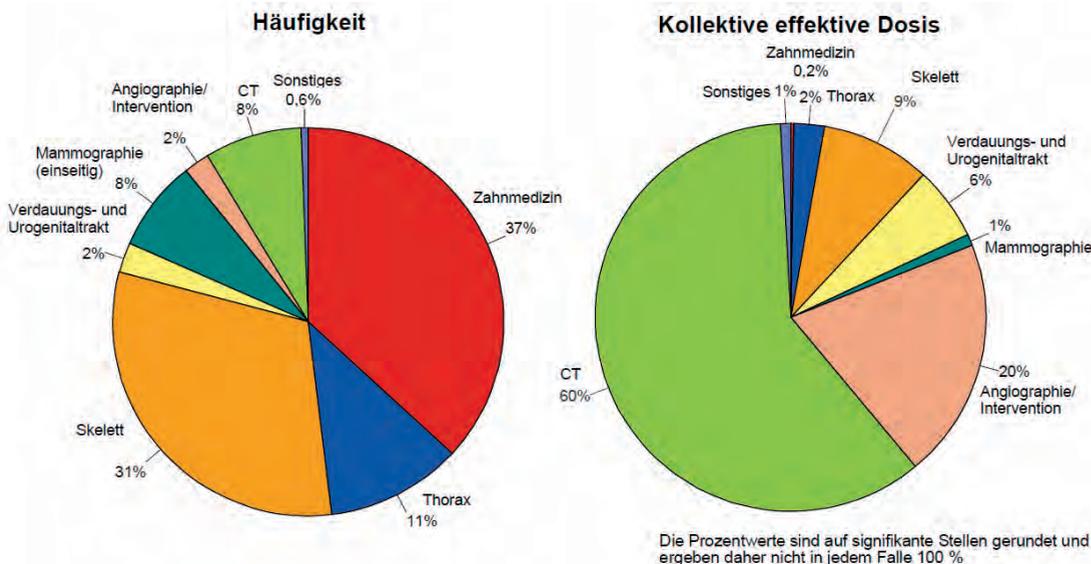


Bild 1: Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2009 (Quelle: [1]).

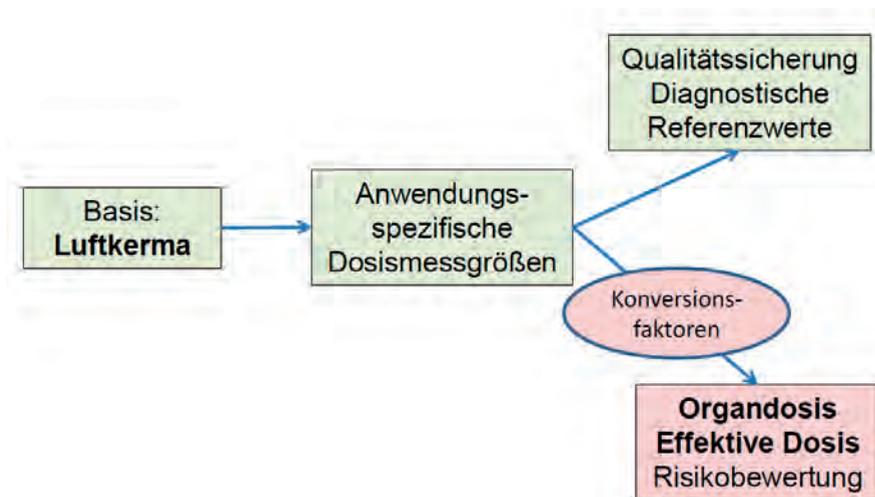


Bild 2: Von der grundlegenden Messgröße Luftkerma über anwendungsspezifische Dosismessgrößen zu diagnostischen Referenzwerten und effektiven Patientendosen.

gesichert? Welche Rolle spielt dabei die Dosimetrie für die Röntgendiagnostik und damit die PTB? Mit welchen Unsicherheiten sollte die Dosimetrie erfolgen? Diese Fragen sollen im folgenden Beitrag beantwortet werden.

2 Von messbaren Dosisgrößen zur Patientendosis

Die grundlegende Messgröße in der Dosimetrie für die Röntgendiagnostik ist die Luftkerma, eine fundamentale Messgröße in der Photonendosimetrie (Abschnitt 3). Von der Luftkerma werden die anwendungsspezifischen Dosismessgrößen abgeleitet (Abschnitt 4) für Anwendungen wie Radiographie und Durchleuchtung (4.1), Mammographie (4.2) und Computertomographie (4.3). Anwendungsspezifische Dosismessgrößen sind die Grundlage für die Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik, wie z. B. die Abnahme- und Konstanzprüfung oder die diagnostischen Referenzwerte (Abschnitt 5). Aus den anwendungsspezifischen Dosismessgrößen werden aber auch die der Messung nicht direkt zugänglichen Organ- und Gewebedosen sowie die effektive Dosis für Standardpatienten mit Hilfe berechneter Konversionsfaktoren bestimmt (Abschnitt 6). Nach einer Empfehlung der ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) sollten Dosismessungen für die Qualitätssicherung und Bestimmung der Patientendosis mit einer erweiterten Unsicherheit ($k = 2$) von kleiner als 7 % erfolgen [2]. Daraus lassen sich Unsicherheitsvorgaben für die metrologische Kette der Dosismessung vom Primärstandard zu anwendungsbezogenen Dosismessgrößen ableiten (Abschnitt 7).

3 Definition und primäre Messung der Luftkerma

Die Messgröße Luftkerma entspringt der Vorstellung, dass die Übertragung von Energie durch Röntgenstrahlung auf das Medium Luft in zwei Stufen erfolgt: Zunächst werden durch Wechselwirkungen von Photonen mit den Atomen der Luft Elektronen freigesetzt. Entlang ihrer Bahnen übertragen die Elektronen durch Ionisation und Anregung Energie auf die Luft. Ein Bruchteil der kinetischen Anfangsenergie der Elektronen wird in Bremsstrahlung umgewandelt und nicht lokal in der Nähe der Elektronenbahnen deponiert. Die erste Stufe der Freisetzung von Elektronen wird physikalisch durch die Messgröße Kerma ('kinetic energy released per unit mass') [3], die zweite durch die Luftenergiedosis beschrieben. Die Luftkerma von Röntgenstrahlungen aus konventionellen Röntgenröhren wird mit Freiluftionisationskammern (FLK) gemessen [4], die nach folgendem Prinzip funktionieren (Bild 3):

Ein nahezu paralleles Röntgenstrahlungsbündel tritt durch eine Blendenöffnung mit der Querschnittsfläche A in eine luftgefüllte, offene Parallelplattenkammer ein und verlässt diese durch eine Austrittsöffnung. Die Achse des Strahlenbündels verläuft im Zentrum eines Plattenpaares, dessen obere Platte (H) an ein höheres elektrisches Potential liegt als die unteren Platten (S-M-S). Das elektrische Feld zwischen den Platten dient dazu, die durch die Röntgenstrahlung über Sekundärelektronen erzeugten Ionenpaare abzuführen. Die Ladungen fließen über die Messelektrode (M) ab, dessen Länge in Strahlrichtung das Ionensammelvolumen (V_I) definiert. Die Schutz Elektroden (S) dienen dazu, ein homogenes elektrisches Feld im Sammelvolumen zu realisieren. Die Dimensionen der Kammer müssen so gewählt sein, dass für das Messvolumen (V_M , schraffierter Bereich in Bild 3) Sekundärelektronengleichgewicht (SEG) besteht. Unter SEG Bedingungen ist die Luftenergiedosis

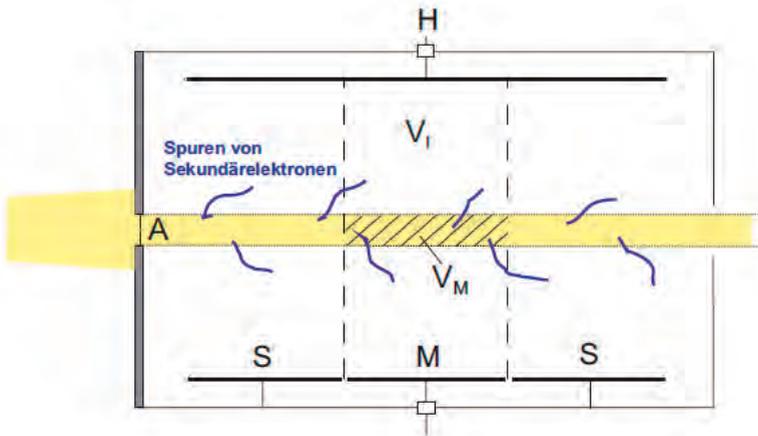


Bild 3: Messprinzip einer Freiluftkammer. A: Querschnittsfläche der kreisförmigen Messblende, H: Hochspannungselektrode, S-M-S: Gegenelektrode, unterteilt in Schutzelektroden (S) und Messelektrode (M), V_I : Ionisationsvolumen, V_M : Messvolumen.

bis auf Bremsstrahlungsverluste gleich der Luftkerma. Die mit einer Freiluftkammer unter SEG Bedingungen gemessene Ionenladung kann mit Hilfe der Ionisationskonstante für Luft ($W/e = 33,97 \text{ J/C}$) in die Luftenergiedosis umgerechnet werden. Damit wird der folgende Zusammenhang zwischen Luftkerma K_a und der pro Masseneinheit ($m = \rho V_M$) gemessenen Ladung Q/m erhalten:

$$K_a = \frac{Q}{m} \frac{W}{e} k_g \prod k_i$$

Die Abweichungen einer realen von einer idealen Freiluftkammer werden durch das Produkt von Korrekturfaktoren k_i berücksichtigt. k_g ist der Korrekturfaktor für die Bremsstrahlungsverluste. Die Einheit der Luftkerma ist das Gray ($\text{Gy} = \text{J/kg}$). Mit Hilfe von FLKn kann die Luftkerma von Röntgenstrahlungen mit Erzeugerspannungen von 10 kV – 400 kV mit einer erweiterten ($k = 2$) relativen Unsicherheit von ca. 0,6 % gemessen werden.

Für den Bereich der Röntgendiagnostik betreibt die PTB zwei unterschiedliche FLKn, die Parallelplattenkammer mit der Bezeichnung „PK100“ und eine zylinderförmige FLK mit der Bezeichnung

„Fasskammer“ (Bild 4). Mit der PK100 werden Sekundärnormale für den Mammographiebereich (Röhrenspannungen 25 kV – 35 kV) kalibriert, mit der Fasskammer solche aus dem Bereich der konventionellen Radiographie (Röhrenspannungen von 50 kV – 150 kV). Die Kalibrierfaktoren der Sekundärnormale werden mit relativen erweiterten ($k = 2$) Unsicherheiten von ca. 1 % angegeben. Für die Kalibrierung werden Referenzstrahlungsfelder (Strahlungsqualitäten) verwendet, wie sie in dem internationalen Standard IEC 61267 definiert sind. Alle verwendeten Strahlungsqualitäten werden mit einem Reinst-Germaniumdetektor spektrometriert. Beispiele gemessener Photonenflussdichtespektren in der Mammographie zeigt Bild 5. Die Struktur der gezeigten Spektren erklärt sich aus den prominenten K-Fluoreszenzstrahlungen der Anoden (Mo und Rh) und den K-Kanten Filtern aus Rh und Mo. Die Spektren sind die Basis für die Berechnung gemittelter Korrekturfaktoren für die FLKn und für die Berechnung von Qualitätsparametern wie mittlere Energie oder Halbwertschichtdicke bezüglich Aluminium.

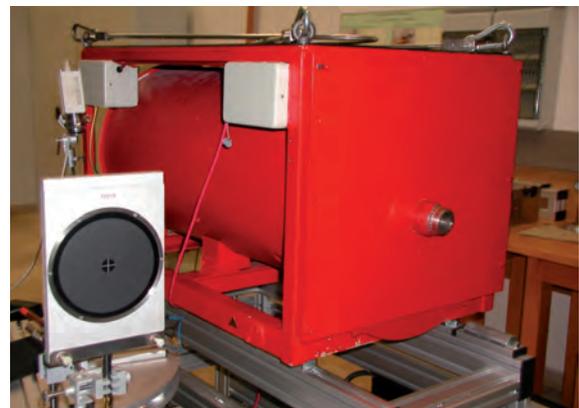
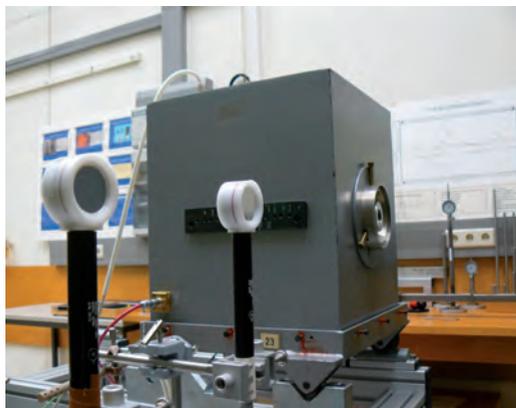
4 Anwendungsspezifische Dosismessgrößen

Alle anwendungsspezifischen Dosismessgrößen basieren auf der Luftkerma. In der Terminologie der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik wird jedoch der allgemeine Begriff Dosis verwendet, obwohl es sich genau genommen um die Messgröße Luftkerma handelt. Im Folgenden ist also unter Dosis immer Luftkerma zu verstehen, außer wenn es sich explizit um die Organ- oder effektive Dosis handelt. Einen umfassenden Überblick über die Dosimetrie in der Röntgendiagnostik gibt der ICRU Report 74 [2].

4.1 Radiographie und Durchleuchtung

Der typische Strahlengang vom Fokus der Röntgenröhre bis zum bildgebenden System in der klassischen Projektionsradiographie ist schematisch in Bild 6 gezeigt. Je nach Art der Aufnahme werden Röhrenspannungen im Bereich 60 kV –

Bild 4: Kalibrierung von Sekundärnormalen von typischen Ionisationskammern für die Mammographie mit der PK100 (links) und für die konventionelle Radiographie mit der Fasskammer (rechts)



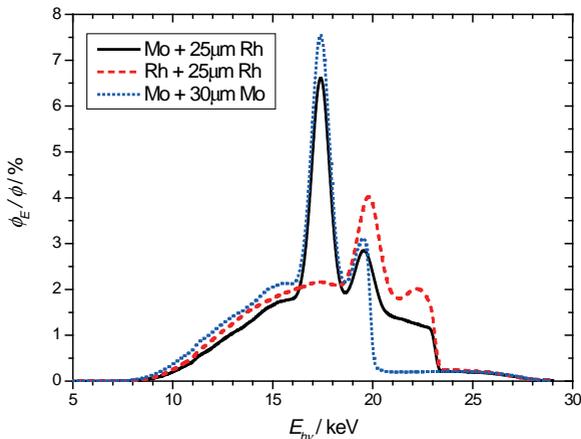


Bild 5: Typische Photonenfluenzspektren von Mammographie-Strahlungsqualitäten bei einer Röhrenspannung von 28 kV und mit unterschiedlichen Kombinationen aus Anoden- und Filtermaterialien. Die Spektren wurden mit einem Reinst-Germaniumdetektor aufgenommen.

120 kV verwendet, die mit unterschiedlich dickem Aluminium gefiltert werden. Es sind Röntgenröhren mit Drehanoden aus Wolfram im Einsatz. Die wichtigste Messgröße ist hier das sogenannte Dosisflächenprodukt (DFP), das fokusnah mit Hilfe von DFP-Messkammern gemessen wird. DFP Messkammern sind lichtdurchlässige, flache Parallelplatten-Ionisationskammern, die integraler Bestandteil einer Röntgendiagnostik-Einrichtung sind. Die Einheit des DFP ist Gy m^2 .

Die Dosisausbeute des Röntgenstrahlers bezogen auf das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (in der Einheit mAs) wird mit Diagnostikdosimetern im Nutzstrahl der Röntgeneinrichtung frei in Luft in der Einheit Gy / mAs gemessen. Die Einfalldosis ist die Dosis an der Oberfläche der Strahleneintrittsseite des Patienten ohne Berücksichtigung der durch

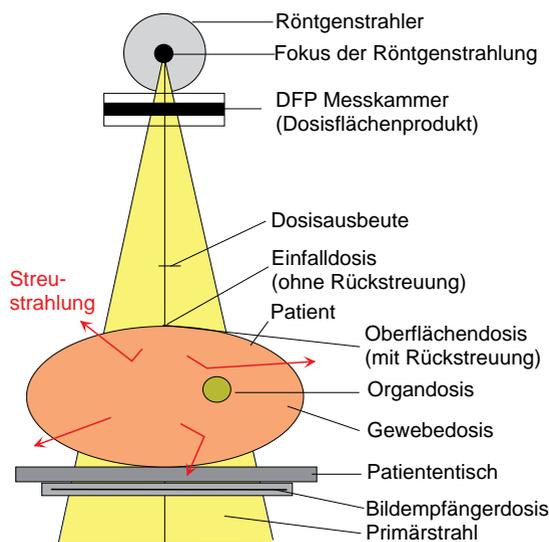


Bild 6: Schematische Darstellung der klassischen Projektionsradiographie und die Orte, an denen die anwendungsspezifischen Dosisgrößen definiert sind.

den Körper des Patienten verursachten Streustrahlung. Dagegen ist die Oberflächendosis gleich der Einfalldosis plus der Dosis, die durch die Streustrahlung verursacht wird. Nach Durchdringen des Patientenkörpers erreicht die Röntgenstrahlung das bildgebende System, wo die Bildempfängerdosis gemessen wird. Die Gewebe- und Organdosis wird über berechnete Konversionsfaktoren aus den Dosismessgrößen bestimmt (Abschnitt 6).

4.2 Mammographie

Die Mammographie wird mit weicher Röntgenstrahlung bei Röhrenspannungen von ca. 25 kV – 35 kV durchgeführt. Es sind Röntgenröhren mit Drehanoden aus Wolfram-, Molybdän- und Rhodium im Einsatz, wobei die erzeugten Röntgenstrahlungen je nach System mit dünnen Aluminium, Molybdän, Rhodium, Palladium oder Silberfolien gefiltert werden. Der Strahlengang an einer Mammographieeinrichtung (Bild 7) unterscheidet sich von der klassischen Projektionsradiographie, weil hier nicht der gesamte Strahlenkegel, sondern nur die kathodenseitig ausgeblendete Hälfte für die Röntgenaufnahme verwendet wird. Dadurch verläuft die Strahlung parallel zur Brustwand. Weiterhin nimmt die Dosisleistung der Strahlung bedingt durch den sogenannten Heel-Effekt entsprechend der Anatomie der weiblichen Brust mit der Dicke der Mamma ab. Der Heel-Effekt beschreibt den anodenseitigen Abfall der Dosisleistung im Strahlenkegel.

Im Gegensatz zur klassischen Projektionsradiographie befindet sich bei der Mammographie keine DFP Messkammer im Strahlengang, weil diese eine unerwünschte, zusätzliche Filterung der weichen Röntgenstrahlung zur Folge hätte. Die wichtigste Messgröße ist deshalb die Einfalldosis, aus der dann mittels Konversionsfaktoren die Organdosis (Parenchymdosis) berechnet wird. Die Einfalldosis kann aus der auf einem Phantom

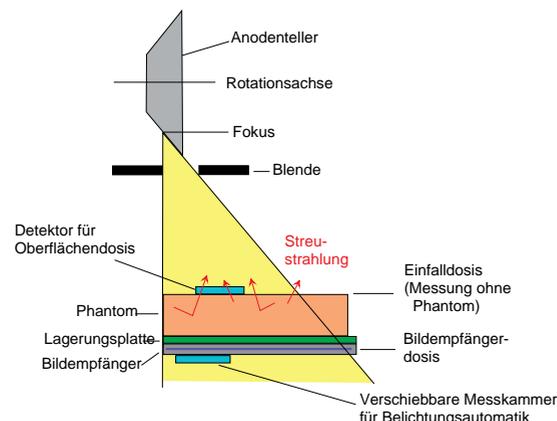


Bild 7: Schematische Darstellung der Strahlgeometrie an einer Mammographieeinrichtung und die Orte, an denen die anwendungsspezifischen Dosisgrößen definiert sind.



Bild 8: CT-Messkammer (links) und CT-Standardphantome (rechts). Die Phantome sind aus Plexiglas, 14 cm lang und haben einen Durchmesser von 16 cm (Kopfphantom) bzw. 32 cm (Körperphantom).

gemessenen Oberflächendosis durch Division mit dem Rückstreufaktor bestimmt werden. In der Qualitätssicherung spielt auch die Bildempfängerdosis eine Rolle.

4.3 Computertomographie

Die gegenüber der klassischen Projektionsradiographie deutlich höhere Dosis in der Computertomographie (CT) erklärt sich daraus, dass eine CT-Aufnahme etwa 1000 Projektionen entspricht, die während der Rotation des Röntgenstrahlers um den Patienten aufgenommen werden. Die Dosimetrie in der CT ist etwas komplexer als in der klassischen Radiographie. Als Messgröße ist hier der sogenannte CT-Dosisindex (CTDI) in Gebrauch. Der CTDI ist das Linienintegral der Luftkerma entlang der Rotationsachse (z-Achse) des Scanners bei einer Strahlerrotation, dividiert durch die Gesamtkollimation in z-Richtung. Der CTDI wird in der Einheit mGy angegeben. Gemessen wird mit einer bleistiftförmigen, 100 mm langen Ionisationskammer, auch CT-Kammer genannt (Bild 8). Die CT-Kammer wird in der Messgröße Luftkermalängenprodukt in der Einheit Gy*m kalibriert. Der CTDI wird sowohl frei in Luft als auch in zylindrischen Körpern auf der zentralen Achse und an vier peripheren Positionen gemessen (Bild 9). Im Gebrauch sind zylindrische Körper aus Plexiglas mit Durchmessern von 16 cm

(Kopfphantom) und 32 cm (Körperphantom). Das Kopfphantom wird für Schädelaufnahmen und in der Pädiatrie verwendet, das Körperphantom für Untersuchungen an Erwachsenen im Bereich des Körperstamms. Ein geeignet gewichteter Mittelwert aus den an der Peripherie und auf der zentralen Achse gemessenen CTDI Werten ist repräsentativ für die mittlere Phantomdosis in einer Schicht und wird als gewichteter CTDI, abgekürzt $CTDI_w$, bezeichnet. In der Regel werden mehrere Schichten seriell oder spiralförmig aufgenommen, wobei der Patiententisch bei rotierender Röhre fortbewegt wird. Das Verhältnis aus Tischvorschub bei einer Strahlerrotation zur Gesamtkollimation in z-Richtung wird als Pitch bezeichnet. Pitchwerte kleiner als 1 bedeuten somit überlappende Schichten bei CT-Aufnahmen. Überlappende Schichten sind mit einer erhöhten Dosis pro Schicht verbunden, was durch den Pitch-korrigierten $CTDI_w$ berücksichtigt wird. Dieser wird auch als Volumen-CTDI, abgekürzt $CTDI_{vol}$, oder effektiver, gewichteter CTDI bezeichnet. Ein Maß für die Gesamtdosis einer Scanserie ist das Produkt aus $CTDI_{vol}$ und der Scanlänge L, welches auch als Dosislängenprodukt (DLP) einer Scanserie bezeichnet wird. Bei neuen CT-Geräten ist nach DIN EN 60601-2-44 die Anzeige von $CTDI_{vol}$ und DLP vorgeschrieben. Gebräuchliche Einheiten sind mGy für den $CTDI_{vol}$ und mGy*cm für das DLP.

Die Berechnung der Patientendosis ist komplex, weil sie auch vom gescannten Körperbereich abhängt. Sie wird aber ähnlich wie in der konventionellen Radiographie mit Hilfe von berechneten Konversionsfaktoren aus den gemessenen CTDI-Werten abgeleitet.

Da die Technik in der CT sehr schnell voranschreitet, muss die CT-Dosimetrie hier schritthalten. Bedingt durch eine immer größere Scanbreite in z-Richtung (Stichwort „Cone-Beam-CT“) sind die herkömmlichen CT-Messkammern nicht mehr verwendbar. Es gibt deshalb neuere Ansätze und Näherungen in der CT-Dosimetrie, die in diesem Beitrag aus Platzgründen nicht dargestellt sind.

Die PTB wird in Zukunft über einen eigenen Referenzmessplatz zur CT-Dosimetrie verfügen, um damit nicht nur neuere Konzepte sondern

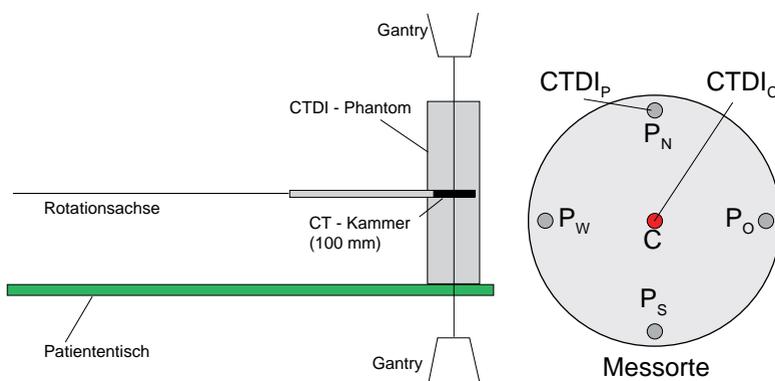


Bild 9: Schematische Skizze der Messung des CTDI mit einer CT-Kammer auf der zentralen Achse eines zylindrischen Phantomkörpers (linke Seite), sowie definierte Messorte an der Peripherie (P) und der zentralen Achse (C) des Phantoms.

vor allem auch neuartige Detektoren prüfen zu können. Diese Erkenntnisse sind die Basis für die Aufstellung von Anforderungen an neuartige CT-Detektoren und Messprozeduren, u. a. für die Bauartprüfung von CT-Dosimetern (siehe Kap. 5).

5 Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik

Die gerätetechnische Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik wird in Deutschland und international durch Abnahme- und Konstanzprüfungen gewährleistet. Für diesen Zweck gibt es zahlreiche nationale und internationale Normen für die unterschiedlichen röntgendiagnostischen Modalitäten. Bei der Abnahmeprüfung wird geprüft, ob eine neu installierte oder wesentlich geänderte Einrichtung bei der Inbetriebnahme mit den festgelegten Spezifikationen übereinstimmt. Bei der Konstanzprüfung handelt es sich um eine Reihe von Prüfungen zur Sicherstellung der Funktionstüchtigkeit der Einrichtung nach festgelegten Kriterien. Dabei wird eine Reihe von Prüfungen der Abnahmeprüfung wiederholt und mit den Ergebnissen der Abnahmeprüfung verglichen, um eine frühe Erkennung von Veränderungen in den Eigenschaften der Einrichtung zu ermöglichen. Eine wesentliche Prüfung ist es, ob die erforderliche Bildqualität mit einer vorgegebenen, minimalen Dosis erreicht werden kann. Messungen der Dosis in diesem Zusammenhang dürfen nur mit Diagnostikdosimetern ausgeführt werden, die den Anforderungen der internationalen Norm IEC 61674 genügen. In Deutschland, Österreich und der Schweiz sind Diagnostikdosimeter für den Einsatz bei Abnahmeprüfungen eichpflichtig und bedürfen daher einer Zulassung zur Eichung. In Deutschland ist das die Aufgabe der PTB. Bei der Bauartprüfung wird festgestellt, ob das Dosimeter den PTB-Anforderungen entspricht, die im Wesentlichen mit internationalen Normen übereinstimmen. Darüber hinaus beteiligt sich die PTB an der Erstellung der einschlägigen Normen durch intensive Mitarbeit in der nationalen und internationalen Normung.

Eine zweite Säule der Qualitätssicherung stellen die sogenannten diagnostischen Referenzwerte (DRW) dar. In der Röntgenverordnung (RöV) sind DRW definiert als „Dosiswerte für typische Untersuchungen mit Röntgenstrahlung, bezogen auf Standardphantome oder auf Patientengruppen mit Standardmaßen, mit für die jeweilige Untersuchungsart geeigneten Röntgeneinrichtungen und Untersuchungsverfahren“. DRW werden durch das Bundesamt für Strahlenschutz ermittelt und veröffentlicht. Die DRW dienen als obere Richtwerte, die bei der Untersuchung von Menschen im Mittel nicht überschritten werden dürfen. Die ärztlichen Stellen sind verpflichtet, jede bestän-

dige, ungerechtfertigte Überschreitung der DRW der zuständigen Landesbehörde zu melden. DRW für klassische Röntgenaufnahmen an Erwachsenen und Kindern wurden vom BfS in der Messgröße Dosisflächenprodukt (siehe 4.1) in der Einheit $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ veröffentlicht. DRW für die Mammographie dagegen sind als mittlere Parenchymdosis (siehe 4.2) in der Einheit mSv publiziert. Für CT-Untersuchungen sind DRW in den Messgrößen CTDI_{vol} (siehe 4.3) in der Einheit mGy und DLP (siehe 4.3) in der Einheit $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ angegeben. Damit DRW verlässlich sind, ist eine auf Primärnormale rückführbare Kalibrierung der verwendeten Dosismessgeräte unerlässlich.

6 Bestimmung der Organdosis und der effektiven Patientendosis

Die absorbierte Energiedosis (Einheit $\text{J/kg} = \text{Gy}$) in Gewebe oder Organen ist die Ausgangsgröße zur Abschätzung von biologischen Strahlenschäden. Zu unterscheiden sind deterministische und stochastische Strahlenschäden. Die Schwellendosis von 0,2 Gy – 0,5 Gy, die zu deterministischen Strahlenschäden führen kann, wird in der Röntgendiagnostik in der Regel nicht erreicht, wenn man interventionelle Untersuchungen einmal ausnimmt. Die Wahrscheinlichkeit stochastischer Strahlenschäden, wie z. B. Krebs oder genetische Schäden, hängt nicht nur von der Energiedosis sondern auch von der Strahlungsart (wie Photonen, Elektronen, Neutronen, Protonen oder Alphateilchen) und deren Energie ab. Um dieses zu berücksichtigen, wird die Energiedosis mit sogenannten Strahlungs-Wichtungsfaktoren multipliziert und es ergibt sich die Äquivalentdosis, deren Einheit (J/kg) zur Unterscheidung von der physikalischen Energiedosis den besonderen Namen Sievert (Sv) erhält. Da der Strahlungs-Wichtungsfaktor für Photonen eins beträgt, ist die Äquivalentdosis in der Röntgendiagnostik gleich der Energiedosis. Neben der Äquivalentdosis hängt die Wahrscheinlichkeit für stochastische Strahlenschäden auch von der Art des Gewebes oder Organs ab, was durch die sogenannten Gewebe-Wichtungsfaktoren berücksichtigt wird. Die effektive Dosis bei Teil- oder Ganzkörperbestrahlungen wird deshalb als gewichtete Summe der Gewebe- oder Organdosen erhalten. Werte der Wichtungsfaktoren für Gewebe und Organe sind in der Literatur zu finden [5]. Da man die Organ- oder Gewebedosis eines Patienten in der Röntgendiagnostik nicht direkt messen kann, werden sie mit Hilfe von Konversionsfaktoren aus anwendungsspezifischen Dosismessgrößen berechnet. Konversionsfaktoren sind in diesem Zusammenhang die Organ- oder Gewebedosis eines Standardpatienten normiert auf die Einfalldosis oder das DFP in der klassischen Radiographie

oder den CTDI in der CT. In der Mammographie wird als Konversionsfaktor die Parenchymdosis normiert auf die Einfalldosis verwendet. Derartige Konversionsfaktoren werden fast ausschließlich mit Monte Carlo Simulationen in Verbindung mit definierten Modellen von Standardpatienten berechnet [2]. Da die Bestimmung der effektiven Patientendosis letztlich auf messbare Dosisgrößen basiert, kommt der richtigen Kalibrierung und Qualitätssicherung der Diagnostikdosimeter eine große Bedeutung zu, um verlässliche und vergleichbare Daten zu erhalten.

7 Anforderungen an die Unsicherheiten von Dosismessungen in der Röntgendiagnostik

In ihrem Bericht 74 [4] mit dem Titel ‘Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging’ schreibt die ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements):

“The uncertainty of dose measurements for comparative risk assessment as well as for quality assurance should not exceed about 7 % using a coverage factor of 2”.

Die Anforderungen an die erweiterten Unsicherheiten ($k = 2$) U in der metrologischen Kette der Weitergabe der Einheit der Luftkerma, die sich aus dieser Vorgabe ergeben, sind in Bild 10 zusammengefasst. Im Folgenden ist mit Unsicherheit immer die erweiterte Unsicherheit gemeint. Die typische Unsicherheit in der Darstellung der Einheit der Luftkerma mit Freiluftionisationskam-

mern für diagnostische Röntgenstrahlung (25 kV – 150 kV) liegt bei 0,6 % [4]. Der Kalibrierfaktor von Sekundärnormalen für die Luftkerma kann mit einer typischen Unsicherheit von 1 % angegeben werden. Die gemessene Luftkerma in Sekundärstandardlaboratorien ist mit typischen Unsicherheiten von ca. 1,5 % behaftet und die Kalibrierfaktoren der dort kalibrierten Anwenderdosimeter mit ca. 3 %. Bei der Verwendung der Anwenderdosimeter in klinischen Feldern zur Messung von anwendungsspezifischen Dosismessgrößen sollten die Unsicherheiten dann im Bereich von 4–7 % liegen, um die ICRU Vorgabe einzuhalten.

Leider sind die tatsächlichen Unsicherheiten bei Messungen von anwendungsspezifischen Dosisgrößen in der klinischen Praxis oft bedeutend höher. Dieses liegt zum einen an den in den Anforderungsnormen zugelassenen Abweichungen des angezeigten Wertes der Messgröße als Funktion verschiedener Einflussgrößen wie Strahlungsqualität, Strahleneinfallrichtung, Dosisleistung, klimatische Bedingungen oder elektromagnetische Felder. Betrachtet man diese zugelassenen Grenzen von Abweichungen als Unsicherheiten mit einer Rechteckverteilung, so beträgt die kombinierte Standardmessunsicherheit eines Diagnostikdosimeters nach der IEC 61674 schon 6,5 %, entsprechend einer erweiterten Unsicherheit von 13 %! Die entsprechende Standardmessunsicherheit für DFP-Messkammern nach IEC 60580 beträgt sogar 12,5 %, erweitert mit $k = 2$ also 25 %! Zum anderen liegt es aber auch an den in der klinischen Praxis herrschenden Bedingungen. Denn werden bei einer Messung viele der möglichen Abweichungen durch Einflussgrößen mit Hilfe bekannter Korrekturfaktoren korrigiert, könnten die Unsicherheiten problemlos halbiert werden. Aber das scheitert leider an Zeit und den erhöhten Kosten. Möglicherweise sollte die für die Praxis zu streng erscheinende Empfehlung der ICRU noch einmal diskutiert werden. Es gibt aber noch ein großes Potential an Weiterentwicklungen der Anwenderdosimeter. Auf jeden Fall erscheinen die erreichten typischen Unsicherheiten der Primär- und Sekundärnormale in diesem Zusammenhang als ausreichend klein. Dagegen gibt es noch signifikante Optimierungsmöglichkeiten bei den Mess- oder Ermittlungsprozeduren der anwendungsspezifischen Dosismessgrößen.

8 Zusammenfassung

Fast die Hälfte der gesamten Strahlenexposition der deutschen Bevölkerung aus natürlichen und zivilisatorischen Quellen ionisierender Strahlung ist auf röntgendiagnostische Untersuchungen zurückzuführen. Deshalb hat die Dosimetrie in der Röntgendiagnostik eine besondere Bedeutung. Der Zweck der Dosimetrie in der Röntgendiagnos-

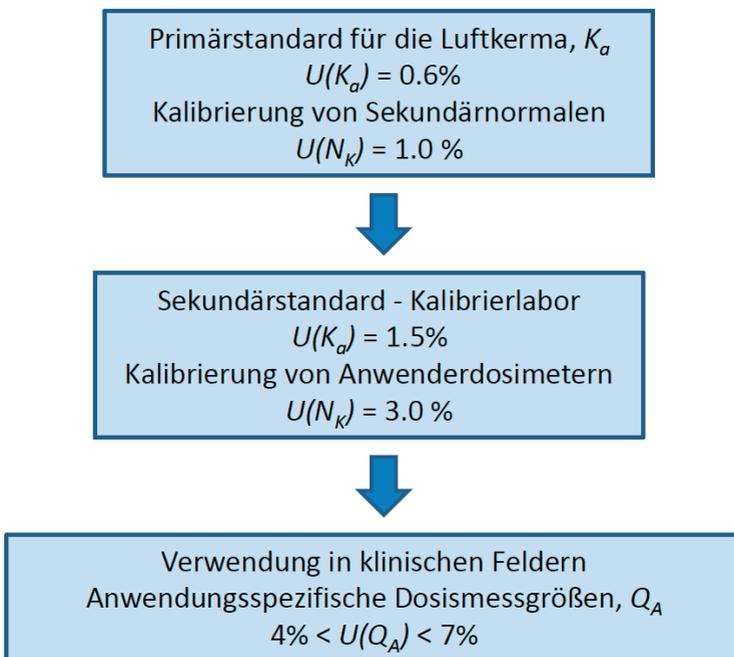


Bild 10: Erweiterte Unsicherheiten ($k = 2$) in der metrologischen Kette vom Primärstandard zu anwendungsspezifischen Dosismessgrößen in der Röntgendiagnostik.

tik ist zum einen die Sicherung und Kontrolle der Qualität nach dem Stand von Wissenschaft und Technik und zum anderen die Patientendosimetrie zur Abschätzung von Risiken durch die Strahlenexposition. Grundlegende Messgröße der Dosimetrie der Röntgenstrahlung ist die Luftkerma, die primär mit Hilfe von Freiluftionisationskammern gemessen wird. Aus der Luftkerma werden die anwendungsspezifischen Dosismessgrößen, wie Einfalldosis und Dosisflächenprodukt für die Projektionsradiographie oder Dosislängenprodukt für die Computertomographie abgeleitet. Diese sind die Grundlage für Dosismessungen im Rahmen der Qualitätssicherung durch Abnahme- und Konstanzprüfungen und für die Ermittlung von diagnostischen Referenzwerten. Letztere dienen als obere Richtwerte, die bei der Untersuchung von Menschen im Mittel nicht überschritten werden dürfen. Mit Hilfe berechneter Konversionsfaktoren werden aus den anwendungsspezifischen Dosismessgrößen aber auch die Organ- und Gewebedosen von Standardpatienten bestimmt. Die daraus berechneten effektiven Patientendosen werden für Risikoabschätzungen auch im Vergleich mit Strahlenexpositionen aus anderen Quellen ionisierender Strahlung herangezogen. Nach einer Empfehlung der ICRU sollte die Dosimetrie in der Röntgendiagnostik für die erwähnten Zwecke mit einer erweiterten Unsicherheit ($k = 2$) von nicht mehr als ca. 7 % durchgeführt werden. Auch wenn die Unsicherheiten der Primär- und Sekundärnormale mit ca. 0,6 % und 1,5 % schon ausreichend klein erscheinen, ist diese Vorgabe in der klinischen Praxis bei weitem noch nicht umgesetzt, denn hier gibt es noch Unsicherheiten von bis zu 25 %.

9 Literaturverzeichnis

- [1] Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Unterrichtung durch die Bundesregierung im Jahr 2010 (Parlamentsbericht), Internet: www.bmu.de oder www.bfs.de
- [2] ICRU Report 74: Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging, Journal of the ICRU Vol 5 No 2 (2005), Oxford University Press
- [3] ICRU Report 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, Journal of the ICRU Vol 11 No 1 (2011), Oxford University Press
- [4] *D. T. Burns and L. Büermann*: Free-air ionization chambers, Metrologia **46** (2009) S9–S23
- [5] ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007

Aktivitätsbestimmung von Radionukliden für Diagnostik und Therapie

Karsten Kossert*

Zusammenfassung

Der Einsatz von Radionukliden spielt in der Medizin eine wichtige Rolle und erfordert zuverlässige Aktivitätsbestimmungen. Die PTB stellt dazu Aktivitätsnormale bereit und bestimmt die Aktivität an eingereichten Quellen. Der Artikel beschreibt, wie Aktivitätsbestimmungen in der PTB erfolgen und auf welchen Wegen dies für die Nuklearmedizin genutzt werden kann. Forschungs- und Entwicklungsarbeiten in der PTB werden ebenso beleuchtet wie die Bestimmung von Nuklidaten einiger für die Medizin relevanter Isotope.

Einleitung

In der Medizin werden zahlreiche Radionuklide für diagnostische Verfahren, wie der Szintigrafie oder der Positronenemissionstomographie (PET), eingesetzt. Mit diesen bildgebenden Methoden können Tumore sichtbar gemacht werden; aber auch Untersuchungen von Blutgefäßen, Gewebe oder Knochen gehören zum Anwendungsspektrum. Das für Diagnoseuntersuchungen meist gebräuchlichste Radionuklid ist das Technetium-99m. Zahlreiche relevante Substanzen können mit Technetium-99m markiert und dann für verschiedene Organuntersuchungen genutzt werden. In der Therapie spielen Radionuklide ebenfalls eine große Rolle. Bei einigen Maßnahmen wird Tumorgewebe durch die von den Radionukliden ausgehende ionisierende Strahlung gezielt zerstört. Ein bekanntes Beispiel ist die Behandlung von Schilddrüsenerkrankungen mit radioaktivem Jod, welches im Körper überwiegend vom Schilddrüsengewebe aufgenommen wird. Eine noch recht junge Methode ist die so genannte Radioimmuntherapie, bei der Radionuklide an geeignete Antikörper gekoppelt werden, die sich dann spezifisch an Tumorzellen binden. Aber auch palliative

Anwendungen, wie die Radiosynoviorthese (RSO), werden sehr oft vorgenommen, um beispielsweise die Lebensqualität von Rheumapatienten zu erhöhen. Da das dem Patienten verabreichte Radiopharmakon zu einer erheblichen Strahlenexposition führt, ist eine besondere Sorgfalt bei der Indikationsstellung geboten. Die Nutzen-Risiko-Analyse führt in der Regel dazu, dass geeignete Radionuklide eine möglichst kurze biologische und physikalische Halbwertszeit aufweisen.

Für den Einsatz der Radionuklide sind zuverlässige Aktivitätsbestimmungen von großer Bedeutung, da der Erfolg der Anwendung sowie die Strahlenbelastung eines Patienten davon abhängen [1–3]. Auch für Kalibrierungen von Strahlenschutz-Messgeräten, die in nuklearmedizinischen Betrieben zum Einsatz kommen, sind Aktivitätsnormale gesetzlich vorgeschrieben [4].

Aktivitätsnormale der PTB

Zu den wichtigen Aufgaben der PTB im Bereich der Radioaktivität zählen Aktivitätsbestimmungen von Radionukliden, die in der Nuklearmedizin eingesetzt werden. Die PTB gibt dazu für einige der meist kurzlebigen Radionuklide jährlich Aktivitätsnormale aus. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, dass nuklearmedizinische Betriebe Quellen einreichen, deren Aktivität dann in der PTB bestimmt wird. Beide Wege dienen letztlich dazu, dass die in der Nuklearmedizin eingesetzten Messsysteme rückführbar kalibriert werden.

Die Messverfahren zur Bestimmung der Aktivität von radioaktiven Quellen sind sehr vielfältig. Dies ist vor allem auf die unterschiedlichen Zerfallseigenschaften der relevanten Radionuklide zurückzuführen. In der PTB hat sich die Flüssigszintillationszählung zu einer der wichtigsten Methoden entwickelt. Dabei werden überwiegend die sogenannte CIEMAT/NIST-Methode sowie, seit einigen Jahren, die TDCR-Methode (*triple-to-*

Dr. Karsten Kossert
Arbeitsgruppe
„Aktivitätseinheit“
E-Mail: karsten.kossert@ptb.de



Abbildung 1: Aktivitätsnormale der PTB werden u. a. als wässrige Lösung in abgeschmolzenen Glasampullen hergestellt und angeboten.

double coincidence ratio) eingesetzt [5]. Eine nach wie vor wichtige Methode zur Aktivitätsbestimmung ist die $4\pi\beta\text{-}\gamma$ -Koinzidenzmessung, wobei auch hier Flüssigszintillationszähler den früher gebräuchlichen Proportionalzähler zum Nachweis der Beta-Strahlung mehr und mehr ablösen.

Die vorgenannten Methoden werden als Absolutmessverfahren oder Primärnormal-Methoden bezeichnet, da die Aktivität eines Radionuklids ohne ein anderes Aktivitätsnormal des gleichen Nuklids bestimmt werden kann. Die Methoden erfordern z. T. jedoch einen hohen Aufwand für die Quellenpräparation und eine hohe Sorgfalt bei den Messungen. Auch die Auswertung der Messdaten ist sehr komplex und zeitaufwändig.

Um die aufwendigen Absolutmessverfahren nicht für jede Aktivitätsbestimmung anwenden zu müssen, werden für die meisten Kalibrierungen Sekundärnormal-Messverfahren angewendet. Sie werden auch als Relativmessverfahren bezeichnet. In der PTB werden neben Halbleiterspektrometern und Natriumiodid-Detektoren vor allem Ionisationskammern für Relativmessungen der Aktivität eingesetzt. Eine Kombination aus Ionisationskammer und Strommesseinrichtung wird häufig auch in der Nuklearmedizin verwendet und „Aktivimeter“ genannt. Diese Bezeichnung hat den veralteten Namen „Curiemeter“ weitgehend abgelöst.

Die von der PTB hergestellten Aktivitätsnormale werden in unterschiedlichen Geometrien angeboten. Neben Feststoffquellen, welche oft als Punktquellen angeboten werden, gehören die in Abbildung 1 gezeigten wässrigen Lösungen in abgeschmolzenen Glasampullen zu den häufig abgegebenen Aktivitätsnormalen. Die Aktivität der Lösungen wird durch Absolutmessungen oder durch Messungen mit kalibrierten

4π -Ionisationskammern der PTB bestimmt.

Für viele Radionuklide hat sich die PTB in den letzten Jahren an internationalen Vergleichsmessungen beteiligt, um ihre Fähigkeiten bei Aktivitätsmessungen unter Beweis zu stellen und eine internationale Anerkennung von Kalibrierzertifikaten zu gewährleisten. Grundlage dafür ist das *Mutual Recognition Arrangement (MRA)*, das im Rahmen der Arbeit des *Comité International des Poids et Mesures (CIPM)* abgeschlossen wurde. Das CIPM-MRA [6] ist eine weltweite Vereinbarung zur länderübergreifenden gegenseitigen Anerkennung von Kalibrierzertifikaten nationaler metrologischer Institute für kommerzielle oder gesellschaftlich relevante Messgrößen. Das Abkommen dient dem Abbau von Handelshemmnissen und fordert von den Teilnehmern neben dem Nachweis eines Qualitätsmanagement-Systems die Teilnahme an Vergleichsmessungen. Für die Aktivitätseinheit erfolgen solche Vergleichsmessungen, indem Aliquote (gleichartige Proben) einer radioaktiven Stammlösung eines Nuklids an die Vergleichsteilnehmer versandt werden. Die Teilnehmer ermitteln dann die spezifische Aktivität sowie eventuell vorhandene radioaktive Verunreinigungen und senden die Ergebnisse einschließlich einer vollständigen Dokumentation und einer Unsicherheitsanalyse an das *Bureau International des Poids et Mesures (BIPM)* in Paris, wo die Daten ausgewertet werden.

Im Jahr 1976 wurde darüber hinaus das internationale Referenzsystem (*Système International de Référence*) SIR für Aktivitätsmessungen beim BIPM etabliert [7]. Bei diesem System füllen die Teilnehmer vom BIPM bereitgestellte Ampullen mit ihren nationalen Aktivitätsnormalen in Form von Lösungen oder Gasen und senden diese zum

BIPM in Paris. Dort werden die Proben in einer Ionisationskammer gemessen und mit einer langlebigen Radium-226-Referenzquelle verglichen. Durch die Rückführung der Messwerte auf den Ionisationsstrom der Radium-Referenzquelle und die damit verbundene hervorragende Langzeitstabilität des Messsystems können die Ergebnisse der Teilnehmer miteinander verglichen werden, auch wenn zwischen den Einsendungen einzelner Institute Zeiträume von mehreren Jahren liegen. Bis zum Jahr 2013 sind etwa 950 Proben von mehr als 60 verschiedenen Radionukliden eingesandt und gemessen worden. Die PTB leistete dazu einen besonders hohen Beitrag, denn 60 Ampullen mit Lösungen von 38 Radionukliden kamen aus Deutschland. Das SIR-System bietet zahlreiche Vorteile. Zum einen gewinnen die für die Metrologie zuständigen nationalen Institute mehr Flexibilität bei der zeitlichen Planung ihrer Vergleichsmessungen. Die Auswahl der Radionuklide sowie die Zahl der Vergleiche kann an die eigene Leistungsfähigkeit angepasst werden. Vor allem aber können so auch Vergleichsmessungen an recht kurzlebigen Radionukliden durchgeführt werden. Der PTB gelang es beispielsweise Ampullen der Isotope Technetium-99m und Fluor-18 mit Halbwertszeiten von etwa 6 Stunden bzw. gar nur 110 Minuten zum BIPM zu schicken [8, 9]. Die logistischen Probleme bei einer weltweiten Distribution entsprechender Lösungen sind wegen der Transportzeiten dagegen oft unüberwindbar.

Die nachgewiesenen Kalibrier- und Messfähigkeiten der PTB wurden kürzlich in einer sogenannten CMC-Tabelle (*Calibration and Measurement Capabilities*) zusammengefasst. Diese wurde nach einem mehrstufigen Begutachtungsprozess akzeptiert und beim BIPM veröffentlicht [10]. Einträge in der CMC-Tabelle erfordern in den meisten Fällen die Teilnahme an Vergleichsmessungen für das betreffende Radionuklid. Darüber hinaus kann ein Eintrag im Fall von Radionukliden mit ähnlichen Zerfallseigenschaften und damit verbundenen ähnlichen Absolutmessverfahren aber auch durch Tabellen der „*radionuclide measurement methods matrix*“ gerechtfertigt werden [11]. Diese Tabellen gruppieren Radionuklide nach Messverfahren und Schwierigkeitsgrad und ermöglichen es den nationalen Metrologie-Instituten einen Nachweis der Kalibrier- und Messfähigkeiten auch indirekt durch Vergleichsmessungen anderer Radionuklide zu erbringen, sofern diese einen ebenso hohen oder einen höheren Schwierigkeitsgrad der Messverfahren haben und mit gleichartigen Methoden gemessen werden können.

Die PTB gehört durch eine enorme Anzahl von Vergleichsmessungen und den dabei stets guten Ergebnissen zu den weltweit führenden nationalen Metrologie-Instituten auf dem Gebiet der Radionuklidmetrologie. Dabei ist zu beachten, dass bei

vielen Vergleichsmessungen für die Nuklearmedizin relevante Radionuklide gemessen werden. Als Beispiele seien hier die für die Medizin relevanten Isotope Fluor-18, Kupfer-64, Yttrium-90, Technetium-99m, Indium-111, Jod-131, Lutetium-177, Rhenium-186 und Thallium-201 aufgeführt, welche in der PTB innerhalb der vergangenen 10 Jahre im Rahmen von Vergleichsmessungen erfolgreich gemessen wurden.

Bestimmung von Radionuklidaten

In der PTB werden die Aktivitätsmessungen oft mit anderen Messverfahren kombiniert, um eine experimentelle Bestimmung von Radionuklidaten vorzunehmen. Oft werden durch Langzeitmessungen auch die Halbwertszeiten von Radionukliden bestimmt [12–14]. Solche Radionuklidaten sind für andere Messverfahren sowie zur Abschätzung der Strahlenexposition wichtig. Insbesondere bei Versuchen „neue“ Radionuklide für medizinische Verfahren zu etablieren, ist eine genaue Kenntnis der Zerfallseigenschaften sehr wichtig. Im Folgenden wird anhand des Beispiels Lutetium-177 gezeigt, wie die Bestimmung von Radionuklidaten in der PTB erfolgt.

Der Betastrahler Lutetium-177 wird in der Nuklearmedizin für die Behandlung von Tumoren eingesetzt. Durch die Emissionen von Photonen aus den Gammaübergängen kann er außerdem für bildgebende Verfahren verwendet werden, so dass der therapeutische Nutzen ergänzt wird.

Die PTB war kürzlich einer der elf Vergleichsteilnehmer an einem internationalen Vergleich und hat für die Aktivitätsbestimmung drei Messverfahren genutzt. Durch die Kombination der drei Methoden hat die PTB bei dem Vergleich mit 0,19 % die kleinste relative Standardmessunsicherheit erreicht. Das Ergebnis stimmt außerdem hervorragend mit dem Mittelwert aller Vergleichsteilnehmer überein. Durch Kombination der genauen Aktivitätsmessungen und Messungen der Photonenemissionen mittels gut kalibrierter Halbleiterspektrometer konnten Photonen-Emissionswahrscheinlichkeiten bestimmt werden [15]. Die Halbwertszeit von ^{177}Lu wurde durch eine Langzeitmessung mit einem Flüssigszintillationszähler neu bestimmt. Das Ergebnis ist in guter Übereinstimmung mit früheren Messungen und verbessert die Datenbasis. Der neu empfohlene Wert für die Halbwertszeit beträgt $T_{1/2} = (6,6457 \pm 0,0030)$ Tage [15].

Die Reproduzierbarkeit der Aktivitätsmessungen in der PTB wird durch Relativmessungen mit 4π -Ionisationskammern bestätigt, die gewissermaßen die Konservierung der früheren Absolutmessungen erlauben. In der PTB erfolgen die Ionisationskammermessungen eines Radionuklids – ähnlich wie beim SIR am BIPM – immer

zusammen mit Messungen eines langlebigen ^{226}Ra -Standards, so dass mögliche Schwankungen im Ansprechvermögen weitgehend kompensiert werden. Da das Ansprechvermögen unter anderem von der verwendeten Messgeometrie abhängt, wurden die jüngsten Absolutmessungen auch zur Bestimmung von Kalibrierfaktoren eines neuen und erst seit 2005 in der PTB verwendeten Ampulrentyps genutzt. Damit ist die PTB auch zukünftig in der Lage Aktivitätsbestimmungen mittels kalibrierter Ionisationskammern durchzuführen und so die Weitergabe der Aktivitätseinheit für ^{177}Lu zu gewährleisten. Für qualitätsgesicherte Anwendungen in der Nuklearmedizin ist so eine wichtige Voraussetzung erfüllt.

In der PTB wurden in den vergangenen zehn Jahren ähnlich wie für Lutetium-177 Nuklidaten weiterer Isotope bestimmt. Viele davon sind vor allem für die Medizin von großer Bedeutung. Darunter fallen Kupfer-64 [14] und Yttrium-90 [13].

Neue Wege von der PTB zum Patienten

Die häufig genutzten Möglichkeiten zur Kalibrierung von Messgeräten in der Nuklearmedizin wurden bereits erwähnt: Die Abgabe von Aktivitätsnormalen sowie das Kalibrieren eingereicherter Quellen. Seit einigen Jahren wird vermehrt eine dritte Möglichkeit genutzt, bei der die in der Medizin häufig verwendeten Ionisationskammern direkt in der PTB kalibriert werden. Diese Mög-

lichkeit wird insbesondere von den Herstellern der Ionisationskammern oft nachgefragt. In einem erst kürzlich abgeschlossenen umfangreichen Projekt wurden drei Ionisationskammern eines Herstellers ausführlich in der PTB untersucht [16]. In die Untersuchungen wurden die Langzeitstabilität, die Linearität der entsprechenden Elektrometer zur Messung des Ionisationsstroms und Geometrieabhängigkeiten einbezogen. Darüber hinaus wurden die experimentell bestimmten Kalibrierfaktoren zahlreicher Radionuklide dazu genutzt, um Funktionen für das energieabhängige Ansprechvermögen der Ionisationskammern zu bestimmen. Mit den Energien und Emissionswahrscheinlichkeiten der jeweiligen Photonen und Elektronen, welche in Folge des radioaktiven Zerfalls emittiert werden, können mit diesen Funktionen Kalibrierfaktoren für weitere Radionuklide berechnet werden. Dies ist besonders nützlich, wenn eine experimentelle Bestimmung von Kalibrierfaktoren eines Radionuklids nicht möglich ist. Als Beispiele seien hier Thallium-200 und Thallium-202 genannt, die als Verunreinigungen in Lösungen des für die Nuklearmedizin wichtigen Isotops Thallium-201 vorkommen und entsprechende Korrekturen der Messdaten erforderlich machen [16].

Die PTB hat aber auch Ionisationskammern kalibriert, die als Sekundärnormal-Messeinrichtungen in anderen nationalen Metrologie-Instituten eingesetzt werden. In den vergangenen 10 Jahren war dies für die Länder Bulgarien [17],



Abbildung 2: Messplatz der PTB mit zwei Ionisationskammern und automatischem Probenwechsler.

die Slowakei und die Türkei der Fall. Die Kalibrierungen werden oft für mehrere Radionuklide durchgeführt und zur Qualitätssicherung ist eine Vielzahl von Wiederholmessungen geboten. Neben den radioaktiven Quellen der betreffenden Isotope werden auch Referenzquellen langlebiger Radionuklide und Quellen ohne Radioaktivität gemessen, um den so genannten Nulleffekt zu berücksichtigen. Die Vielzahl der Messungen kann in der PTB durch Messsysteme mit automatischen Probenwechslern bewältigt werden (Abbildung 2). Für die Messungen werden die Systeme mit mehreren Quellen bestückt und anschließend mit einem vollautomatisierten System gemessen. Die Messungen können rund um die Uhr erfolgen und die Strahlenbelastung für das Personal wird auf ein Minimum reduziert. Um der steigenden Nachfrage an solchen Kalibrierungen besser nachkommen zu können, wird zurzeit ein verbessertes System aufgebaut, das die simultane Kalibrierung von bis zu vier Ionisationskammern ermöglichen wird.

Nationaler Technetium-99m-Vergleich

Um das Mutual Recognition Arrangement zu erfüllen, weist die PTB ihre Messfähigkeiten fortlaufend durch die Teilnahme an internationalen Vergleichsmessungen nach. Wie aber sehen diese Fähigkeiten in der nuklearmedizinischen Praxis in Deutschland aus? Um hierüber Information zu erhalten, wurde zuletzt im Jahr 2006 ein nationaler Vergleich anhand von Technetium-99m durchgeführt [8]. Dabei wurden Ampullen mit einer Lösung dieses Isotops zu den Teilnehmern gesendet, die anschließend die Aktivität zu bestimmen hatten. Die Ergebnisse der Teilnehmer wurden dann zur PTB geschickt und dort ausgewertet. Dabei zeigte sich, dass 92 % der Teilnehmer Ergebnisse erzielten, die weniger als 10 % vom Referenzwert der PTB abweichen. Diese Teilnehmer erfüllen damit die Vorgaben des europäischen Arzneibuches [18]. Alle Teilnehmer erreichten Abweichungen zum PTB Wert von weniger als 20 %. Die PTB hat gleichzeitig eine Ampulle zum SIR-System am BIPM in Paris gesendet, um die Genauigkeit der eigenen Messungen zu bestätigen. Das in der PTB bestimmte Ergebnis mit einer relativen Standardunsicherheit von nur 0,41 % weicht um weniger als 0,3 % vom internationalen Referenzwert (*key comparison reference value*) ab.

Die Daten des nationalen Vergleichs wurden außerdem untersucht, um mögliche Ursachen für Diskrepanzen festzustellen. Dabei wurde deutlich, dass große Abweichungen in vielen Fällen nicht auf die Messapparaturen zurückzuführen sind, sondern auf unzureichend qualifiziertes Personal. So sind einige Abweichungen z. B. dadurch zu erklären, dass die ermittelten Aktivitätswerte nicht oder falsch hinsichtlich des radioaktiven

Zerfalls korrigiert wurden. Bei den Berichten fiel außerdem auf, dass 38 % der Teilnehmer keine Angaben zur Messunsicherheit machten. Mehrere Teilnehmer gaben zu kleine Unsicherheiten an, bei anderen lag die relative Unsicherheit über 10 % und erfüllt damit nicht die Anforderungen des Europäischen Arzneibuchs [18]. Die Qualität der Messungen in der Medizin kann durch häufigere Vergleichsmessungen dieser Art mit Sicherheit verbessert werden. In Deutschland ist die Teilnahme an solchen Ringversuchen jedoch freiwillig.

Forschung und Entwicklung für die Medizin

Für zuverlässige Aktivitätsmessungen bilden die bereits genannten Absolutmessverfahren die Basis. In der PTB werden die entsprechenden Messverfahren stetig verbessert und erweitert, um die Unsicherheiten weiter zu reduzieren und um auch für „neue“ Radionuklide geeignete Methoden zur Verfügung zu haben. In den letzten Jahren wurde vor allem die Flüssigszintillationszählung sehr erfolgreich weiter entwickelt. Der Erfolg basiert zum großen Teil auf neu entwickelten TDCR-Apparaturen, die mit einer in der PTB entwickelten Koinzidenzelektronik ausgestattet sind. Ein TDCR-System der PTB ist mittlerweile mit einem automatischen Probenwechsler ausgestattet, so dass auch hier viele Messungen mit geringem Aufwand und geringer Strahlenbelastung durchgeführt werden können. Als Gegenstück zu dieser Apparatur in Kleiderschrankgröße wurde in der PTB auch eine Mini-TDCR-Apparatur gebaut. Das Kernstück ist in einem Koffer untergebracht und die gesamte Elektronik kann bequem in einem Pkw transportiert werden. Damit werden zukünftig auch Messungen an den Produktionsstätten sehr kurzlebiger Radionuklide möglich, die aufgrund ihrer Halbwertszeit von wenigen Minuten nicht zur PTB gebracht werden können. Dazu zählen die PET-Nuklide Kohlenstoff-11, Stickstoff-13 und Sauerstoff-15.

Die TDCR-Methode wurde wie die CIEMAT/NIST-Methode ursprünglich für reine Betastrahler entwickelt. In den letzten Jahren wurden die Modelle aber stetig erweitert, um auch Nachweiswahrscheinlichkeiten von Elektroneneinfangsnukliden oder einfachen Beta-Gamma-Nukliden berechnen zu können. Durch die jüngsten Entwicklungsarbeiten der PTB, steht nun ein Computer-Programm zur Verfügung, mit dem Nachweiswahrscheinlichkeiten von Radionukliden mit sehr komplexen Zerfällen berechnet werden können. Damit sind TDCR-Messungen nun auch für Isotope wie Eisen-59, Jod-131, Lutetium-177, Rhenium-186 oder Rhenium-188 möglich.

Bei einem neuen in der PTB entwickelten Verfahren wird die Aktivität von hochenergetischen

Beta-Strahlern sogar ohne Szintillationsflüssigkeit gemessen. Die TDCR-Čerenkov-Methode [19] nutzt die Tatsache, dass hochenergetische Elektronen aus dem Betazerfall in einem dielektrischen transparenten Medium, wie z. B. Wasser, Čerenkov-Licht erzeugen, sofern ihre Geschwindigkeit größer als die Phasengeschwindigkeit des Lichts ist. Aus der Medizin gehören die Radionuklide Phosphor-32, Strontium-89, Yttrium-90 und Ruthenium-106/Rhodium-106 zu den hochenergetischen Betastrahlern, die mit der Methode gemessen werden können, ohne dass die zu untersuchenden Lösungen mit einem organischen Szintillator gemischt werden müssen. Damit werden Materialkosten reduziert und gemischte radioaktive Abfälle, deren Entsorgung sehr aufwändig und teuer ist, vermieden. Der hochenergetische Betastrahler Yttrium-90 wird u. a. mit so genannten *Microspheres* zur Behandlung von Leberkrebs eingesetzt. Zur Aktivitätsbestimmung der entsprechenden Radiopharmaka soll die TDCR-Čerenkov-Methode ebenfalls genutzt werden.

Literatur

- [1] Gesetz über Medizinprodukte (Medizinproduktegesetz – MPG) vom 2. August 1994 (BGBl. I S. 983), geändert durch Artikel 1 des Zweiten Gesetzes zur Änderung des Medizinproduktegesetzes (2. MPG-ÄndG) vom 13. Dezember 2001 (BGBl. I S. 3586).
- [2] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV) vom 20.07.2001 (BGBl. I S. 1714), zuletzt geändert durch Artikel 5 Absatz 7 des Gesetzes vom 24. Februar 2012 (BGBl. I S. 212)
- [3] Bekanntmachung zur Durchführung der Strahlenschutzverordnung – Strahlenschutz in der Medizin. Richtlinie nach der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV) vom 24. Juni 2002, Bundesanzeiger, Jahrgang 54, 7. November 2002, Nummer 207a.
- [4] Gesetz zum vorsorgenden Schutz der Bevölkerung gegen Strahlenbelastung (Strahlenschutzvorsorgegesetz – StrVG) vom 19. Dezember 1986 (BGBl. I S. 2610), geändert durch Artikel 1 des Gesetzes vom 8. April 2008 (BGBl. I S. 686).
- [5] Broda, R., Cassette, P., Kossert, K.: Radionuclide Metrology using Liquid Scintillation Counting. *Metrologia* **44**, 2007, S. 36–S. 52 (Special issue on radionuclide metrology).
- [6] Mutual recognition of national measurement standards and of calibration and measurement certificates issued by national metrology institutes, Paris, 14 October 1999. Siehe auch http://www.bipm.org/en/cipm-mra/mra_online.html.
- [7] Rytz, A.: The international reference system for activity measurements of γ ray emitting nuclides. *International Journal of Applied Radiation and Isotopes* **34**, 1983, 1047–1056.
- [8] Kossert, K., Thieme, K.: Comparison for quality assurance of ^{99m}Tc activity measurements with radionuclide calibrators. *Applied Radiation and Isotopes* **65**, 2007, 866–871.
- [9] Schrader, H., Klein, R., Kossert, K.: Activity standardization of ^{18}F and ionization chamber calibration for nuclear medicine. *Applied Radiation and Isotopes* **65**, 2007, 581–592.
- [10] CMC: Calibration and Measurement Capabilities – Ionizing Radiation, 2010, Germany, PTB, http://kcdb.bipm.org/appendixC/RI/DE/RI_DE.pdf.
- [11] CCRI(II): Report CCRI(II)-11-10 of the Consultative Committee for Ionizing Radiation, Section II, 2011, [http://www.bipm.org/cc/CCRI\(II\)/Allo-wed/21/CCRI\(II\)-11-10.pdf](http://www.bipm.org/cc/CCRI(II)/Allo-wed/21/CCRI(II)-11-10.pdf), BIPM, Pavillon de Breteuil, 92312 Sèvres, France.
- [12] Schrader, H.: Half-life measurements with ionization chambers—A study of systematic effects and results. *Applied Radiation and Isotopes* **60**, 2004, 317–323.
- [13] Kossert, K.; Schrader, H.: Activity standardization by liquid scintillation counting and half-life measurement of ^{90}Y . *Applied Radiation and Isotopes* **60**, 2004, 741–749.
- [14] Wanke, C., Kossert, K., Nähle, O.J., Ott, O.: Activity standardization and decay data of ^{64}Cu . *Applied Radiation and Isotopes* **68**, 2010, 1297–1302.
- [15] Kossert, K., Nähle, O.J., Ott, O., Dersch, R.: Activity determination and nuclear decay data of ^{177}Lu . *Applied Radiation and Isotopes* **70**, 2012, 2215–2221.
- [16] Niedergesäß, Ch., Schrader, H., Kossert, K.: Untersuchung von Ionisationskammer-Messsystemen für Aktivitätsbestimmungen. PTB-Bericht Ra-46, 2011, NW-Verlag Bremerhaven, ISBN 978-3-86918-143-1.
- [17] Schrader, H., Kossert, K., Mintcheva, J.: Calibration of a radionuclide calibrator system as a Bulgarian standard for activity. *Applied Radiation and Isotopes* **66**, 2008, 965–971.
- [18] European Pharmacopoeia: European Directorate for the Quality of Medicines (EDQM), 7th ed., Strasbourg, 2010.
- [19] Kossert, K.: Activity standardization by means of a new TDCR-Čerenkov counting technique. *Applied Radiation and Isotopes* **68**, 2010, 1116–1120.

Dosimetrie für die Brachytherapie

Ulrike Ankerhold*, Thorsten Schneider**

Die Brachytherapie (griechisch brachys = nah) ist eine Methode der Strahlentherapie, bei der eine oder mehrere kleine Strahlungsquellen, fast ausschließlich Radionukliquellen, sehr nahe, in Kontakt zum oder direkt in den Tumor plziert werden. Die Brachytherapie geht auf das Jahr 1901 zurück. Schon kurz nach der Entdeckung der Radioaktivität durch Becquerel 1896 führte man radioaktive Quellen in einen Tumor ein und stellte fest, dass die Strahlung den Tumor schrumpfen ließ [1]. Im frühen 20. Jahrhundert wurden neue Anwendungstechniken mit Radium durch Danlos am Curie-Institut in Paris und durch Robert Abbe am Memorial Hospital in New York entwickelt [2][3]. Nach dem anfänglichen Interesse an der Brachytherapie in Europa und in den USA ging ihre Anwendung in der Mitte des 20. Jahrhunderts zurück. Grund war die manuelle Handhabung der Quellen und die damit verbundene Strahlenexposition für das medizinische Personal.

Die Entwicklung von ferngesteuerten Nachlade-Systemen (Afterloading) und neuen Brachytherapie-Quellen in den 1950er- und 1960er-Jahren verbesserten deutlich die Handhabung und den Strahlenschutz. Dies und Neuentwicklungen bei den dreidimensionalen Bildgebungsverfahren und der automatisierten Behandlungsplanung sowie Weiterentwicklungen der Afterloading-Geräten haben die Brachytherapie heute zu einer sicheren und wirksamen Behandlungsform für viele Krebsarten gemacht. Häufig wird sie für Krebserkrankungen des Gebärmutterhalses, der Prostata, der Brust und der Haut eingesetzt.

Die Brachytherapie kann allein oder in Verbindung mit anderen Therapieformen, z. B. Chirurgie, externe Strahlentherapie und Chemotherapie, eingesetzt werden. Studien belegen, dass die Heilungsraten für Krebs bei der Brachytherapie vergleichbar sind mit denen einer Operation oder externen Strahlentherapie [4]. Das Nebenwirkungsrisiko bei der Brachytherapie ist jedoch

deutlich geringer [7].

Die Strahlungsquelle kann bei dieser Behandlungsmethode sehr unterschiedlich sein: radioaktive Beta-, Gamma- und Röntgenstrahler¹ sowie in jüngster Zeit auch miniaturisierte Röntgenröhren. Seit den ersten strahlentherapeutischen Anwendungen haben sich die in Tabelle 1 aufgelisteten Radionuklide im klinischen Einsatz etabliert.

In der Regel werden radioaktive Brachytherapiequellen als kleine zylindrische Quellen mit einer Länge von bis zu 0,5 cm, sog. Seeds, gebaut. Das radioaktive Material wird üblicherweise mit einer Titanhülle umschlossen. Der innere Aufbau der Quellen ist hersteller- und typspezifisch. Die Quellen werden in die beiden Kategorien Hoch- und Niedrigdosisleistungsquellen eingeordnet.

Als Hochdosisleistungsquellen (HDR-Quellen) bezeichnet man Quellen, die in 1 cm Wasser eine Dosisleistung von mehr als 12 Gy/h liefern. In diesem Bereich hat sich ¹⁹²Ir- als Quellenmaterial durchgesetzt. In jüngster Zeit erlebt ⁶⁰Co eine Renaissance. Sein Einsatz bietet aufgrund seiner längeren Lebensdauer wirtschaftliche Vorteile. Es sind aber deutlich höhere Strahlenschutzvorkehrungen als bei der Verwendung von ¹⁹²Ir-Quellen erforderlich. Als Niedrigdosisleistungsquellen (LDR-Quellen) bezeichnet man Quellen, die in 1 cm Wasser eine Dosisleistung von weniger als 2 Gy/h liefern. Sie werden permanent oder zeitlich begrenzt im Tumor implantiert. Überwiegend kommen ¹²⁵I- und ¹⁰³Pd-Seeds zum Einsatz.

Ein wesentlicher Vorteil der Brachytherapie ist, dass aufgrund der Platzierung der Quellen im oder in der Nähe des Tumors, eine hohe Dosis im Tumor deponiert werden kann und gleichzeitig gesundes, vom Tumor weiter entfernt liegendes Gewebe geschont wird. Bei von außen eindringender Strahlung (externe Strahlentherapie) wird zwangsläufig auch gesundes Gewebe exponiert.

Ziel einer Strahlentherapie ist, im Tumor eine ausreichend hohe und möglichst homogene Dosis-

¹ Röntgenstrahler: Radionuklide, die Photonenstrahlung mit Energien bis ca. 300 keV emittieren.

* Dr. Ulrike Ankerhold
Fachbereich
„Dosimetrie für
Strahlentherapie und
Röntgendiagnostik“
E-Mail: ulrike.ankerhold@ptb.de

** Dr. Thorsten Schneider
Arbeitsgruppe
„Brachytherapie“
E-Mail: thorsten.schneider@ptb.de

Radionuklid	Strahlung	Halbwertszeit	max. Energie	mittl. Energie
Cäsium-137	Photonenstrahlung	30,17 Jahre	661 keV	614 keV
Cobalt-60	Photonenstrahlung	5,26 Jahre	1,33 MeV	1,253 MeV
Iridium-192	Photonenstrahlung	74,0 Tage	612 keV	371 keV
Jod-125	Photonenstrahlung	59,6 Tage	35,5 keV	28 keV
Palladium-103	Photonenstrahlung	17,0 Tage	23,2 keV	21 keV
Ruthenium-106	Beta-Strahlung	1,02 Jahre	3,54 MeV	

Tabelle 1: Eigenschaften der heutzutage überwiegend in der klinischen Brachytherapie verwendeten Radionuklide [5][6].

verteilung zu erzeugen. In der Brachytherapie wird dies durch die gleichzeitige Verwendung von mehreren Quellen und der Änderung ihrer Position während einer Bestrahlungszeit des Patienten erreicht.

Darstellung und Weitergabe der Dosis in der Brachytherapie

Die Dosis-Messgröße in der Brachytherapie ist die Wasser-Energiedosis, D_w , im Wasser in 1 cm Abstand vom Aktivitätsschwerpunkt des Strahlers senkrecht zur Quellenachse. Ihr Wert ergibt sich aus dem Wert der Reference Air Kerma Rate (RAKR) multipliziert mit dem Dosiskonversionskoeffizienten Λ , auch dose rate constant genannt [8][9]. Die Reference Air Kerma Rate ist definiert als die Luftkermaleistung frei in Luft in 100 cm Abstand vom Aktivitätsschwerpunkt des Strahlers [9].

Der Wert des Dosiskonversionskoeffizienten ist typ- bzw. bauartspezifisch, d. h. gleich für Seeds gleicher Bauart. Bis vor kurzem konnte der Wert nur rechnerisch mittels Strahlungstransportrechnungen auf Basis von Monte-Carlo Simulationen bestimmt werden. Diese Werte sind für alle häufig verwendeten Seed-Bauarten in frei zugänglichen Datenbanken zu finden. Im Rahmen von neueren Forschungsarbeiten konnten für einige HDR- und LDR-Seeds diese Werte erstmals auch experimentell bestimmt werden. Die bisher erzielten Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung zwischen Rechnung und Messung.

Um einen möglichst großen Therapieerfolg zu erzielen und gleichzeitig das Risiko für den Patienten gering zu halten, ist eine rückführbare und qualitätsgesicherte Dosimetrie von großer Bedeutung. Grundlage hierfür ist die primäre Darstellung der Einheit der Dosis-Messgröße und deren Weitergabe durch Kalibrierung von Sekun-

därnormalen oder von Brachytherapie-Quellen. HDR- und LDR-Quellen werden derzeit in der PTB standardmäßig in der Einheit Reference Air Kerma Rate kalibriert.

Bei der Kalibrierung von **HDR-Quellen** wird die Luftkermaleistung mittels einer Ionisationskammer, die auf die Primärnormale der PTB für die Luftkerma (siehe Beitrag in diesem Heft „Metrologische Aspekte der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik“ von L. Büermann) rückführbar ist, gemessen. Die Messungen erfolgen im kollimierten Strahlungsfeld der Quelle. Hierfür wurde eine spezielle Messeinrichtung aufgebaut (siehe Abbildung 1). Im Zentrum einer Bleikammer (30 cm \times 30 cm \times 40 cm Kantenlänge und 5 cm Wandstärke), die mit DensiMed®-Blenden von wahlweise 5,5 cm und 11 cm Durchmesser bestückt ist, wird die zu kalibrierende Quelle mit Hilfe eines Afterloadingsystems platziert. Die Positionierung der kalibrierten Kugel-Ionisationskammer auf der zentralen Achse des durch die Blende definierten Strahlungsfeldes erfolgt mit einem handelsüblichen Industrieroboter mit einer Unsicherheit von weniger als 0,1 mm. Um Unsicherheiten in der Positionierung der Quelle (ca. 0,3 mm) durch das Afterloadingsystem zu eliminieren, werden mehrere Messungen in unterschiedlichen Abständen zwischen Strahlungsquelle und Ionisationskammer durchgeführt und die Position der Quelle durch eine Ausgleichsrechnung bestimmt.

In der PTB werden seit mehr als 15 Jahren ^{192}Ir -HDR-Brachytherapiequellen in der Messgröße RAKR mit einer relativen Standardmessunsicherheit von 1,25 % ($k = 1$) kalibriert.

Im Rahmen eines europäischen Forschungsvorhabens wurde ein Primärnormal für die Darstellung der Wasser-Energiedosis für HDR-Brachytherapiequellen aufgebaut. Mit einem Wasserkalorimeter (siehe Beitrag in diesem Heft „Kalorimetrische Bestimmung der Wasser-Ener-



Abb. 1: Messanordnung zur Kalibrierung von HDR-Brachytherapiequellen in kollimierter Strahlungsgeometrie. Afterloader (links), Kugel-Ionisationskammer (Mitte), Bleikammer (Mitte, hinten), Industrieroboter (rechts).

giedosis“ von A. Krauss) kann die Wasser-Energiedosisleistung im Nahfeld der Quellen bestimmt werden [10]. Der im Kalorimeter verwendete Detektor (siehe Abb. 2) basiert auf dem in der Wasserkalorimetrie für hochenergetische Felder verwendeten. Um eine genaue und reproduzierbare Positionierung der Quelle vor dem Detektor zu erreichen, wird die Quelle in eine Edelstahlnaedel (Innendurchmesser: 1,35 mm) eingeführt, die vor dem Detektor in verschiedenen Abständen sehr genau fixiert werden kann [10]. Aus den Messungen in verschiedenen Abständen wird die Wasser-Energiedosis in 1 cm Abstand von der Quelle ermittelt.

Bei den kalorimetrischen Messungen stört der Effekt, dass radioaktive HDR-Quellen sich durch

Absorption von Gammastrahlung oder durch Energieabgabe der Elektronen innerhalb des Quellmaterials erwärmen. Die Berücksichtigung dieser „Eigenheizung“, die einem Wert von etwa 20 mW hat, stellt neben der steilen Tiefendosisverteilung im Detektor eine der größten Herausforderungen bei der Darstellung der Wasser-Energiedosis mittels Kalorimetrie dar.

Mit der direkten Darstellung der Wasser-Energiedosis für HDR-Quellen konnte der Wert der Dosisleistungskonstante Λ experimentell bestimmt und somit die rechnerisch ermittelten Werte überprüft werden. Zwischen experimentell und rechnerisch ermittelten Werten für einen ausgewählten Ir¹⁹²-Quellentyp ergab sich eine gute Übereinstimmung [11].

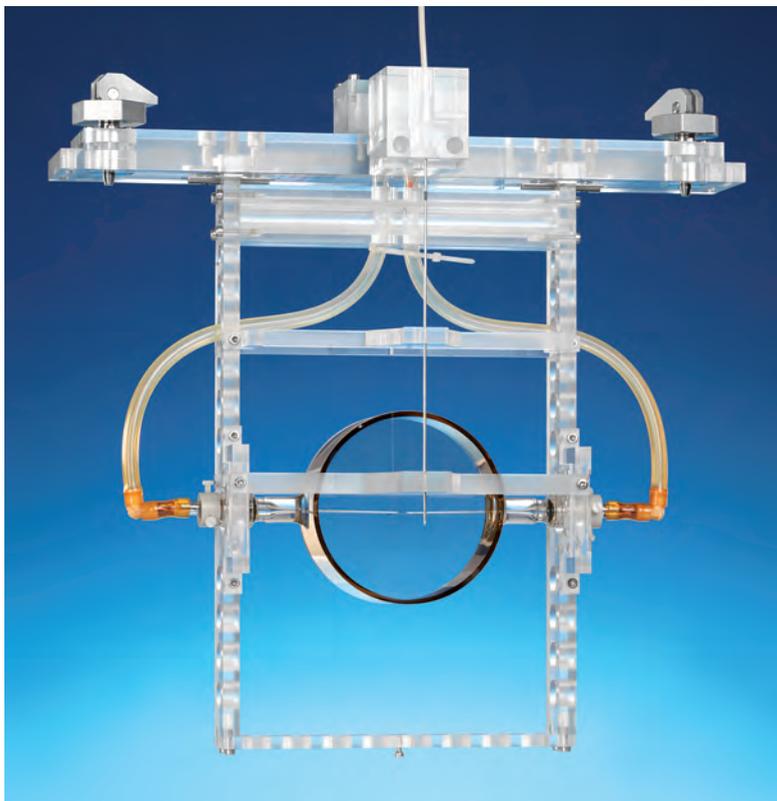


Abbildung 2: Detektor-Element für das Wasserkalorimeter zur Darstellung der Wasser-Energiedosis für HDR-Brachytherapiequellen.

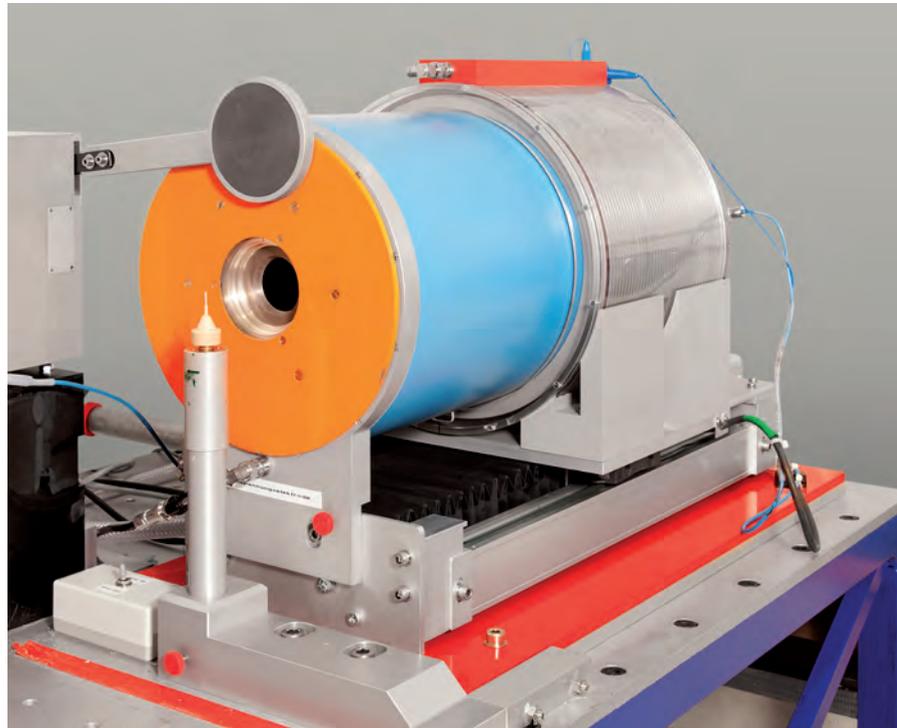


Abb. 3: Ansicht der Extrapolations-Kammer (GROVEX) für die Darstellung der Reference Air Kerma Rate für LDR-Brachytherapiequellen

Die Darstellung mittels Wasser-Kalorimetrie ist experimentell und, um eine geringe Unsicherheit zu erreichen, auch zeitlich sehr aufwendig, weshalb dieses Verfahren für eine direkte routinemäßige Kalibrierung einzelner Quellen nicht geeignet ist.

Aufgrund der Stabilität des Wertes der Dosisleistungskonstante, die nur von der Bauart bzw. vom Typ der Quelle abhängt, sollte auch weiterhin die Weitergabe der Wasser-Energiedosis für die HDR-Brachytherapie über die Kalibrierung von HDR-Quellen in der Einheit RAKR unter Verwendung experimentell validierter Werte der Dosisleistungskonstanten erfolgen.

Die Darstellung und Weitergabe der Dosis-Messgröße für **LDR-Quellen** muss aufgrund der niederenergetischen Photonenstrahlung und der geringeren Dosisleistung auf andere Weise als bei den HDR-Quellen erfolgen.

Für die Darstellung der Reference Air Kerma Rate (RAKR) von LDR-Quellen wird in der PTB eine Ionisationskammer als Primärnormal in Form einer großvolumigen Parallelplatten-Extrapolationskammer genannt (GROVEX) betrieben



(siehe Abb. 3). Die vordere Elektrode (Hochspannungselektrode) und die rückseitige Messelektrode sind 12 µm dünne graphitierte Polyethylenfolien [12]. Die Quelle befindet sich in 30 cm Abstand zur Hochspannungselektrode. Vor der Hochspannungselektrode ist eine Bleiblende zur Begrenzung des in das Kammer-Messvolumen eintretenden Strahlungsfeldes der Quelle befestigt. Der Abstand

Abb. 4: Zwei verschiedene Bauarten von Miniatur-Röntgenröhren, die für die Behandlung von Patienten zugelassen sind. Links: Röntgenanlage AX-XENT (Firma Xoft) und rechts Röntgenanlage Intrabeam.



zwischen den Elektroden kann beliebig variiert werden, um bei verschiedenen Abständen den Ionisationsstrom messen zu können. Die RAKR wird aus der Steigung der an die Messpunkte angepassten Geraden ermittelt.

Die primäre Darstellung der Einheit der Wasser-Energiedosis für die Brachytherapie mit LDR-Quellen wurde – wie auch für die HDR-Quellen – im Rahmen eines europäischen Forschungsvorhabens realisiert und in der PTB etabliert [13]. Die Darstellung erfolgt mittels der Ionometrie mit Hilfe einer großvolumigen, planparallelen Platten-Extrapolationskammer. Der Aufbau und die Funktionsweise der Kammer ähneln dem des Primärnormals für die Reference Air Kerma Rate, allerdings befindet sich die Extrapolationskammer in einem Phantom aus wasseräquivalentem Material. Dadurch unterscheidet sich die Messmethodik von der des RAKR-Primärnormals. Sie wurde auf Basis der Strahlungstransporttheorie entwickelt und zielt einer alten Idee folgend auf die Differenzen von Stromwerten bei verschiedenen Plattenabständen ab [14]. Das Auswerteverfahren verwendet Größen, deren Werte mit Monte-Carlo Simulationen ermittelt wurden. Da diese auf Verhältnisse von berechneten Kerma-Werten innerhalb der Extrapolationskammer beruhen, ist diese Methode sehr robust gegenüber Unsicherheiten der atomaren Wechselwirkungsquerschnitte und der Spektren [14]. Die entwickelte Methodik wurde vom italienischen Metrologieinstitut ENEA, das ebenfalls am Forschungsprojekt beteiligt war, übernommen [15].

Mit der direkten Darstellung der Einheit der Wasser-Energiedosis wurde eine Messunsicherheit von 2,6 % ($k = 2$) erreicht, was eine deutliche Verringerung der Unsicherheit gegenüber der Wasserenergiedosis-Bestimmung über die Reference Air Kerma Rate von 10 % ($k = 2$) bedeutet. Für die LDR-Brachytherapie ist – im Gegensatz zur HDR-Brachytherapie – eine direkte Kalibrierung von Quellen in der Einheit Wasserenergiedosis durchführbar und angestrebt.

Eine Neuentwicklung in der Brachytherapie ist die Verwendung von Miniatur-Röntgenröhren mit einer maximalen Röhrenspannung von 50 kV (siehe Abb. 4), die direkt in den Körper des Patienten eingebracht werden. Verschiedene Typen sind kommerziell erhältlich und werden in der Klinik verwendet. Am häufigsten werden Miniatur-Röntgenanlagen derzeit für die intraoperative Bestrahlung von Mammakarzinomen eingesetzt. Nach einer chirurgischen Entfernung des Tumorgewebes werden diese Röhren in dem entstandenen Hohlraum platziert und das umgebende Gewebe etwa 25 Minuten bestrahlt, um eventuell noch vorhandene Tumorzellen abzutöten.

Die Realisierung einer rückführbaren Dosimetrie für die Therapie mit diesen Röntgenan-

lagen ist Gegenstand eines aktuell laufenden Forschungsprojekts im Rahmen des 'European Metrology Research Programme' der europäischen Metrologieinstitute.

Für die Darstellung der Wasser-Energiedosis im Strahlungsfeld der miniaturisierten Röntgenröhren wird das Primärnormal für die Darstellung der Wasserenergiedosis für LDR-Quellen weiterentwickelt. Für die Weitergabe der Dosis in die Kliniken werden Messprozeduren erarbeitet. Ziel ist die Erarbeitung einer Norm oder eines Protokolls für die Dosimetrie mit Miniatur-Röntgenanlagen für die Medizinphysiker.

Ein weiterer aktueller Forschungsschwerpunkt – ebenfalls im Rahmen des oben erwähnten europäischen Forschungsprojektes – ist die Dosimetrie in klinischen Feldern in der Brachytherapie mit HDR-Quellen. HDR-Quellen werden im klinischen Einsatz meistens in Verbindung mit sogenannten Applikatoren verwendet. Applikatoren sind Hilfsmittel zur Positionierung der Quelle im Körper des Patienten und auch zur Formung des Strahlungsfeldes, z. B. um strahlungssensibles Gewebe in der Nähe des Tumors vom Strahlungsfeld abzuschirmen und damit zu schonen. Die jeweilige Bauform des benutzten Applikators ist von der Tumorgeometrie und seiner Position im Körper abhängig. In den bisherigen Protokollen für die klinische Dosimetrie und in Bestrahlungsplanungssystemen wird der Einfluss der Applikatoren auf die applizierte Dosis nicht berücksichtigt [8].

Die Bestimmung der räumlichen Dosisverteilung in typischen klinischen Strahlungsfeldern der HDR-Brachytherapie, d. h. HDR-Quellen mit Verwendung von Applikatoren, mit einer angemessen kleinen Messunsicherheit ist eine große messtechnische Herausforderung. Hierfür befindet sich ein 3D-Messsystem im Aufbau, mit dem Dosismessungen mit Messunsicherheit von nur wenigen Prozent möglich sein sollen. Die Arbeiten werden in Kooperation mit nationalen und internationalen Organisationen der Medizinphysiker durchgeführt.

Literatur:

- [1] Gerbaulet A., Pötter R., Mazeron J., Limbergen E.V. (Hrsg.), The GEC ESTRO handbook of brachytherapy, Belgium: ACCO, Leuven, Belgium, 2005, ISBN 90-804532-6
- [2] Baltas D., Sakelliou L., Zamboglou N., The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology, Medical Physics & Biomedical Engineering, 2006, Inst. of Physics Pub., ISBN-13: 978-0750307086
- [3] Gupta V. K., Brachytherapy – past, present and future, Journal of Medical Physics, 20, 1995, 31-38.

- [4] Pötter R., Image-guided brachytherapy sets benchmarks in advanced radiotherapy, *Radiother. Oncol.*, 2009, **91**, 141–146
- [5] Schötzig U., Schrader H., Halbwertszeiten und Photonen-Emissionswahrscheinlichkeiten von häufig verwendeten Radionukliden, Bericht PTB-Ra-16/5, 2000, ISBN 3-89701-279-0
- [6] CEA/Saclay-DETECS/LNHB, Gif-Sur-Yvette Cedex France, Table of radionuclides, ISBN 2727202016, 2011, http://www.nucleide.org/DDEP_WG/DDEP-data.htm
- [7] Frank S., et al., An Assessment of Quality of Life Following Radical Prostatectomy, High Dose External Beam Radiation Therapy and Brachytherapy Iodine Implantation as Monotherapies for Localized Prostate Cancer, *The Journal of Urology*, **177**, 6, 2007, 2151–2156.
- [8] Rivard M. J., Coursey B. M., DeWerd L. A., Hanson W. F., Huq M. S., Ibbott G. S., Mitch M. G., Nath R., Williamson J. F., Update of AAPM Task Group No. 43 Report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Med. Phys.* **31**, 633–74, 2004
- [9] International Commission on Radiation Units and Measurements, Dosimetry of Beta Rays and Low-Energy Photons for Brachytherapy with sealed sources. Report 72, *Journal of the ICRU*, **4**(2), 2004
- [10] Krauss A., Bambynek M., Selbach H.-J., Application of water calorimetry as absorbed dose to water standards for radiotherapy dosimetry, Workshop on Absorbed Dose and Air Kerma Primary Standards, Paris, 2007, Proceedings
- [11] Selbach H.-J., Bambynek M., Aubineau-Laniece I., Gabris F., Guerra A.S., Toni M.P., de Pooter J., Sander T., Schneider T., Experimental determination of the dose rate constant for selected ^{125}I - and ^{192}Ir -brachytherapy sources, *Metrologia* **49**, 2012, S219 – S222
- [12] Selbach H.-J., Kramer H.-M., Culbertson W. S., Realization of reference air-kerma rate for low-energy photon sources, *Metrologia*, **45**, 2008, 422–428
- [13] Schneider T., The PTB primary standard for the absorbed-dose to water for I-125 interstitial brachytherapy sources, *Metrologia* **49**, 2012, S198–S202
- [14] Schneider T., A robust method for determining the absorbed-dose to water in a phantom for low-energy photon radiation, *Phys. Med. Biol.*, **56**, 201, 13387–13402
- [15] Toni M. P., Pimpinella M., Pinto M., Quini M., Cappadozzi G., Silvestri C., Bottauscio O., Direct determination of the absorbed dose to water from ^{125}I low dose-rate brachytherapy seeds using the new absorbed dose primary standard developed at ENEA-INMRI, *Metrologia*, **49**, 2012, S193–S197

Kalorimetrische Bestimmung der Wasser-Energiedosis

Achim Krauss*

1 Einleitung

Die Wasser-Energiedosis, D_w , ist die grundlegende Messgröße in der Dosimetrie für die Strahlentherapie. Im klinischen Betrieb wird diese Messgröße üblicherweise mit Dosimetern, z. B. Ionisationskammern verschiedener Bauform oder Halbleiterdetektoren, bestimmt, die zur Anzeige der Wasser-Energiedosis unter Bezugsbedingungen in einem $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ausgedehnten ^{60}Co -Strahlungsfeld kalibriert sind. Die Kalibrierfaktoren dieser Detektoren sind dabei rückführbar auf die in der PTB betriebene Primärnormal-Messeinrichtung für die Darstellung der Einheit der Wasser-Energiedosis. Die Primärnormal-Messeinrichtung der PTB basiert auf der Verwendung eines Wasserkalorimeters. Das Kalorimeter ist in der Lage, die Wasser-Energiedosis bei ^{60}Co -Strahlung unter Bezugsbedingungen mit einer kombinierten Standard-Messunsicherheit von 0,2 % zu bestimmen [1]. Im internationalen Vergleich der Primärnormale für die Wasserenergiedosis, die auf teils unterschiedlichen Messverfahren beruhen [2], nimmt das PTB-Wasserkalorimeter eine Spitzenstellung ein [3].

Die kalorimetrische Bestimmung von D_w erfolgt im Prinzip unabhängig von der Energie und von der Art der Strahlung. Dies eröffnet ein breites Anwendungsgebiet der Wasserkalorimetrie als Normalmessverfahren zur Bestimmung von D_w . Neben der Verwendung bei ^{60}Co -Strahlung ergeben sich weitere Anwendungen für einen Großteil der in der externen Strahlentherapie eingesetzten Strahlungsqualitäten und Bestrahlungsbedingungen, z.B. für Röntgenstrahlung mittlerer Energie [4], für Schwerionenstrahlung oder für hochenergetische Photonen- und Elektronenstrahlung. Beispiele hier sind die experimen-

telle Bestimmung der von der Strahlungsqualität abhängigen Korrekturfaktoren (z. B. k_Q , k_E) für die Änderung des Ansprechvermögens von Gebrauchsdosimetern (z. B. Ionisationskammern) in hochenergetischen Photonen- oder Elektronenfeldern [5]. Oder spezielle Untersuchungen zum Ansprechvermögen der Dosimeter in Abhängigkeit der Feldgröße. Ein weiteres Anwendungsgebiet stellt darüber hinaus die Dosimetrie von ^{192}Ir -Quellen dar, die in der Brachytherapie eingesetzt werden. Für alle genannten Bereiche verfügt die PTB über zusätzliche Wasserkalorimeter, mit deren Hilfe experimentelle Daten gewonnen werden, die letztlich zu einer Reduzierung der Messunsicherheiten und zur Qualitätssicherung in der Dosimetrie für die Strahlentherapie beitragen.

2 Kalorimetrische Bestimmung der Wasser-Energiedosis

Gemäß Gleichung (1) ist die Wasser-Energiedosis D_w definiert als Quotient aus $d\bar{\epsilon}$ und dm , wobei die mittlere durch ionisierende Strahlung auf ein Massenelement dm des Materials Wasser übertragene Energie angibt. Die Einheit dieser Messgröße ist das Gray (Gy), es gilt $1\text{ Gy} = 1\text{ J/kg}$.

$$D_w = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1)$$

Mit Hilfe eines Wasserkalorimeters ergibt sich diese Messgröße in erster Näherung allein aus der Messung der strahlungsinduzierten Temperaturerhöhung, ΔT , an einem Messpunkt innerhalb eines Wasserphantoms, multipliziert mit der spezifischen Wärmekapazität, c_p , von Wasser. Dies ist mit Gleichung (2) gegeben.

$$D_w = \Delta T \cdot c_p \cdot \prod k_i \quad (2)$$

* Dr. Achim Krauss
Arbeitsgruppe
„Einheit der Wasser-
Energiedosis“
E-mail: achim.
krauss@ptb.de



Abbildung 1: Das Primärnormal-Wasserkalorimeter vor der ^{60}Co -Bestrahlungsanlage der PTB inkl. der zugehörigen Kühlaggregate. Das Außengehäuse des Kalorimeters dient der Temperaturstabilisierung bei 4°C und besitzt eine Kantenlänge von jeweils ca. 1 m. Das dunkel markierte Quadrat in der Mitte der Frontwand ist das Strahlungseintrittsfenster.



Abbildung 1a: Foto des Außengehäuses von der Rückseite mit geöffnetem Deckel und geöffneter Tür. Mittig im Außengehäuse montiert befindet sich das eigentliche Kalorimeter, bestehend aus Wasserphantom (inkl. Wärmedämmung) und eingebautem Detektor.

Die zu messende strahlungsinduzierte Temperaturerhöhung ΔT beträgt ca. $0,24 \text{ mK}$ pro Gy. Voraussetzung zur präzisen Messung dieser geringen Temperaturerhöhung ist eine sehr gute thermische Isolation und eine aktive Temperaturstabilisierung des gesamten Kalorimeters, da das Wasserkalorimeter bei einer Temperatur von 4°C betrieben wird. Der Betrieb bei 4°C Wassertemperatur erfolgt, um Konvektion im Wasser und die damit verbundene Zerstörung der strahlungsinduzierten Temperaturverteilung am Messort zu verhindern.

Die kalorimetrische Bestimmung von D_W erfordert neben der Messung der strahlungsinduzierten Temperaturerhöhung allerdings noch die Berücksichtigung der Auswirkungen verschiedener Einflussgrößen, die in Gleichung (2) als Produkt der entsprechenden Korrekturfaktoren k_i zusammengefasst sind. So müssen unter anderem Feldstörungseffekte, aber insbesondere verschiedene Wärmeleitungseinflüsse oder der mögliche Einfluss des sogenannten „kalorischen Defektes“ berücksichtigt bzw. korrigiert werden. Wärmeleitungseffekte treten sowohl durch das Zerfließen der durch die Dosisverteilung am Messort vorgegebenen Temperaturverteilung auf, als auch durch die Bestrahlung des für die Temperaturmessung verwendeten Detektors (siehe Abschnitt 3), dessen Materialien andere spezifische Wärmekapazitäten gegenüber Wasser besitzen. Der kalorische Defekt hingegen bezeichnet den möglichen Unterschied zwischen der im Wasser absorbierten Strahlungsenergie und der im Wasser erzeugten Wärmeenergie und wird durch den strahlungsinduzierten Ablauf chemischer Reaktionen während der Radiolyse von Wasser verursacht. Sofern die

Radiolyse unter Beteiligung von im Wasser gelösten Zusatzstoffen oder Verunreinigungen abläuft, kann eine dadurch verursachte Freisetzung oder Absorption von Bindungsenergie die Temperaturmessung um mehrere Prozent beeinflussen. Die detaillierte Untersuchung aller verschiedenen Einflussgrößen und die Bestimmung der entsprechenden Korrekturfaktoren stellt den wesentlichen Aufwand bei der Entwicklung eines Wasserkalorimeters als Primärnormal-Messeinrichtung dar [1].

3 Die Wasserkalorimeter der PTB

3.1 Prinzipieller Aufbau

Der prinzipielle Aufbau der in der PTB verwendeten Wasserkalorimeter orientiert sich an den Erfordernissen der klinischen Referenzdosimetrie. So wird in einem Wasserkalorimeter – wie auch in der routinemäßigen Referenzdosimetrie – ein kubisches Wasserphantom mit 30 cm Kantenlänge verwendet, das jedoch aufgrund des Betriebes bei einer Temperatur von 4°C mit einer ca. 8 cm dicken Schicht aus Polystyrol ummantelt ist. Der kalorimetrische Detektor kann in unterschiedlichen Messtiefen relativ zum Strahlungseintrittsfenster in dieses Wasserphantom eingesetzt werden (z. B. 5 cm bei ^{60}Co -Strahlung, 10 cm für hochenergetische Photonenstrahlung). Zur Temperaturstabilisierung befindet sich das Kalorimeter selbst entweder innerhalb eines größeren Außengehäuses (ca. 1 m Kantenlänge), in dem die Lufttemperatur aktiv auf 4°C geregelt wird oder ist mit einer „Sandwich-Struktur“ aus Dämmung und Kühlmittel durchflossenen Platten aus Aluminium

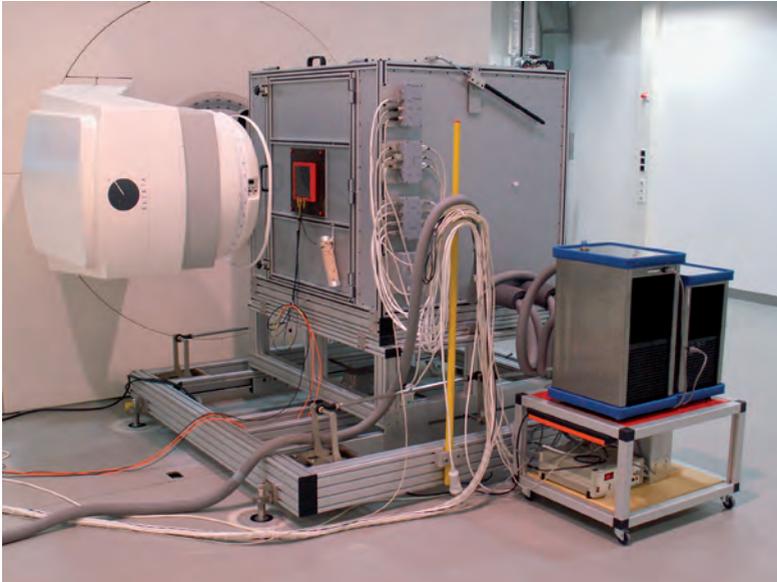


Abbildung 2: Wasserkalorimeter für hochenergetische Photonenstrahlung vor dem Strahlerkopf eines medizinischen Beschleunigers der PTB. Der prinzipielle Aufbau dieses Kalorimeters entspricht dem Primärnormal-Wasserkalorimeter (siehe Abbildung 1).

umgeben. Die folgenden Abbildungen zeigen die unterschiedlichen Bauweisen der in der PTB betriebenen Wasserkalorimeter. Abbildung 1 zeigt das Primärnormal-Wasserkalorimeter vor der ⁶⁰Co-Bestrahlungseinrichtung. Im Wesentlichen ist das große Außengehäuse (mit dunkel abgesetztem Strahlungseintrittsfenster) zu sehen sowie die für den Betrieb bei 4 °C benötigten Kühl- und Versorgungsgeräte, mit deren Hilfe die Lufttemperatur innerhalb des Außengehäuses konstant gehalten wird. Abbildung 1a zeigt das Außengehäuse von der Rückseite mit geöffneter Tür und geöffnetem Deckel und gibt den Blick auf das mittig in dem Außengehäuse positionierte Kalorimeter frei. Eine Kopie dieses Primärnormal-Wasserkalorimeters wird an den medizinischen Beschleunigern der PTB für Messungen in hochenergetischen Photo-

nenfeldern benutzt (Abbildung 2).

Abbildung 3 dagegen zeigt das so genannte „transportable“ Wasserkalorimeter mit zugehörigem Kühlaggregat. Bild 3a zeigt das Kalorimeter von der Rückseite mit geöffnetem Deckel des Kühlgehäuses. Bei der kompakteren Bauweise des transportablen Wasserkalorimeters wird die Temperaturstabilisierung mit Hilfe der bereits erwähnten „Sandwich“-Struktur mit aktiv temperaturregelten Kühlplatten erzielt. Diese Kühlplatten umgeben das Wasserphantom von allen Seiten bis auf den ca. 12 cm × 12 cm Ausschnitt des Strahlungseintrittsfensters. Das transportable Wasserkalorimeter ist insbesondere für den Einsatz in externen Bestrahlungseinrichtungen geeignet und wurde beispielsweise bei der GSI in Darmstadt für Messungen mit ¹²C-Ionenstrahlen (Raster-Scan-Verfahren) eingesetzt.

3.2 Detektor

Die strahlungsinduzierte Temperaturerhöhung ΔT beträgt ca. 0,24 mK pro Gy und wird mit Hilfe temperaturkalibrierter Thermistoren (\varnothing ca. 0,25 mm) gemessen, die jeweils in der Spitze einer dünnen, konisch zulaufenden Glaspipette (kleinster Durchmesser ca. 0,5 mm, Gesamtlänge ca. 110 mm) eingeschmolzen sind. Zur Verwendung im kalorimetrischen Detektor sind zwei dieser Temperatursensoren innerhalb eines mit hochreinem Wasser gefüllten Glaszylinders (\varnothing : 95 mm; H: 41 mm; Wandstärken 0,7 mm bzw. 2,5 mm) gegenüberstehend in einem Abstand von ca. 8 mm montiert (Abbildung 4). Der Detektor wird in der entsprechenden Messtiefe in das wassergefüllte Phantom des Kalorimeters eingesetzt, so



Abbildung 3: Das sogenannte „transportable“ Wasserkalorimeter mit zugehörigem Kühler. Die Temperaturstabilisierung dieses Kalorimeters geschieht mit Hilfe aktiv gekühlter Platten, die das gesamte Wasserphantom bis auf den Bereich des Strahlungseintrittsfensters (rot umrandet) umgeben. Die Kantenlänge des Kalorimeters beträgt ca. 60 cm. Die Dicke der Dämmschicht aus Polystyrol beträgt im Bereich des Strahlungseintrittsfensters ca. 18 cm.



Abbildung 3a: Foto des transportablen Kalorimeters von der Rückseite mit geöffnetem Deckel des Kühlgehäuses.

dass die horizontal einfallende Strahlung parallel zur Zylinderachse gerichtet ist. In allen in der PTB verwendeten Wasserkalorimetern wird der gleiche Detektortyp verwendet. Diese Geometrie und die geringen Wandstärken des Zylinders bzw. der Temperatursensoren wurden gewählt, um einerseits die Störung des Strahlungsfeldes minimal zu halten, und andererseits mit Hilfe von Finite-Elemente-Rechnungen die benötigten Korrekturfaktoren für Wärmetransportvorgänge im Kalorimeter mit hoher Genauigkeit bestimmen zu können.

Während einer Bestrahlungsmessung wird die mit der Temperaturänderung verbundene Widerstandsänderung von ca. 0,18 Ohm pro Thermistor entweder mit einer batteriebetriebenen Gleichspannungs-Widerstandsbrückenschaltung oder über eine direkte Widerstandsmessung mittels Präzisionsmultimeter bestimmt. Abbildung 5 zeigt den typischen Signalverlauf des Detektors über einen Zeitraum von ca. 6 Minuten, die eigentliche Bestrahlung dauert 120 s (Start der Bestrahlung bei ca. $t = 140$ s).

Im Glaszylinder des Detektors befindet sich hochreines Wasser, das zusätzlich mit Stickstoff- oder Wasserstoff gesättigt wurde. Aufgrund detaillierter experimenteller Untersuchungen in Kombination mit Simulationsrechnungen zur Radiolyse von Wasser kann gezeigt werden, dass in diesem Fall die absorbierte Strahlungsenergie vollständig in Wärmeenergie umgesetzt wird, d. h. es ist kein „kalorischer Defekt“ vorhanden [1].

4 Anwendungsbeispiel: k_Q -Bestimmung bei Photonenstrahlung

Wie in der Einleitung erwähnt, lassen sich mit Hilfe der Wasserkalorimetrie die strahlungsqualitätsabhängigen k_Q -Faktoren beispielsweise von Ionisationskammern experimentell bestimmen. Die k_Q -Faktoren werden benötigt, um den Unterschied des Ansprechvermögens der Ionisationskammern zwischen einer beliebigen Strahlungsqualität Q und der Bezugsstrahlungsqualität ^{60}Co zu berücksichtigen. Somit ist k_Q das Verhältnis der D_W -Kalibrierfaktoren, N_{D_W} , bei Strahlungsqualität Q zu ^{60}Co -Strahlung.

$$k_Q = \frac{N_{D_W}^Q}{N_{D_W}^{Co}} \quad (3)$$

Unter Verwendung des in Abbildung 2 gezeigten Kalorimeters wurden entsprechende Messungen bei allen an den medizinischen Beschleunigern der PTB vorhandenen Strahlungsqualitäten Q (Energiebereich 4 MV–25 MV, Feldgröße 10 cm \times 10 cm) durchgeführt. Jede Messung besteht dabei aus der kalorimetrischen Bestimmung von D_W und anschließender Kalibrierung einer Ionisationskammer direkt im Wasserphantom des Kalorime-

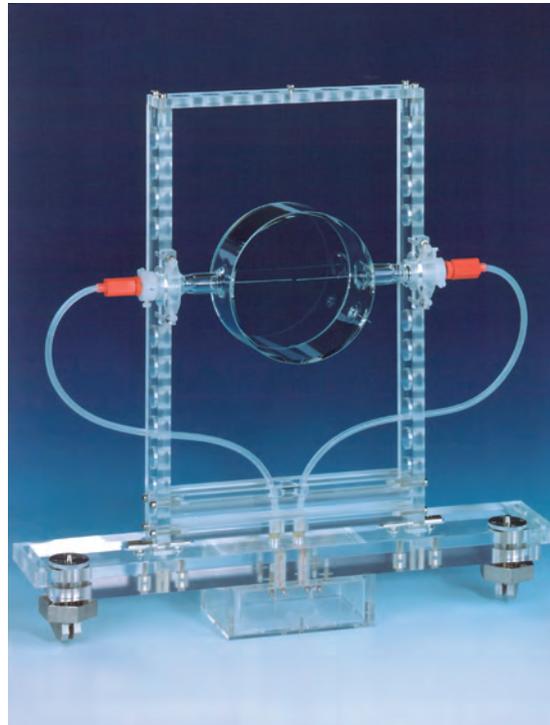


Abbildung 4: Der Detektor eines Wasserkalorimeters. Innerhalb des mit hochreinem Wasser gefüllten Glaszylinders (\varnothing ca. 95 mm, Höhe ca. 40 mm) sind zwei Temperatursensoren gegenüberliegend montiert (Abstand ca. 8 mm). Jeder Temperatursensor besteht aus einem Thermistor (\varnothing ca. 0,25 mm), der in der Spitze einer dünnen Glaspipette eingeschmolzen wurde. Die Glaspipetten besitzen eine Gesamtlänge von ca. 110 mm und haben an der Spitze einen äußeren Durchmesser von ca. 0,5 mm.

ters unter identischen Bestrahlungsbedingungen. Abbildung 6 zeigt die so erhaltenen k_Q -Faktoren für drei unterschiedliche Typen von Ionisationskammern in Abhängigkeit der Strahlungsqualität (der in der Grafik verwendete Parameter $TPR_{20,10}$ ist ein Maß für die Strahlungsqualität Q). Die relative Standardmessunsicherheit der experimentellen Daten beträgt ca. 0,3 %. Durch die Verwendung dieser experimentell gewonnenen k_Q -Faktoren lässt sich eine signifikante Reduzierung der in der Dosimetrie der hochenergetischen Photonenstrahlung auftretenden Standardmessunsicherheit erzielen, da für die bis jetzt verwendeten berechneten Werte für k_Q eine 3-fach größere Standardmessunsicherheit anzusetzen ist.

5 Ausblick

Die Wasserkalorimetrie ist ein energieunabhängiges Messverfahren zur Bestimmung von D_W für die Dosimetrie in der Strahlentherapie. Das Anwendungsgebiet der Wasserkalorimetrie erstreckt sich prinzipiell auf alle in der Strahlentherapie verwendeten Strahlungsarten und Strahlungsqualitäten sowie auf ein breites Feld unterschiedlicher Bestrahlungsbedingungen. Dafür sind in der PTB mehrere Wasserkalorimeter in Betrieb, angefangen bei den für die Dosimetrie wichtigen Referenzstrahlungsfeldern für Photonen- und Elektronenstrahlung, über Strahlungsfelder geringerer Ausdehnung, bis zu speziellen Bestrahlungsbedingungen, wie z. B. das Raster-Scan Verfahren für ^{12}C -Ionenstrahlen. Neuere Entwicklungsarbeiten haben die direkte Anwendung der Wasserkalorimetrie zur D_W -Bestimmung auch

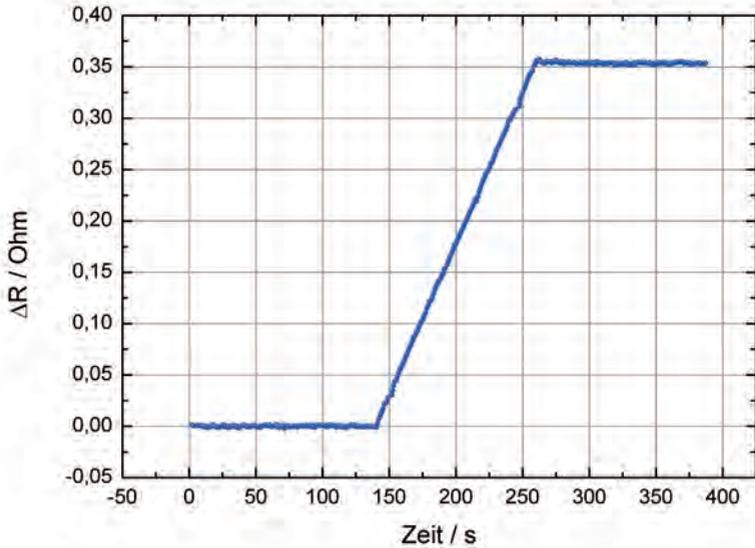


Abbildung 5: Messsignal des Detektors vor, während und nach einer 120 s Bestrahlung mit ⁶⁰Co-Strahlung. Die Strahlung wird bei t = 140 s eingeschaltet. Die Widerstandsänderung wird mit Hilfe einer Gleichspannungs-Widerstandsbrückenschaltung aufgezeichnet

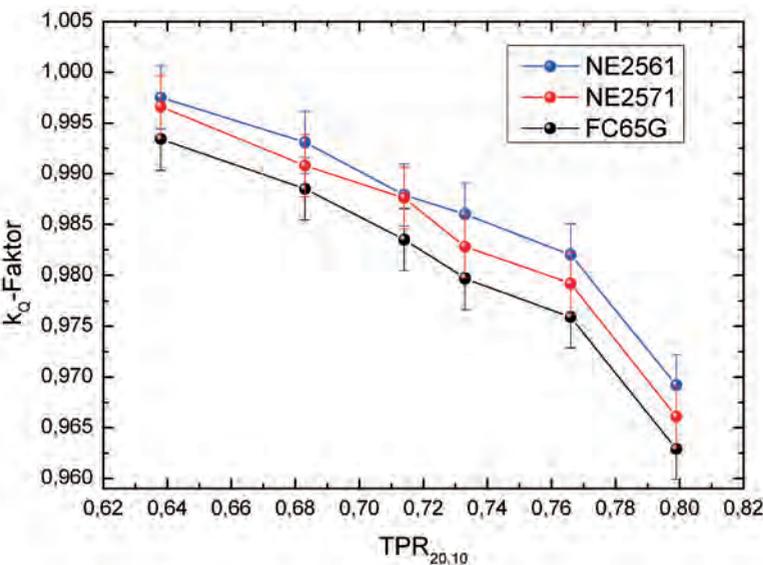


Abbildung 6: Experimentell bestimmte Abhängigkeit der k_Q-Faktoren von der Strahlungsqualität der Photonenstrahlung für drei unterschiedliche Typen von Ionisationskammern. Die relative Standardmessunsicherheit beträgt ca. 0,3 %.

6 Literatur

- [1] A. Krauss: The PTB water calorimeter for the absolute determination of absorbed dose to water in ⁶⁰Co-radiation, *Metrologia* **43** (2006) 259–272
- [2] J. Seuntjens, S. Duane: Photon absorbed dose standards, *Metrologia* **46** (2009) S39–S58
- [3] C. Kessler, P.J. Allisy, D.T. Burns, A. Krauss, R.-P. Kapsch: Comparison of the standards for absorbed dose to water of the PTB, Germany and the BIPM for ⁶⁰Co γ rays. *Metrologia* **43** (2006) Tech. Suppl. 06005
- [4] A. Krauss, L. Büermann, H.-M. Kramer, H.-J. Selbach: Calorimetric determination of the absorbed dose to water for medium-energy X-rays with generating voltages from 70 kV to 280 kV, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012) 6245–6268
- [5] A. Krauss, R.-P.Kapsch: Calorimetric determination of k_Q factors for NE2561 and NE2571 ionization chamber in 5 cm × 5 cm and 10 cm × 10 cm radiotherapy beams of 8 MV and 16 MV photons, *Phys. Med. Biol.* **52** (2007) 6243–6259

unter IMRT-Bestrahlungsbedingungen (IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy), z. B. bei Überlagerung kleinerer Felder aus unterschiedlichen Bestrahlungswinkeln, zum Ziel. Dafür befindet sich ein Wasserkalorimeter mit zylindrischem Wasserphantom im Aufbau.

Dosimetrie mit Ionisationskammern in der externen Strahlentherapie

Ralf-Peter Kapsch*

Einleitung

Die Grundlage für eine präzise Patientenbestrahlung in der externen Strahlentherapie ist die genaue Kenntnis der Dosis, die von der verwendeten Bestrahlungsvorrichtung – dabei handelt es sich in aller Regel um klinische Linearbeschleuniger – unter standardisierten Bedingungen (den sogenannten „Referenzbedingungen“) erzeugt wird. Konkret geht es bei dieser „Basisdosimetrie“ darum, die Wasser-Energiedosis an einem Punkt im Wasserphantom (das als Patientenersatz dient) zu bestimmen. Hierbei kommen ausschließlich Ionisationskammer-Dosimeter zum Einsatz, da mit diesen sehr kleine Unsicherheiten der Dosismessung erreicht werden können. Die genaue Vorgehensweise ist in sogenannten Dosimetrieprotokollen, wie z. B. der deutschen Norm DIN 6800-2 [1] oder dem von der IAEA herausgegebenen Protokoll TRS-398 [2] detailliert beschrieben. Im Folgenden werden die Grundzüge der Dosismessung mit Ionisationskammer-Dosimetern vorgestellt.

Aufbau und Funktionsweise eines Ionisationskammer-Dosimeters

Die namensgebende Eigenschaft ionisierender Strahlung ist die Fähigkeit, Luft zu ionisieren. Durch Wechselwirkungsprozesse der Strahlung mit den Luftmolekülen wird ein Teil der Strahlungsenergie auf die Luftmoleküle übertragen, wobei positiv und negativ geladene Ionen entstehen können.

Eine ideale Ionisationskammer besteht aus einem kleinen, luftgefüllten Hohlraum, in dem ein elektrisches Feld vorhanden ist. Die bei Bestrahlung des Hohlraums entstehenden positiv und negativ geladenen Ionen werden durch das elektrische Feld getrennt. Die gesamte elektrische Ladung der Ionen eines Vorzeichens wird mit einem Elektrometer gemessen, sie ist ein Maß für die Dosis.

Reale Ionisationskammern enthalten zusätzliche Komponenten wie z. B. Elektroden (zum Erzeugen des elektrischen Feldes und Sammeln der Ladungen), eine Kammerwand zum Umschließen des luftgefüllten Messvolumens, einen Stiel zum Befestigen der Kammer, elektrische Leitungen zum



Abbildung 1: Eine typische, für Dosismessungen in der externen Strahlentherapie verwendete Ionisationskammer (unten) mit Schutzhülse (oben). Der luftgefüllte Hohlraum befindet sich im Inneren des auf der rechten Seite erkennbaren schwarzen Graphit-Zylinders, der einen Durchmesser von 7 mm und eine Länge von 24 mm hat. Die Wand dieses Graphit-Hohlzylinders hat eine Dicke von nur 0,36 mm und dient als eine der beiden Elektroden zur Erzeugung des elektrischen Feldes. Die zweite Elektrode befindet sich im Inneren des Luft-Hohlraumes und ist von außen nicht sichtbar.

Anschluss an das Elektrometer etc. (siehe Abbildung 1).

Die Ermittlung der Dosis mit Ionisationskammer-Dosimetern

Die mittlere Luft-Energiedosis im Sammelvolumen einer idealen Ionisationskammer \bar{D}_{air} ist gegeben durch den Quotienten aus der in diesem Luftvolumen absorbierten Strahlungsenergie ϵ_{air} und der Masse des Luftvolumens m_{air} :

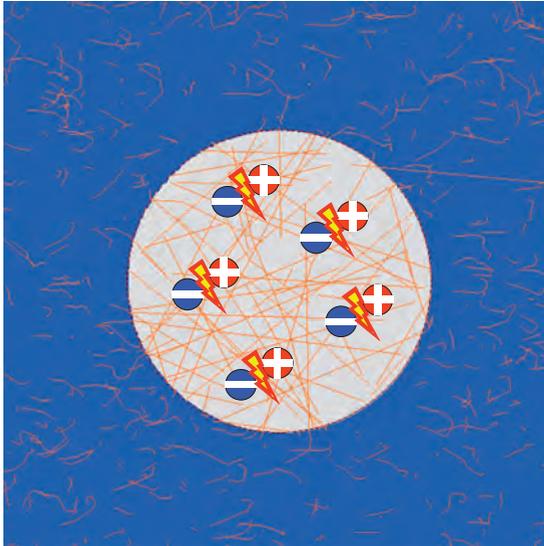
$$\bar{D}_{\text{air}} = \frac{\epsilon_{\text{air}}}{m_{\text{air}}} \quad (1)$$

Die im Luftvolumen der Ionisationskammer absorbierte Strahlungsenergie ϵ_{air} kann ausgedrückt werden als Produkt der Anzahl der erzeugten Ionenpaare und der mittleren Energie W_{air} , die zur Erzeugung eines Ionenpaares in Luft erforderlich ist (siehe Abbildung 2).

Die Anzahl der erzeugten Ionenpaare kann aus der mit einem Elektrometer gemessenen elektrischen Ladung der Ionen eines Vorzeichens bestimmt werden. Da es sich um einfach geladene Ionen handelt, ist die Gesamtladung Q das Produkt aus der Anzahl der Ionen und der Elementarladung e . Insgesamt kann somit die mittlere Luft-Energiedosis im Sammelvolumen der Ionisationskammer aus der gemessenen elektrischen Ladung berechnet werden:

* Dr. Ralf-Peter Kapsch
Arbeitsgruppe
„Hochenergetische
Photonen- und
Elektronenstrahlung“
E-Mail: ralf-peter.kapsch@ptb.de

Abbildung 2: Schematische Darstellung einer idealen Ionisationskammer (kleine Luftblase) in einem Wasserphantom. Die orangefarbenen Linien stellen die Bahnen der bei Bestrahlung erzeugten Sekundärelektronen dar. Wechselwirkungen dieser Sekundärelektronen mit den Luftmolekülen führen zur Bildung positiv und negativ geladener Ionen; bei jeder dieser Ionisationsprozesse wird im Mittel die Energie W_{air} übertragen.



$$\bar{D}_{\text{air}} = Q \cdot \frac{W_{\text{air}}}{e \cdot m_{\text{air}}} \quad (2)$$

Für die Basisdosimetrie in der externen Strahlentherapie ist jedoch in der Regel nicht die mittlere Luft-Energiedosis in der Ionisationskammer von Interesse, sondern die Wasser-Energiedosis an einem Punkt im Wasserphantom. Unter der Annahme, dass die Ionisationskammer die sogenannten Bragg-Gray-Bedingungen erfüllt, was im Wesentlichen bedeutet, dass die Anwesenheit der Ionisationskammer das Strahlungsfeld im Wasserphantom nicht stört¹, kann die mittlere Luft-Energiedosis \bar{D}_{air} im Messvolumen der Ionisationskammer in die Wasser-Energiedosis $D_w(P)$ an einem Punkt P im ungestörten Wasserphantom umgerechnet werden:

$$D_w(P) = \bar{D}_{\text{air}} \cdot s_{w/a} = Q \cdot \frac{W_{\text{air}}}{e \cdot m_{\text{air}}} \cdot s_{w/a} \quad (3)$$

Der Umrechnungsfaktor $s_{w/a}$ ist das Verhältnis der Massen-Stoßbremsvermögen (siehe z. B. [3]) von Wasser und Luft, das von der Art und Energie der Strahlung abhängt.

Bei Verwendung realer Ionisationskammern (siehe Abbildung 1) können die Bragg-Gray-Bedingungen nur annähernd erfüllt werden, da z. B. das endlich ausgedehnte Luftvolumen oder das Vorhandensein der Kammerwand, des Stiels und der Elektrode das Strahlungsfeld im Wasserphantom „stören“. Diese Abweichungen vom idealen Fall werden in der Praxis durch Störungsfaktoren p berücksichtigt, die die Störungen durch die Kammerwand (p_{wall}), die Elektrode (p_{cel}) oder die endliche Größe des Messvolumens (p_{cav} und p_{dis}) korrigieren. Bei Verwendung einer realen Ionisationskammer muss daher für die Ermittlung der Wasser-Energiedosis aus der elektrischen Ladung die folgende Beziehung verwendet werden:

$$D_w(P) = Q \cdot \frac{W_{\text{air}}}{e \cdot m_{\text{air}}} \cdot s_{w/a} \cdot p_{\text{wall}} \cdot p_{\text{cel}} \cdot p_{\text{cav}} \cdot p_{\text{dis}} \quad (4)$$

Die Werte der in dieser Gleichung auftretenden Störungsfaktoren hängen von der Art und Energie der Strahlung sowie vom genauen Aufbau und den verwendeten Materialien der Ionisationskammer ab. Sie können in der Regel nur durch aufwändige Experimente oder Monte-Carlo-Simulationsrechnungen bestimmt werden. Da es außerdem schwierig ist, die Masse der Luft im Sammelvolumen der Ionisationskammer (m_{air}) mit hinreichend kleiner Messunsicherheit zu bestimmen, wird Gl. (4) bei routinemäßigen Dosismessungen in Strahlentherapiekliniken nicht direkt angewandt.

Stattdessen wird die Beziehung zwischen der Wasser-Energiedosis D_w und der elektrischen Ladung Q experimentell bestimmt. Fasst man alle auf der rechten Seite von Gl. (4) auftretenden Größen außer der elektrischen Ladung Q zu einem Proportionalitätsfaktor N zusammen, so ergibt sich die einfache Beziehung

$$D_w(P) = Q \cdot N \quad (5)$$

Der Proportionalitätsfaktor N , der (unter bestimmten Bedingungen – siehe unten) Kalibrierfaktor heißt, wird in Kalibrierlaboratorien für jede einzelne Ionisationskammer experimentell ermittelt. Voraussetzung für die Kalibrierung ist, dass die Wasser-Energiedosis $D_w(P)$ unter bestimmten Bedingungen bekannt ist. In der PTB wird zur Messung der Wasser-Energiedosis ein Primärnormal – das Wasserkalorimeter – eingesetzt.

Die Werte der in Gl. (4) auftretenden Parameter – und damit auch der Wert des Proportionalitätsfaktors N – werden von einer Vielzahl von Einflussgrößen beeinflusst. Dies sind z. B. die Art und das Spektrum der Strahlung, die das Bremsvermögensverhältnis und die Störungsfaktoren beeinflussen, die Temperatur und der Luftdruck, die die Masse der Luft in der Ionisationskammer beeinflussen, die Luftfeuchte, die den Wert des Parameters W_{air} beeinflusst, oder die elektrische Feldstärke im Inneren der Ionisationskammer, die die an den Elektroden gesammelte Ladung beeinflusst² usw. In den Dosimetrieprotokollen [1] [2] sind deshalb sogenannte Bezugsbedingungen definiert, für die der Kalibrierfaktor N gilt. Bei Dosismessungen unter Bezugsbedingungen kann dann (bei bekanntem Kalibrierfaktor) Gl. (5) angewandt werden.

In der Praxis kommt es jedoch häufig vor, dass die Wasser-Energiedosis unter Bedingungen gemessen werden soll, die von den Bezugsbedingungen abweichen. Typische Fälle sind hier z. B. die Messung im Photonenfeld eines klinischen Linearbeschleunigers, dessen Spektrum von dem bei der Kalibrierung üblicherweise verwendeten ⁶⁰Co-Spektrum abweicht, oder die Messung bei

¹ Eine genaue Definition der Bragg-Gray-Bedingungen findet sich z. B. in [3].

² Werden die bei Bestrahlung gebildeten positiven und negativen Ionen nicht „schnell genug“ im elektrischen Feld getrennt, so können sie rekombinieren und werden dann bei der Ladungsmessung nicht erfasst.

einem vom Bezugswert 101,325 kPa abweichenden Luftdruck. In diesen Fällen darf Gl. (5) nicht ohne Weiteres angewandt werden, da der unter Bezugsbedingungen bestimmte Kalibrierfaktor N unter den abweichenden Messbedingungen nicht als Proportionalitätsfaktor gilt. Ähnlich der Vorgehensweise zur Berücksichtigung der Abweichung von den Bragg-Gray-Bedingungen werden die Abweichungen der Messbedingungen von den Bezugsbedingungen durch mehrere Korrekturfaktoren k_i berücksichtigt. Die üblicherweise verwendete Gleichung zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis mit Ionisationskammern lautet somit

$$D_w(P) = Q \cdot N \cdot k_p \cdot k_s \cdot k_\rho \cdot k_h \cdot k_Q \cdot k_{NR}. \quad (6)$$

Die Bedeutung der hier auftretenden Korrekturfaktoren ist in den Dosimetrieprotokollen [1][2] erläutert. Im Gegensatz zu den in Gl. (4) auftretenden Störungsfaktoren p_i lassen sich die Korrekturfaktoren k_i oftmals einfacher bestimmen, da sie nur kleine, relative Änderungen des Messwertes (bezogen auf den Wert unter Bezugswert) beschreiben. Die Methoden und Daten zur Ermittlung der in Gl. (6) auftretenden Korrekturfaktoren sind in den Dosimetrieprotokollen [1] [2] detailliert beschrieben.

Die Gl. (6) wird bei Dosismessungen in der externen Strahlentherapie unter vielfältigen Messbedingungen und mit einer Vielzahl verschiedener Ionisationskammer-Dosimeter angewandt. Auf Grund der Verwendung eines modernen Primärnormals (Wasser-Kalorimeter) für die Kalibrierung von Ionisationskammern und für die Bestimmung des Korrekturfaktors k_Q , ist heutzutage im klinischen Routinebetrieb die Bestimmung der Wasser-Energiedosis mit einer relativen Standardmessunsicherheit von etwa 1 % möglich.

Literatur

- [1] Deutsches Institut für Normung: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung. Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. DIN 6800-2, Beuth Verlag, Berlin, 2008
- [2] International Atomic Energy Agency: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Reports Series No. 398, IAEA, Wien, 2000
- [3] H. Krieger: Strahlungsmessung und Dosimetrie. Springer Spektrum, Wiesbaden (2013)

Dosimetrie für die externe Strahlentherapie: Dosimetrie mit Alanin

Mathias Anton*

Einführung

Alanin ist eine Aminosäure, die chemisch den Proteinbestandteilen in Körperzellen ähnelt und in kristalliner Form vorliegt. Ionisierende Strahlung erzeugt in diesen Kristallen freie Radikale, die stabil gebunden werden. Mit Hilfe eines Elektronen-Spin-Resonanz-Spektrometers (ESR) lässt sich die Anzahl der Radikale relativ bestimmen. Die Konzentration der Radikale, d. h. die Anzahl der Radikale pro Masse des bestrahlten Alanins, ist proportional zur absorbierten Dosis, was erklärt, wie man Alanin als Dosimeter nutzen kann, aber noch nicht, warum man dies tun sollte.

Bei modernen Strahlentherapieformen wie z. B. der sogenannten Intensitätsmodulierten Radiotherapie (IMRT) oder der Tomotherapie wird eine Dosisverteilung erzeugt, die sich mit dem Zielvolumen (etwa dem Tumorgewebe) räumlich möglichst genau überdecken soll. Eine solche Verteilung entsteht durch eine Überlagerung vieler Felder, die mit verschiedenen Querschnitts-Abmessungen und -formen sowie aus verschiedenen Richtungen eingestrahlt werden. Die einzelnen Felder sind z. T. sehr klein, insbesondere bei der Tomotherapie sind einzelne Felder nur 5 mm breit. Herkömmliche Dosismessgeräte wie Ionisationskammern werden in Feldern kalibriert, die deutlich größer sind, typischerweise 10 cm × 10 cm. Das Ansprechvermögen der Dosimeter kann sich für die kleinen Felder deutlich von seinem Wert unter Kalibrierbedingungen unterscheiden. Wünschenswert ist daher ein Dosimeter, dessen Ansprechvermögen möglichst wenig von der Strahlungsqualität abhängt (diese ändert sich mit der Feldgröße geringfügig), dessen Sonde möglichst klein ist und durch seine Materialeigenschaften die zu messende Dosisverteilung möglichst wenig beeinflusst.

Das in den siebziger Jahren von der ICRU vorgegebene Ziel, die Dosis im Zielgewebe mit einer Unsicherheit von nur 2,5 % angeben zu können, wird selbst heute oftmals für herkömmliche Strah-

lentherapie nicht erreicht. Mit einem idealen Dosimeter könnte die gesamte dosimetrische Kette – von der Kalibrierung der in den Therapiezentren verwendeten Ionisationskammern über die Kommissionierung des Beschleunigers bis zur Berechnung der zu applizierenden Dosis – überprüft werden, auch für die modernen Therapieformen. Die Eigenschaften des Alanindosimeters kommen dem Ideal recht nahe.

Die Dosimetersonden

Die PTB verwendet weitgehend Alanin-Tabletten der Firma Harwell. Diese wurden am NPL entwickelt und werden seit einigen Jahren von Harwell vertrieben. Sie bestehen zu ca. 91 % aus L_α-Alanin (mikrokristallin) und 9 % Paraffin als Bindemittel. Bei einem Durchmesser von 4,9 mm und einer Höhe von 3 mm sind die Tabletten ca. 60 mg schwer. Die Dichte beträgt ca. 1,2 g/cm³, die effektive Kernladungszahl ist $Z_{\text{eff}} = 7,2$. Diese Parameter, die wesentlich für die Strahlungstransporteigenschaften sind, ähneln denen des Wassers. Dies ist von Vorteil, da die für die Strahlentherapie relevante Messgröße die Wasser-Energiedosis ist. Ein Detektor besteht meist aus einem Stapel von 4 Tabletten. Kabel sind nicht erforderlich; bei Messungen in feuchter Umgebung ist lediglich eine wasserdichte Hülle erforderlich. Diese besteht entweder aus Plexiglas und passt exakt in eine wasserdichte Hülse für die als Referenz verwendete Ionisationskammer, oder aber aus einer 0,2 mm starke Polyethylen-Folie, in die die Tabletten eingeschweißt sind und die in einem Plexiglas-Rahmen eingespannt wird.

ESR-Spektrometer

Das ESR Dosimetrie-Labor der PTB entstand 2001. Klimatisierung und eine leistungsfähiger Kühlwasseranschluss waren dabei unabdingbar. Bei dem Spektrometer handelt es sich um ein EMX 1327 der Firma Bruker. Der Magnet ist wasserge-

* Dr. Mathias Anton
Leiter der Arbeits-
gruppe „Alanin-
Dosimetrie“
E-mail: mathias.
anton@ptb.de

kühlt, die Polschuhe haben einen Durchmesser von ca. 20 cm. Die Resonanz wird im sog. X-Band nachgewiesen, d. h. bei einer Mikrowellen-Frequenz von ca. 10 GHz. Bei freien Radikalen mit einem g-Faktor von ungefähr 2 entspricht dies einer magnetischen Flussdichte von 350 mT. Das Dispersionssignal wird mit einer Modulationsfrequenz von 100 kHz und Lock-In Verstärkung nachgewiesen, die Modulationsamplitude beträgt dabei 0,5 mT. Abbildung 1 zeigt das verwendete Spektrometer.

Während beim Spektrometer auf ein Seriengerät zurückgegriffen werden konnte, wurde die Vorrichtung zur Positionierung der Alanintabletten im Resonator des Spektrometers selbst entwickelt. Die Halterung enthält dabei eine chemisch stabile Referenzsubstanz. Die ESR-Amplitude der bestrahlten Alanintabletten wird damit relativ zur Amplitude der Referenzsubstanz gemessen. Diese Relativmessung ermöglicht, Schwankungen der Amplitude zu kompensieren, die z. B. von der Temperatur des Labors abhängen. Die Halterung ist maßstäblich in Abbildung 2 dargestellt.

Mess- und Auswerteverfahren

Mit jeder Alanintablette werden 5 Spektren erfasst. Zwischen den Messungen der einzelnen Spektren wird die Tablette um 72° gedreht. Durch die anschließende Mittelung der Amplituden werden Unsicherheiten aus der Positionierung kompensiert, die durch mechanische Toleranzen bedingt sind.

Die Messung der Radikalkonzentration ist nicht absolut, die Amplituden werden daher nicht nur relativ zur Referenzsubstanz bestimmt, sondern auch relativ zu Amplituden von Tabletten, die mit einer bekannten Dosis (meist 25 Gy) im ^{60}Co -Referenzfeld der PTB bestrahlt wurden. Aus den Spektren von 4 mit 25 Gy bestrahlten Tabletten und von 4 unbestrahlten Tabletten werden durch Subtraktion zwei Spektren erzeugt, von denen eines ein reines Alaninspektrum repräsentiert, das andere ein Spektrum einer unbestrahlten Tablette, kombiniert mit dem Spektrum der Referenzsubstanz. Diese als Basisfunktionen bezeichneten Spektren werden an jedem Messtag ermittelt und an die zu messenden Spektren angepasst (Abbildung 3). Damit ergibt sich eine Amplitude relativ zu ^{60}Co -bestrahlten Tabletten, womit eine tagesaktuelle Kalibrierung des Spektrometers erreicht wird. Bei besonders hohen Anforderungen an die Genauigkeit kann zusätzlich eine Kalibrierkurve aus einer Reihe weiterer ^{60}Co -bestrahlter Tabletten erzeugt werden. Die Messung ist zeitaufwändig, je Tablette werden 10 Minuten für Handhabung und Messung benötigt.

Zusätzlich zur Messung der ESR-Amplitude wird die Masse jeder einzelnen Tablette mit einer kalibrierten Mikrowaage der Firma Mettler bestimmt.



Abbildung 1: Das ESR-Spektrometer

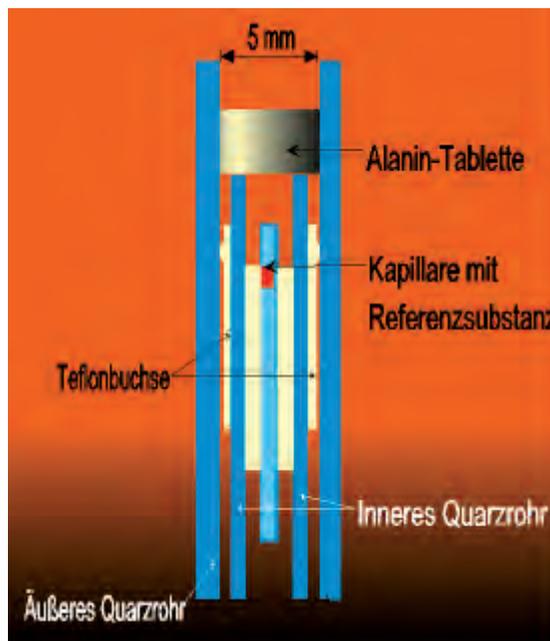


Abbildung 2: Maßstäbliche Darstellung der Positionier- und Referenzsubstanz

Messbereich und Unsicherheiten

Mit dem skizzierten Verfahren ergibt sich ein nutzbarer Messbereich zwischen 2 Gy und 25 Gy, wobei die Messunsicherheit mit abnehmender Dosis zunimmt.

Die größten Beiträge zur Unsicherheit kommen aus der ESR-Amplitudenbestimmung. Für eine einzelne Tablette entspricht die Unsicherheitskomponente aus der Wiederholbarkeit der Amplitudenmessung etwa 40 mGy, dazu kommt ein Beitrag durch den (unvermeidlichen) Untergrund von 20 mGy. Diese beiden Komponenten sind – im genannten Messbereich – unabhängig von der Dosis. Ein weiterer Beitrag von ca. 0,3 % bis 0,4 % resultiert aus Variationen in der Zusammensetzung

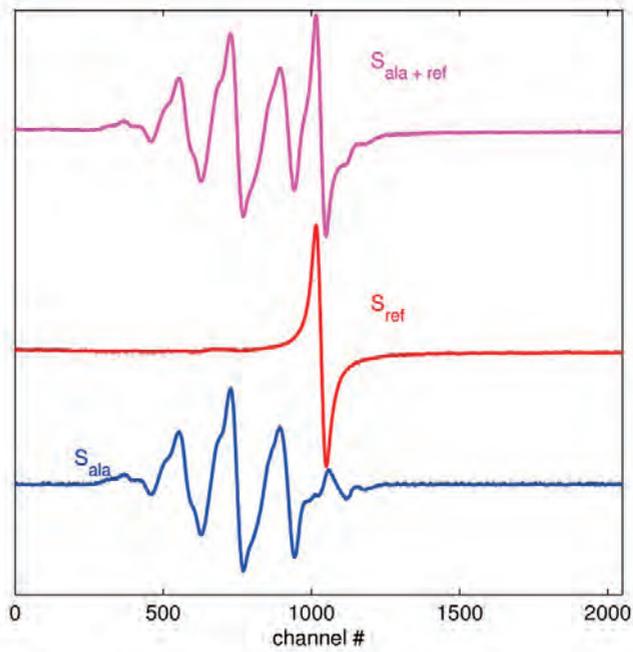


Abbildung 3: Oben: ESR Spektrum von Alanin und Referenzsubstanzen; Mitte: Basisfunktion 1, enthält Untergrund und Spektrum der Referenz; Unten: Basisfunktion 2, reines Alanin-Spektrum

zung der Tabletten. Die kombinierte Unsicherheit kann durch die Mittelung über n Tabletten auf $1/\sqrt{n}$ x des Beitrages für eine einzelne Tablette reduziert werden. Kleinere Beiträge zur Gesamt- Unsicherheit resultieren aus der Unsicherheit der Masse, der Temperatur bei der Bestrahlung und, falls eine längere Zeit zwischen Bestrahlung und ESR-Auswertung vergeht, aus dem sogenannten Fading. Fading ist der Verlust freier Radikale mit zunehmender Zeit. Dieser hängt stark von der Temperatur und der Feuchte ab. Unter konstanten Laborbedingungen (relative Feuchte unterhalb

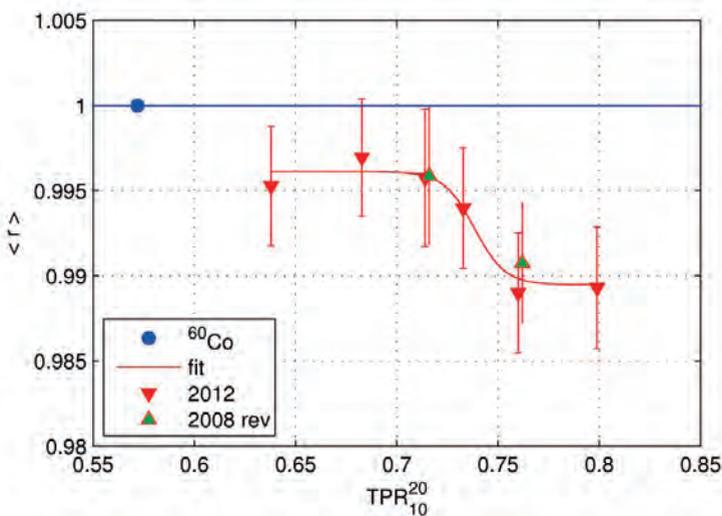


Abbildung 4: Ansprechvermögen von Alanin bezogen auf die Wasser-Energiedosis, relativ zu ^{60}Co -Strahlung für MV Röntgenstrahlung als Funktion des Gewebe-Phantom Verhältnisses. Der am weitesten links liegende (rote) Punkt entspricht 4 MV, der am weitesten rechts liegende 25 MV.

von 50 %, Temperatur 22,5 °C) ist dieser Verlust jedoch nicht größer als 2,5 % pro Jahr. Durch das an der PTB verwendete Messverfahren kann dieser Einfluss vernachlässigt werden, solange die zur Kalibrierung verwendeten Tabletten und die zu untersuchenden unter gleichen Bedingungen aufbewahrt werden und die Bestrahlungen zeitnah erfolgt sind. Üblicherweise werden 4 Tabletten je Dosis bestrahlt und ausgewertet. Für eine Dosis von 10 Gy ergibt sich unter diesen Bedingungen eine relative Standardunsicherheit von 0,35 % (bei Kalibrierung allein durch die Basisfunktion), für 2 Gy ergeben sich unter den gleichen Bedingungen 1,1 %, für 20 Gy lediglich 0,28 %, wobei die Unsicherheit von 0,22 % durch das Primärnormal noch nicht eingeschlossen ist. Die erreichten Unsicherheiten sind damit klein genug, um zu gewährleisten, dass Alanin für die beabsichtigten Ziele sinnvoll eingesetzt werden kann. Letzendlich hängt die erreichbare Unsicherheit davon ab, wie viel Zeit für die Messung aufgewendet werden kann.

Ergebnisse

Die in der Strahlentherapie am häufigsten verwendeten Qualitäten sind ultraharte Röntgenstrahlen, die an Beschleunigern mit Beschleunigungsspannungen bis zu 25 MV erzeugt werden. Die Qualitäten werden daher oft kurz mit 25 MVX, 10 MVX usw. bezeichnet. Nächsthäufig sind Bestrahlungen mit Elektronen, mit Energien im MeV-Bereich. Für die Referenz-Feldgrößen von 10 cm x 10 cm wurde das Ansprechvermögen für MV Röntgenstrahlen und für MeV Elektronen bestimmt (letzteres in Kooperation mit dem Schweizer Metrologieinstitut METAS), relativ zum Ansprechvermögen für ^{60}Co -Strahlung. Mit zunehmender Energie nimmt das relative Ansprechvermögen für Röntgenstrahlung von 0,996 für 4 MV auf 0,989 bei 25 MV ab (Abbildung 4). Das relative Ansprechvermögen für 25 MV ist nahezu identisch mit dem für Elektronenstrahlung mit Energien zwischen 6 MeV und 20 MeV, welches energieunabhängig zu sein scheint. Diese Abhängigkeit stimmt mit Daten aus Monte-Carlo Simulationsrechnungen überein, wobei die sogenannte Dichtekorrektur für die Dichte von kristallinem Alanin angewendet werden muss, nicht für die Dichte der Alanintabletten, um übereinstimmende Ergebnisse zu erhalten. Dies kann damit begründet werden, dass die Wechselwirkungen, die zur Entstehung der Radikale führen, innerhalb der Mikrokristalle mit der Dichte von ca. 1,4 g/cm³ stattfinden. Möglicherweise lässt sich das relative Ansprechvermögen für die untersuchten Qualitäten vereinfacht als Funktion der mittleren Reichweite der Sekundärelektronen berechnen.

Dies wird in laufenden Untersuchungen zu klären sein, die sich mit dem relativen Ansprech-

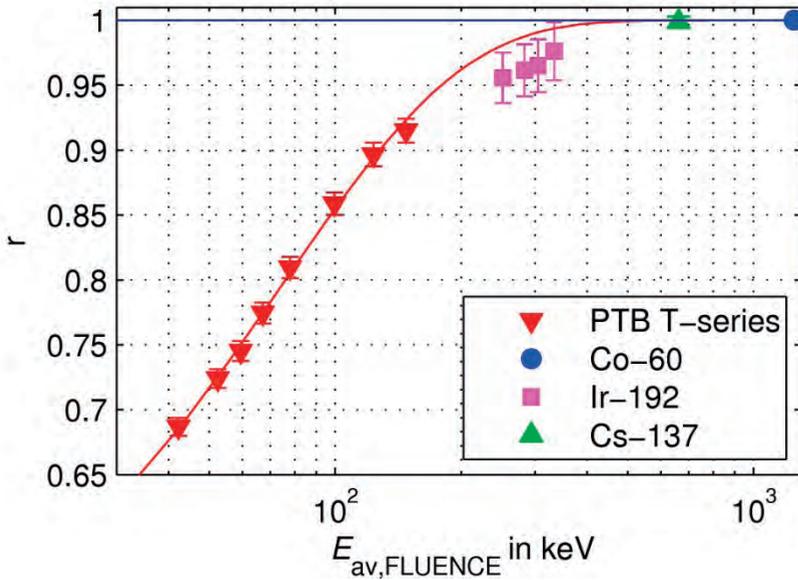


Abbildung 5: Ansprechvermögen von Alanin bezogen auf die Wasser-Energiedosis relativ zu ⁶⁰Co-Strahlung für therapeutische eingesetzte Röntgenstrahlen mittlerer Energie (T- oder TH-Serie), für ¹⁹²Iridium in verschiedenen Quell-Detektor-Abständen und für ¹³⁷Cs als Funktion der mittleren Energie der Photonen.

vermögen für kleinere Felder (Kantenlänge von 3 cm × 3 cm und darunter) befassen, und einen weiteren wichtigen Schritt in Richtung des in der Einleitung erwähnten Ziels darstellen.

Daneben wurde das Ansprechvermögen für Therapie-Strahlungsqualitäten, d. h. Röntgenstrahlungsfelder mit Beschleunigungsspannungen zwischen 50 und 280 kV bestimmt (mittlere Energie zwischen 42 keV und 148 keV). Weitere Untersuchungen betreffen das Ansprechvermögen für die in der sogenannten HDR-Brachytherapie verwendete ¹⁹²Ir-Strahlung mit einer mittleren Energie von ca. 330 keV. Anders als für MV Röntgen- oder MeV Elektronenstrahlung weicht in diesem Energiebereich das relative Ansprechvermögen von Alanin deutlich von Eins ab (Abbildung 5).

Zusätzlich wurden Einflussgrößen wie die Lagerungsbedingungen vor und nach der Bestrahlung sowie der Einfluss verschiedener Umgebungsmaterialien untersucht, um die entsprechenden Unsicherheitsbeiträge abschätzen zu können.

Beispielhafte Anwendungen für den Einsatz von Alanin zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

In Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Göttingen wurden exemplarisch Dosismessungen an bzw. in Patienten und anthropomorphen Phantomen durchgeführt. Bei der Teletherapie des Prostatakarzinoms konnte nachgewiesen werden, dass die Verwendung eines luftgefüllten Rektalballons nicht zu einer unerwünschten Veränderung der Dosis im Zielgewebe führt. Durch die Verwendung eines solchen Ballons soll die der Prostata abgewandte Darmwand aus dem Strahlungsfeld geschoben und damit geschont werden, um Entzündungen zu vermeiden (Abbildung 6). Bei der Brachytherapie des Prostatakarzinoms mit ¹⁹²Ir-Strahlern konnten Messungen innerhalb der Harnröhre durchgeführt werden. Die Messungen sollten nachweisen, dass die mit der Bestrahlungsplanung beabsichtigte Schonung der Harnröhre,

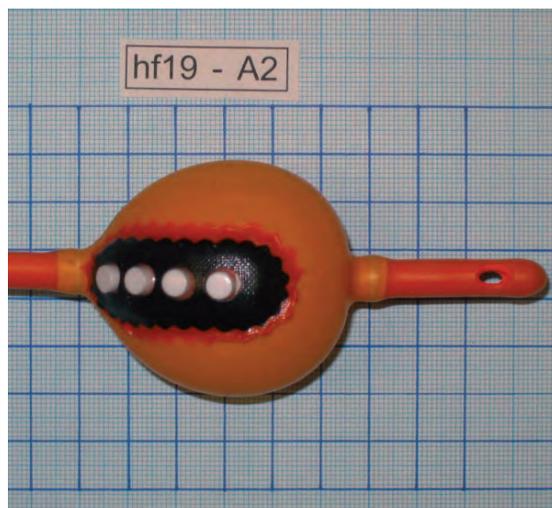
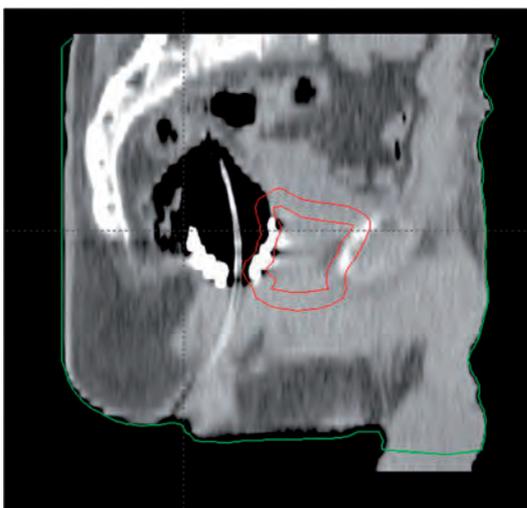


Abbildung 6: Links: Die hellen Flecken (im schwarzen Bereich etwas links von der Mitte des Bildes) stellen die auf einem Rektalballon aufgebrauchten Alanin-Dosimetersonden dar. In Rot ist das Zielvolumen bei einer Prostata-Bestrahlung konturiert (Universitätsklinikum Göttingen). Rechts: ein mit insgesamt 8 Alanintabletten bestückter Rektalballon.

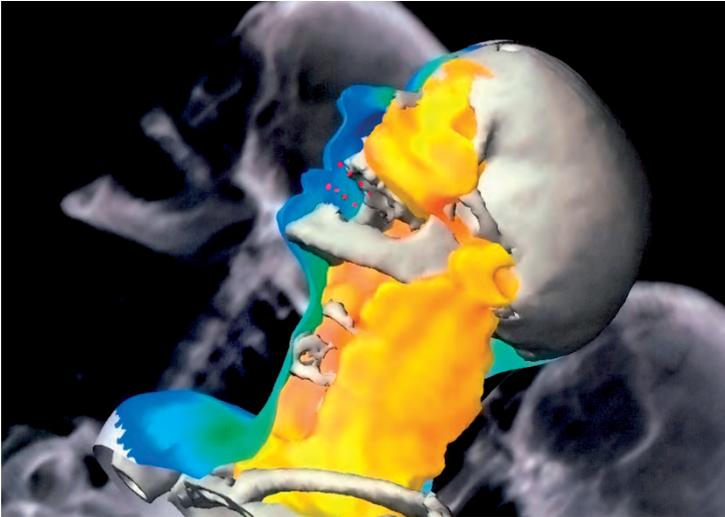


Abbildung 7: Bei einer Bestrahlung eines Tumors im Hals-Nacken-Bereich wurde die Dosis im Mund mit Hilfe von Alanin gemessen. Die Positionen der einzelnen Tabletten sind in rot dargestellt (Universitätsklinikum Göttingen).

die ein sogenanntes Riskogewebe darstellt, tatsächlich erreicht wird. Dazu wurde eine spezielle Sonde mit geänderten Abmessungen entwickelt und untersucht. Messungen an einem Phantom verliefen sehr erfolgreich, bei Messungen in Patienten waren vermutlich Probleme bei der Positionierung der Mess-Sonden für beobachtete Abweichungen verantwortlich. Weitere Messungen wurden bei Bestrahlungen im Kopf-Hals-Bereich durchgeführt (Abbildung 7), um die durch die Verwendung eines Mundkeils erreichbare Schonung von Risikoorganen quantifizieren zu können. Das Marienhospital Düsseldorf konnte durch Vergleichsmessungen mit Alanin bei der Kommissionierung eines Beschleunigers für die Intraoperative Strahlentherapie (IORT) unterstützt werden.

Eine Kopie des PTB-Mess-Systems (Hard- und Software) wurde von Kooperationspartnern in Belgien aufgebaut und erfolgreich für landesweite Messungen zur Qualitätssicherung an Therapiezentren eingesetzt.

Ausblick

Wichtige Zwischenergebnisse auf dem Weg zu dem in der Einleitung genannten Ziel wurden erreicht, bisher hat das Messsystem alle Erwartungen erfüllt. In den kommenden Jahren wird der Einsatzbereich auf die in der modernen Strahlentherapie verwendeten kleinen Feldern erweitert werden können. Während die angestrebten geringen Unsicherheiten für Referenzfelder bereits erreicht werden, müssen die Änderung der Strahlungsqualität bei sich ändernder Feldgröße und die daraus resultierende mögliche Änderung des Ansprechvermögens noch quantifiziert werden.

Literatur

- M. Anton: Uncertainties in alanine/ESR dosimetry at PTB, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006), 5419–5440
- M. Anton, R-P. Kapsch, A. Krauss, P. von Voigts-Rhetz, K. Zink und M. McEwen: Difference in the relative response of the alanine dosimeter to megavoltage x-ray and electron beams, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013), 3259–3282
- M. Anton, D. Wagner, H.-J. Selbach, T. Hackel, R. M. Hermann, C. F. Hess and H. Vorwerk: In vivo dosimetry in the urethra using alanine/ESR during ^{192}Ir HDR brachytherapy of prostate cancer – a phantom study, *Phys. Med. Biol.* **54** (2009), 2915–2931
- B. Schaeken, R. Cuypers, S. Lelie, W. Schroyers, S. Schreurs, H. Janssens, and D. Verellen: Implementation of alanine/EPR as transfer dosimetry system in a radiotherapy audit programme in Belgium, *Radiother. Oncol.* **99** (2011), 94–96

Strahlenschutz in der Medizin

Peter Ambrosi*

Strahlenschutz für wen?

Die Verwendung radioaktiver Stoffe oder die Anwendung ionisierender Strahlung kann bei den damit verbundenen Tätigkeiten zu einer Exposition von Menschen führen. Die Aufgabe des Strahlenschutzes ist es, diese Exposition so gering wie möglich zu halten. Strahlenschutz in der Medizin hat drei verschiedene Gruppen von Adressaten: das Klinikpersonal, die Patienten und die helfenden Personen.

Das **Klinikpersonal** gehört, sofern Umgang mit ionisierender Strahlung vorgesehen ist, zu den beruflich strahlenexponierten Personen, da sie der Strahlung bei der Ausübung ihres Berufes ausgesetzt sein können. Typische Arbeitsbereiche in der Diagnostik sind die Anwendung von Röntgenstrahlung, das Röntgen, siehe Bild 1, oder von radioaktiven Stoffen, zum Beispiel in der Nuklearmedizin, siehe Bild 1 im Beitrag „Teilkörperdosimetrie für Photonen und Betastrahlung“. In der Therapie sind typische Arbeitsbereiche die Verwendung von Beschleunigern, zum Beispiel in der Strahlentherapie, oder die Behandlung mit radioaktiven Stoffen.

Bei den **Patienten** ist zwischen dem zu untersuchenden oder zu behandelnden Zielorgan (Zielvolumen) und der Strahlenbelastung des restlichen Körpers zu unterscheiden. Für das Zielvolumen ist die Behandlung mit ionisierender Strahlung durch die Aussicht auf eine anders nicht zu erhaltende Diagnose oder auf Heilung gerechtfertigt, der Patient zieht daraus einen Nutzen. Dies gilt



Bild 1: Röntgenuntersuchung mit C-Bogen. Die normalerweise getragene Bleischürze wurde für das Bild weggelassen.

nicht für die anderen Organe des Patienten, die das Zielvolumen umgeben. Deren Bestrahlung muss möglichst gering gehalten werden. Dies ist Aufgabe des für Diagnostik und Strahlentherapie verantwortlichen Klinikpersonals.

Die **helfenden Personen** leisten bei medizinischen Anwendungen von ionisierender Strahlung den Patienten Hilfe. Sie haben jedoch selbst keinen Nutzen von der Diagnostik oder der Therapie. Beispiele sind helfende Elternteile, die Kinder beruhigen und so ein Röntgen erst ermöglichen oder helfende Angehörige, die bei älteren oder dementen Menschen das medizinische Personal unterstützen.

Dosis-Grenzwerte

Da das Klinikpersonal zu den beruflich strahlenexponierten Personen gehört, unterliegt es speziellen Vorschriften, die im Beitrag „Amtliche Personendosimetrie für Medizin-Personal“ näher erläutert werden. Für beruflich strahlenexponierte Personen gelten im Vergleich zur Bevölkerung erhöhte Grenzwerte. Zum Beispiel beträgt der Jahresgrenzwert der effektiven Dosis 20 mSv für beruflich strahlenexponierte Personen und 1 mSv für die Bevölkerung. Im Vergleich dazu beträgt die mittlere Jahresdosis durch natürlich verursachte Strahlung etwa 2 mSv bis 3 mSv. Diese setzt sich aus der von außen auf den Menschen einwirkenden Strahlung, z. B. aus dem Weltraum und dem Boden, in Höhe von etwa 1 mSv pro Jahr, und der von innen auf den Menschen einwirkenden Strahlung durch Aufnahme von Lebensmitteln und Einatmen von Radon-Gas zusammen. Alle Grenzwerte gelten für Strahlung zusätzlich zu dieser natürlichen Strahlungskomponente. Die Dosisbegriffe, wie z. B. die effektive Dosis, werden im Beitrag „Messgrößen im Strahlenschutz“ erläutert.

Für beruflich strahlenexponierte Frauen, die nicht schwanger sind, gelten mit einer Ausnahme, die gleichen Dosisgrenzwerte pro Jahr wie für Männer. Die Ausnahme betrifft die Gebärmutter. Bei schwangeren Frauen gehört der Fötus immer zur Bevölkerung, auch wenn die Mutter als beruflich strahlenexponierte Personen eingruppiert ist. Für den Fötus gilt daher der Grenzwert von 1 mSv für den Zeitraum von der Bekanntgabe der

* Dr. Peter Ambrosi
Fachbereich „Strahlenschutzdosimetrie“,
E-Mail: peter.ambrosi@ptb.de

Schwangerschaft bis zu deren Ende. Das beruflich strahlenexponierte Personal muss amtliche Personendosimeter (Ganzkörper-Dosimeter und ggf. Fingerring-Dosimeter) zur Messung der Personendosis tragen, siehe Beitrag „Messgeräte und Herausforderungen in der Strahlenschutzmesstechnik“, und es hat Anspruch auf ein weiteres direkt ablesbares (elektronisches) Dosimeter zur eigenständigen Messung und Kontrolle der Personendosis. Für Patienten existieren keine Grenzwerte und sie tragen auch keine Dosimeter.

Exposition bei Therapie und Diagnostik

In der Strahlentherapie mit Beschleunigern sind die applizierten Dosen für den Patienten sehr viel höher als die Grenzwerte. Dies ist sofort einsichtig, wenn man bedenkt, dass durch die applizierten Dosen das bestrahlte Tumorgewebe absterben soll, wohingegen die Grenzwerte sicherstellen sollen, dass die Person keinerlei Gesundheitsschäden erleidet. Die Bestrahlungsräume sind deshalb durch vielfältige Maßnahmen dagegen abgesichert, dass sich neben dem Patienten noch Klinikpersonal oder andere (helfende) Personen in dem Raum aufhalten. Auch außerhalb des direkten Strahls ist die Dosisleistung durch die indirekte Streustrahlung noch so hoch, dass ein Aufenthalt von wenigen Stunden ausreichen kann, um den Jahresgrenzwert der effektiven Dosis von 20 mSv zu überschreiten. Dieser indirekten Strahlung sind auch die anderen Organe des Patienten bei der Strahlentherapie ausgesetzt. Ist die indirekte Strahlendosis zu hoch, so können dadurch neue Tumore, sogenannte Sekundärtumore, ausgelöst werden. Näheres zur Messung der Streustrahlung im Raum enthält der Beitrag „Messung der Strahlung im Beschleuniger-Therapieraum“. Auch bei Röntgenuntersuchungen ist durch baulichen und technischen Strahlenschutz und durch Arbeitsvorschriften sichergestellt, dass das Klinikpersonal nicht exponiert wird. Hier sind jedoch Ausnahmen möglich, wie z. B. für die oben bereits erwähnten helfenden Personen im Röntgenraum. Für diese Situationen ist es wünschenswert, dass die Strahlenexposition mit einem direkt ablesbaren (elektronischen) Dosimeter gemessen werden kann. Die Röntgenstrahlung für die Diagnostik besteht aus einem sehr kurzen Strahlungspuls, der viel kürzer als eine Sekunde ist. Dies verhindert auf den Bildern eine Bewegungsunschärfe, bedingt zum Beispiel durch die Bewegung des Patienten oder durch dessen Herzschlag. Diese kurzen Strahlungspulse von typischerweise zehn Millisekunden erfordern besondere Maßnahmen bei der Auslegung und Prüfung von elektronischen Personendosimetern, dies wird im Beitrag „Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung“ beschrieben.

Röntgenstrahlung wird aber auch begleitend

zu Operationen angewendet, zum Beispiel in der Angiographie, wenn ein Katheder durch die Blutgefäße zum Herzen geführt werden soll. Hier wird die aktuelle Lage des Katheders durch gepulste Röntgenstrahlung abgebildet. Bei dieser Operation werden alle Mitglieder des Operationsteams durch die Streustrahlung vom Patienten exponiert. Diese Exposition ist durch Abschirmungen reduzierbar, aber nicht ganz vermeidbar. Für den Operateur kommt noch hinzu, dass er mit den Händen und Armen teilweise in den direkten Röntgenstrahl kommen kann. Daher ist zum Ganzkörperdosimeter auch noch zusätzlich ein Teilkörper-Dosimeter zu verwenden. Auf deren nähere technische Eigenschaften wird im Beitrag „Teilkörperdosimetrie für Photonen und Betastrahlung“ eingegangen.

Für die helfende Person sind die möglichen Expositionsbedingungen gut nachstellbar, deshalb können die möglichen Dosiswerte im Voraus gemessen werden, siehe den Beitrag „Dosis für helfende Personen in der Human-, Zahn- und Tiermedizin“.

Umgang mit radioaktiven Stoffen

In der Therapie und Diagnostik im Bereich der Nuklearmedizin wird auch mit radioaktiven Stoffen umgegangen. Dieser Umgang ist für das Klinikpersonal nicht zu vermeiden, zum Beispiel bei der Messung der verordneten Aktivitätsmenge, beim Aufziehen auf eine Spritze, beim Spritzen in den Patienten und teilweise auch bei der Diagnostik beim anschließenden Messen am Patienten. Aus Sicht des Strahlenschutzes sind dabei zwei verschiedene Wege der Strahlenexposition zu unterscheiden. Einmal kann die beim Zerfall der Radionuklide entstehende ionisierende Strahlung von außen durch die Wände des Transportgefäßes, der Spritze oder aus dem Patienten heraus auf das Personal einwirken, dies wird als äußere Exposition bezeichnet. Diese äußere Exposition betrifft beim Umgang mit radioaktiven Stoffen meist die Hände, deshalb wird sie mit einem Teilkörperdosimeter gemessen, siehe entsprechenden Beitrag „Teilkörperdosimetrie für Photonen und Betastrahlung“. Der zweite Expositionsweg besteht darin, dass beim Umgang mit der radioaktiven Substanz Teile von ihr in den menschlichen Körper gelangen (Inkorporation), zum Beispiel durch Einatmen (Inhalation) oder durch Hautkontakt. Dies wird als interne Exposition bezeichnet, da das Radionuklid dann im Körperinneren zerfällt und die Organe von innen bestrahlt. Die interne Exposition ist schwer messbar, sie kann jedoch über Messungen von außen oder an Körperausscheidungen und darauffolgende Berechnungen abgeschätzt werden. Sie ist allerdings durch sorgfältiges Arbeiten vermeidbar und wird in diesem Kapitel nicht weiter betrachtet.

Messgeräte und Herausforderungen in der Strahlenschutzmesstechnik

Oliver Hupe*

Detektoren für ionisierende Strahlung

Ionisierende Strahlung kann, wie z. B. auch UV-Strahlung, vom Menschen nicht direkt wahrgenommen werden. Sie kann jedoch durch Ausnutzen der ionisierenden Wirkung messtechnisch erfasst werden. Trifft ionisierende Strahlung auf Materie, so werden Ladungsträger erzeugt, die dann gemessen werden können. Diese Wirkung führte zur Entdeckung der Röntgenstrahlung durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahr 1895. Hier sorgten diese unbekanntenen „X-Strahlen“ für die Schwärzung von Filmen, wie sie schon durch sichtbares Licht bekannt war. Im Folgenden werden kurz einige Detektoren zum Nachweis ionisierender Strahlung und ihre zugrundeliegenden Messprinzipien vorgestellt.

Ionisationskammern, wie z. B. in Bild 1 zu sehen, werden hauptsächlich in Kalibrierlaboratorien, also auch in der PTB, verwendet. Durch die Strahlung werden Luftmoleküle ionisiert (siehe Bild 2) und die entstehenden Ladungsträger (Molekülionen und Elektronen) sind ein Maß für die Dosis. Die Ladungsträger werden durch eine Beschleunigungsspannung auf Elektroden gesammelt und können dann gemessen werden. In einer 1-Liter Ionisationskammer entstehen aufgrund der natürlichen Umgebungsstrahlung von ca. 100 nSv/h ca. 7000 Elektronen pro Sekunde, was einem Strom von ca. $1 \cdot 10^{-15}$ A entspricht. Um diese sehr geringen Ströme sicher messen zu können, ist dafür



Bild 1: Photo der Sekundärnormal-Ionisationskammer für die Messgröße Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$

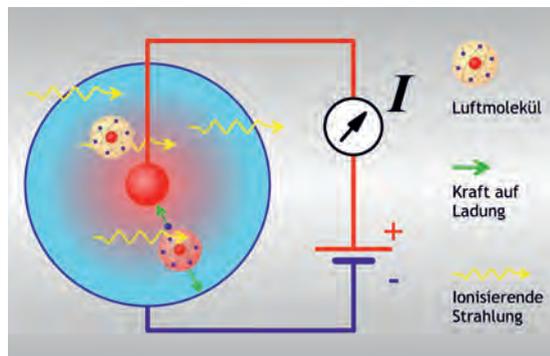


Bild 2: Messprinzip einer Ionisationskammer. Die durch die ionisierende Wirkung der Strahlung entstehenden Elektronen sind ein Maß für die Dosis.

eine sehr präzise Messtechnik (hier: Elektrometer) notwendig.

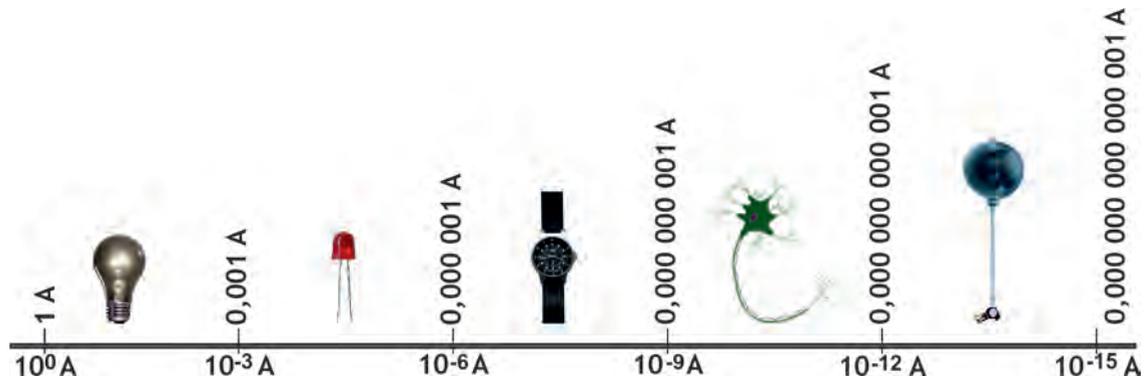
Ionisationskammern erzeugen bei typischen Messungen Ströme in der Größenordnung von 10^{-13} A, d. h. 0,1 Picoampere. Sie sind damit zwei Größenordnungen höher als der sogenannte Null-effekt, jedoch immer noch sehr gering. In Bild 3 sind für verschiedene typische Bereiche die dort vorkommenden Größenordnungen der Ströme gezeigt.

In *Geiger-Müller-Zählrohren* wird durch die Strahlung das Gas ionisiert, genau wie bei einer Ionisationskammer. Jedoch wird hier eine im Vergleich zur Ionisationskammer erheblich höhere Beschleunigungsspannung an das Zählrohr gelegt. Diese bewirkt, dass die erzeugten Ladungsträger im Zählrohr so stark beschleunigt werden, dass durch zusätzliche Stöße mit dem Zählgas sehr viele weitere Ladungsträger erzeugt werden (Lawineneffekt). Diese vielen Ladungsträger erzeugen einen großen Ladungspuls und lassen sich dann leichter nachweisen. Dieses Messprinzip hat jedoch den Nachteil, dass die Information über die einfallende Strahlungsenergie verloren geht.

Proportional-Zählrohre werden zwar auch mit einer im Vergleich zur Ionisationskammer höhere Beschleunigungsspannung betrieben, im Gegensatz zum Geiger-Müller-Zählrohr jedoch mit einer wesentlich geringeren. Somit kommt es zu einer Ladungsvervielfachung, die der Hochspannung proportional ist, und nicht zu einem unbestimmten Lawineneffekt. Aus der Höhe der Ladungsim-

Dr. Oliver Hupe
Arbeitsgruppe
„Photonendosime-
trie“,
E-Mail: oliver.hupe@
ptb.de

Bild 3: Größenordnungen verschiedener Ströme. Die in der Strahlenschutzmesstechnik vorkommenden Ströme sind ca. 1 Million mal kleiner, als die Ströme in einer Nervenzelle.



pulse kann auf die Energie der Strahlung geschlossen werden.

Szintillationsdetektoren nutzen die Eigenschaft, dass Stoffe durch ionisierende Strahlung direkt zum Leuchten (Lumineszieren) gebracht werden können. Das im Szintillationsmaterial erzeugte Licht wird mit einem hochempfindlichen Lichtdetektor gemessen, z. B. mittels Photomultiplier.

Bei *Thermo-Lumineszenz- (TLD)* oder *Photo-Lumineszenz-Detektoren (PLD, OSL)*, wird ausgenutzt, dass die ionisierende Strahlung zu vorübergehenden Veränderungen im Kristallgitter führt, die durch anschließende Energiezufuhr, z. B. durch Temperaturerhöhung oder Lichteinstrahlung, wieder rückgängig gemacht werden können. Die dabei freiwerdende Energie wird als Lichtblitz ausgesendet und kann wiederum mit einem hochempfindlichen Lichtdetektor gemessen werden. Die gesamte Lichtmenge der Lichtblitze ist ein Maß für die Dosis.

Halbleiterdetektoren arbeiten ähnlich wie Gas-Ionisationskammern. Da es jedoch Festkörper sind, ist ihre Dichte und ihrer Kernladungszahl wesentlich höher und somit ist auch mit kleineren Detektoren eine höhere Ausbeute an messbaren Ladungsträgern zu erzielen. Die Anzahl der erzeugten Ladungsträgerpaare ist der Energie der einfallenden Strahlung proportional.

Bei *Filmen* wird ausgenutzt, dass es durch die Strahlung zu einer Schwärzung, wie beim Einfall von sichtbarem Licht, kommt. Durch das Messen der optischen Dichte der entwickelten Filme bestimmt man die Dosis. Um einen großen Messbereich zu haben, werden meist zwei unterschiedliche Filme verwendet: ein hoch empfindli-

cher Film zum Messen kleiner Dosiswerte und ein wenig empfindlicher Film für höhere Dosiswerte.

Vom Detektor zum Dosimeter

Zusätzlich zur Anforderung, neben großen Signalen auch sehr kleine Signale messen zu können, müssen die Detektoren auch ein Messvermögen (Ansprechvermögen) haben, dass bezüglich der Auswirkung von Strahlungsenergie und -einfallswinkels der jeweiligen Mess-Äquivalentdosis entspricht, siehe Beitrag „Messgrößen im Strahlenschutz“. Dies kann durch geeignete Detektormaterialien oder aber durch zusätzliche geeignete Filter zur Anpassung der Energie- und Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens erreicht werden, siehe Bild 4.

Dosimeter, die die aus dem Detektorsignal ermittelte Dosis unmittelbar während der Messung anzeigen, werden als „direkt anzeigende“ oder auch als *aktive Dosimeter* bezeichnet. Beispiele dafür sind z. B. das in Bild 5 gezeigte elektronische Personendosimeter, Typ EPD Mk2. Erfolgt die Anzeige nicht direkt sondern nach der Messung – und ggf. nach spezieller Auswerteprozedur, z. B. einer Filmentwicklung, – an einem weiteren Gerät, z. B. einem Computer oder einem Auslesegerät, werden diese als *passive Dosimeter* bezeichnet, hierzu zählen Film- oder TLD-Dosimeter oder das DIS-1 Dosimeter.

Ein vollständiges *Strahlenschutzdosimeter* besteht somit aus einem Strahlungsdetektor mit geeigneter Signalerfassung, den zum Detektor passenden Energie- und Winkelfiltern in der Dosimetersonde und einer Anzeigemöglichkeit des

Bild 4: Gleitschatten-Film dosimeter-Sonde. Von links nach rechts: Schnitt durch die Sonde, Sondenoberseite, Sondenunterseite, halbe Sonde mit ganzem eingelegten Film, geöffnetes Filmpaket. In die gelben Sondenteile sind die beiden Energie- und Winkel-Kompensationsfilter (oben Kunststoff, unten Blei) eingearbeitet. Der entwickelte Film wird nach der chemischen Entwicklung optisch ausgemessen.





Bild 5: Ortsdosimeter, Handgerät, Typ 6150AD6/E mit zusätzlicher Szintillationssonde, Typ 6150AD-b/E (links groß: Fa. Automess) und ein elektronisches Personendosimeter, Typ EPD Mk2 (rechts klein: Fa. Thermo Fisher Scientific).

Messergebnisses. Im Beitrag „Amtliche Personendosimetrie für Medizin-Personal“ wird zusätzlich darauf eingegangen, wie die Sicherstellung der Messrichtigkeit mittels Bauartprüfung und Bauartzulassung durch die PTB erfolgt.

In dem Beitrag „Messgrößen im Strahlenschutz“ wird darauf eingegangen, dass zwischen Ortsdosis- und Personendosismessgrößen unterschieden werden muss. Aus der unterschiedlichen Definition der Messgrößen folgt, dass auch zwei unterschiedliche Dosimetertypen für die Messungen verwendet werden müssen: Die Ortsdosimeter und die Personendosimeter (Bild 5). Hierdurch kommen weitere technische Anforderungen an die Messgeräte zustande.

Personendosimeter werden von der zu überwachenden Person am Körper(rumpf) getragen. Daher müssen diese Geräte klein und leicht sein. Elektronische direkt anzeigende Geräte benötigen eine Batterie. Aus Gewichtsgründen darf daher der Stromverbrauch des Dosimeters nur sehr gering sein.

Ortsdosimeter können sowohl ortsfest installiert sein zur Überwachung eines Bereiches, als auch als Handgerät zur Messung an unterschiedlichen Orten verwendet werden. Elektronische direkt anzeigende Ortsdosimeter können als Handgerät mit einer Batterie mit größerer Kapazität ausgestattet sein, da das Gerät nur für kurzzeitige Messungen verwendet wird. Als fest installiertes Gerät sind diese Geräte an eine permanente Stromversorgung angeschlossen.

Messgrößen im Strahlenschutz

Peter Ambrosi*, Oliver Hupe**, H.-M. Kramer***

Energiedosis

Die physikalische Basis-Messgröße für den Strahlenschutz ist die Energiedosis, D . Sie ist definiert als das Verhältnis der „auf ein Massenelement übertragenen Energie“ und der „Masse des Massenelements“. Die exakte Definition findet sich in der Norm DIN 6814-3 [1], die auch weitere detailliertere Informationen enthält.

Die Einheit der Energiedosis ist Joule durch Kilogramm mit dem speziellen Namen „Gray“, benannt nach dem englischen Physiker Louis H. Gray (1905–1965). Es gilt: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Äquivalentdosis

Diese Basis-Messgröße wird allerdings nicht allen Situationen im Strahlenschutz gerecht, da sie nicht immer die eindeutige Bestimmung der mit einer bestimmten Dosis verbundenen Gefährdung des Menschen ermöglicht. Dies liegt zum einen daran, dass unterschiedliche Strahlungsarten (Alpha-, Beta-, Photon- oder Neutronen-Strahlung) bei gleicher Energiedosis unterschiedliche Wirkungen erwarten lassen. Man spricht hier von der **Relativen Biologischen Wirksamkeit** (RBW). Zusätzlich zeigen die verschiedenen Körperorgane eine unterschiedliche Strahlungsempfindlichkeit. Dies alles muss bei einer für den Strahlenschutz geeigneten Dosisgröße berücksichtigt werden.

Die „Internationale Strahlenschutz-Kommission (ICRP)“ und die „Internationale Kommission für Strahlungseinheiten und Messungen (ICRU)“ haben für Strahlenschutz Zwecke *Wichtungsfaktoren* eingeführt und festgesetzt, mit denen die Energiedosis multipliziert wird. Diese dimensionslosen Wichtungsfaktoren erlauben es, die unterschiedliche biologische Wirksamkeit verschiedener Strahlungsarten und -energien und die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit der verschiedenen Körperorgane und -gewebe bereits in der Dosisangabe zu berücksichtigen. Dies führt zu dem im Strahlenschutz verwendeten Dosisbegriff „Äquivalentdosis“ als Produkt aus einer Energiedosis und einem oder mehreren Wichtungsfaktoren. Die Äquivalentdosis hat die gleiche physikalische Einheit (SI-Einheit) wie die Energiedosis, das Joule

durch Kilogramm (J/kg). Zur einfachen Unterscheidung wurde die Einheit der Äquivalentdosis von der ICRU mit dem speziellen Einheitenamen „Sivert (Sv)“ nach dem schwedischen Physiker Rolf M. Sievert (1986–1966) bezeichnet. Es gilt: $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$.

BEISPIEL: Wird die Energiedosis von 1 mGy mit einem Wichtungsfaktor $w_R = 20$ multipliziert, so ergibt sich die (biologisch gewichtete) Äquivalentdosis von 20 mSv.

Verschiedene Äquivalentdosisgrößen

Eine Strahlenexposition kann den ganzen Körper betreffen oder nur einzelne Organe. Auch kann die Bestrahlung von außen erfolgen, zum Beispiel beim „Röntgen“, oder von innen, zum Beispiel bei der „Szintigrafie“. Diese verschiedenen Expositionspfade erfordern geeignete Dosisgrößen, daher gibt es im Strahlenschutz eine Reihe verschiedener Größen. Für die Festlegung von Grenzwerten in Gesetzen oder Verordnungen wird die Organ-Äquivalentdosis H_T verwendet, da sie sich direkt auf den menschlichen Körper bezieht. Für Strahlenschutzmessungen ist die Mess-Äquivalentdosis H der zentrale Begriff.

Der Zusammenhang ist in Bild 1 dargestellt

Stochastische und deterministische Strahlenwirkungen

Eine der zentralen Aufgaben des Strahlenschutzes ist die Begrenzung der Strahlenexposition der Bevölkerung, von Patienten und von beruflich strahlenexponierten Personen. Mit dieser Maßnahme soll das Auftreten von Strahlenschäden ausgeschlossen oder zumindest auf einem vertretbar niedrigen Wert gehalten werden. Es wird unterschieden zwischen den so genannten stochastischen und deterministischen Schäden. Bei *stochastischen Strahlenwirkungen*, z. B. Krebs, hängt die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten des Strahlenschadens von der Höhe der Exposition, der Dosis, ab. Bei Eintritt der Schädigung hängt die Schwere des Strahlenschadens jedoch nicht von der Höhe der zuvor erhaltenen Dosis ab. In Anbetracht der noch nicht abgeschlossenen

* Dr. Peter Ambrosi
Fachbereich „Strahlenschutzdosimetrie“,
E-Mail: peter.ambrosi@ptb.de

** Dr. Oliver Hupe
Arbeitsgruppe „Photonendosimetrie“,
E-Mail: oliver.hupe@ptb.de

*** Dr. H.-M. Kramer
E-Mail: hans-michael.kramer@gmx.net

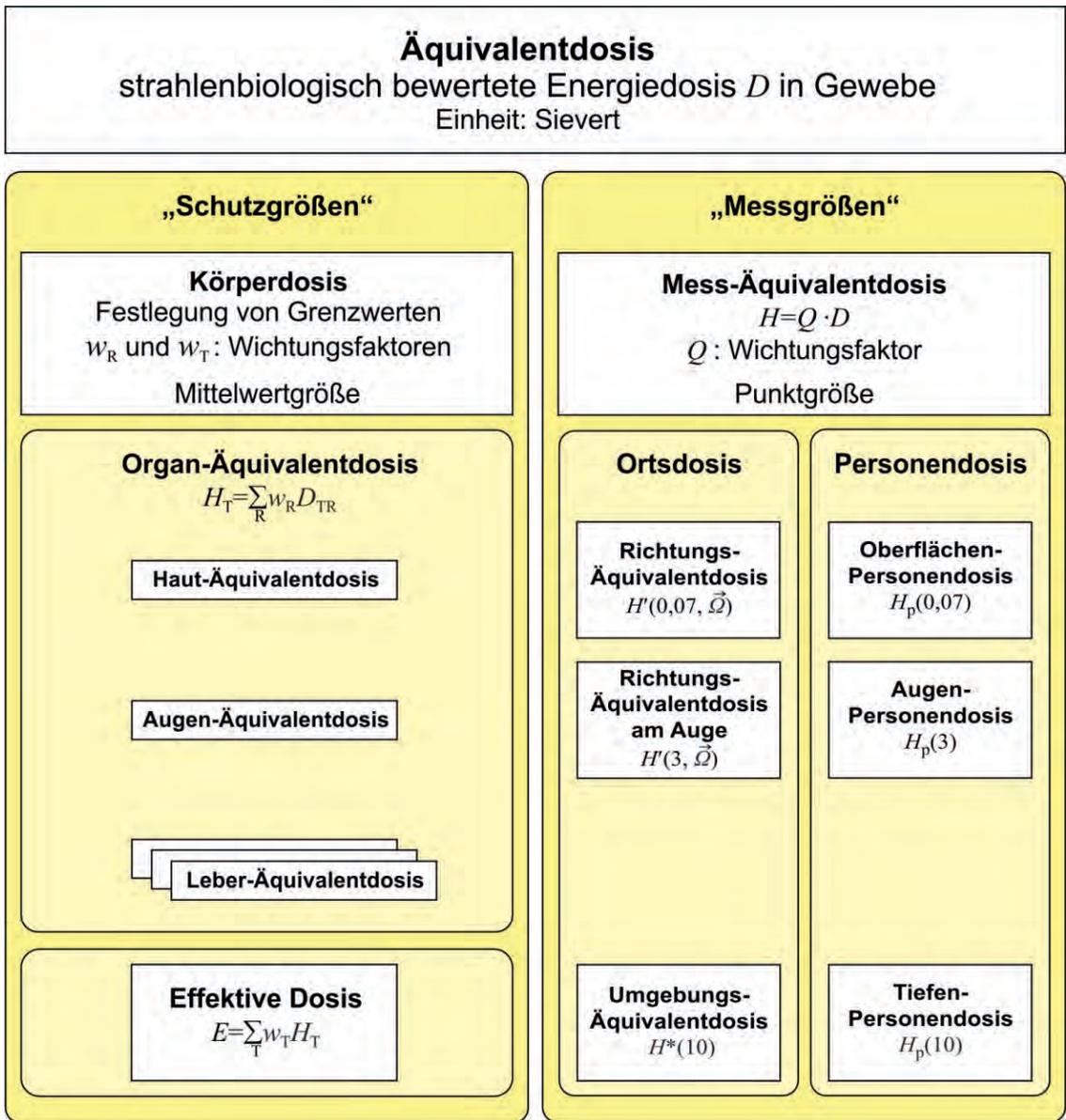


Bild 1: Konzept der Dosisgrößen im Strahlenschutz, in Anlehnung an DIN 6814-3 [1].

Erforschung der Strahlenrisiken bei Einwirkung niedriger Dosen wird in der Regel nach dem Vorsorgeprinzip angenommen, dass zwischen der Wahrscheinlichkeit für das Eintreten des Schadens und der zuvor erhaltenen Dosis ein linearer Zusammenhang besteht, und dass kein Schwellenwert für das Risiko stochastischer Strahlenwirkungen angegeben werden kann (LNT-Modell, nach der englischen Bezeichnung "linear non threshold", ICRP 103 [2]). Als *deterministische Strahlenwirkungen*, z. B. Hautrötung, werden solche bezeichnet, bei denen erst nach Überschreiten einer Dosischwelle ein Strahlenschaden mit Sicherheit auftritt. Dabei hängt die Schwere des Strahlenschadens hauptsächlich von der zuvor erhaltenen Dosis ab.

Körperdosis und Mess-Äquivalentdosis

Nach unseren heutigen Strahlenschutzvorstellungen wird für die Beurteilung der stochastischen Risiken die Strahlenexposition von strahlungsempfindlichen Organen des Körpers herangezogen. Dabei reicht es in der Regel aus, sich auf die mittlere Dosis in Organen zu beziehen. Da einzelne Organe unterschiedliche Strahlungsempfindlichkeiten aufweisen, hat es sich als zweckmäßig erwiesen, die Höhe einer Gesamtexposition als gewichtete Summe über die Organdosen darzustellen. Organen mit hoher Strahlungsempfindlichkeit kommt dabei ein numerisch größerer Wichtungsfaktor als Organen mit kleinerer Strahlungsempfindlichkeit zu. Die Gewebe-Wichtungsfaktoren werden üblicherweise mit dem Symbol w_T bezeichnet, dabei leitet sich der Index T aus dem englischen Wort „tissue“ her. Die *effektive Dosis* wird unter Verwendung der von der ICRP empfohlenen

Gewebe-Wichtungsfaktoren als Summe über die Organ-Äquivalentdosen gebildet. Sie wird heute als das Maß für die Höhe der Strahlenexposition im Hinblick auf stochastische Strahlenwirkungen angesehen. Folgerichtig wird die effektive Dosis für die Festlegung von Grenzwerten in der Strahlenschutzgesetzgebung herangezogen. Alle dazu erforderlichen Dosisbegriffe finden sich unter dem Oberbegriff der *Körperdosis*.

Wie bereits ausgeführt, hängt die biologische Wirkung einer Exposition neben der Energiedosis auch von der Strahlungsart (Alpha-, Beta-, Photonen- oder Neutronen-Strahlung) und Strahlungsenergie ab. Diesem Umstand wird bei der Bestimmung der Körperdosen durch Anwendung des Strahlungswichtungsfaktors w_R Rechnung getragen, wobei sich hier der Index R aus dem englischen Wort „radiation“ herleitet. Alle unter dem Oberbegriff der Körperdosis zusammengefassten Dosisgrößen gehören also in die Kategorie der strahlenbiologisch bewerteten Dosisgrößen und stellen somit eine Äquivalentdosis dar. Sie sind im linken Teil von Bild 1 dargestellt.

Dieses einfache Konzept hat für die praktische Anwendung den entscheidenden Nachteil, dass die Dosiswerte der Organe im menschlichen Körper einer messtechnischen Ermittlung nicht zugänglich sind. Zur Lösung des Problems wurde eine zweite Gruppe von Dosisbegriffen geschaffen, die unter dem Oberbegriff der *Mess-Äquivalentdosis* auf der rechten Seite von Bild 1 zusammengefasst sind. Die Mess-Äquivalentdosis beinhaltet ebenfalls eine strahlenbiologische Wertung, allerdings erfolgt diese hier mit dem Qualitätsfaktor Q . Auf den Unterschied einer Bewertung mit dem Qualitätsfaktor Q und mit dem Strahlungswichtungsfaktor w_R wird weiter unten kurz eingegangen. Die Definition der Mess-Äquivalentdosisgrößen wurde in erster Linie von dem Schutzbestreben geleitet, eine in aller Regel konservative Abschätzung der abzubildenden Körperdosis zu gewährleisten, ohne unakzeptabel große Überschätzungen der abzubildenden Körperdosis zuzulassen.

Zur Behandlung von deterministischen Strahlenschäden können die oben dargestellten Überlegungen zu Körper- und Mess-Äquivalentdosen sinngemäß herangezogen werden. Anstelle der gewichteten Summe über die Organdosen tritt im Fall von deterministischen Strahlenwirkungen in aller Regel die Dosis in einem einzigen Organ, in welchem auf Grund der Expositionsbedingungen Schäden zu befürchten sind. Sehr häufig handelt es sich dabei um die Haut. Es bleibt aber auch hier bei dem Umstand, dass die tatsächliche Höhe der Strahlenexposition, die mit der Körperdosis erfasst werden soll, messtechnisch nicht direkt zugänglich ist. Die Messung erfolgt daher wiederum mit einer geeigneten Größe aus der Gruppe der Mess-Äquivalentdosisgrößen.

Ortsdosis und Personendosis

Körperdosen lassen sich näherungsweise entweder durch Messungen direkt an der zu überwachenden Person oder unabhängig von der Präsenz einer Person an einem bestimmten Ort im Raum ermitteln. Entsprechend spricht man von der Personen- oder Ortsdosis.

Die *Personen-Äquivalentdosis* $H_p(d)$ ist definiert als Äquivalentdosis im Körpergewebe in der Tiefe d , gemessen an einer „für die Exposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche“. Bei der Exposition des ganzen Körpers wird zur Abschätzung der effektiven Dosis die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ mit der Tiefe $d = 10$ mm gewählt, da diese Tiefe die Gewebetiefe der meisten Organe konservativ abschätzt. Bei einer Exposition von Teilbereichen wird zur Abschätzung der Haut-Äquivalentdosis, häufig an den Händen, die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ mit der Tiefe $d = 0,07$ mm und zur Abschätzung der Augen-Äquivalentdosis, die Augen-Personendosis $H_p(3)$ mit der Tiefe $d = 3$ mm gemessen.

Das Personendosimeter soll die Dosis in der Person messen, ist also beim Messen immer am Körper der Person zu tragen. Diese Messungen dienen zur Ermittlung der Dosis, die eine Person bei Ihrem Aufenthalt im Strahlungsfeld erhalten hat. Bei der Kalibrierung des Personendosimeters ist daher darauf zu achten, dass das Dosimeter immer auf einem Phantom, als Ersatz für den Menschen, bestrahlt wird.

Die *Ortsdosimetrie* basiert heute auf der sogenannten *ICRU-Kugel*. Diese Kugel hat einen Durchmesser von 30 cm und besteht aus einem genau spezifizierten, dem menschlichen Gewebe äquivalenten Material der Dichte 1 g/cm^3 . Da dieses Material in erster Linie für theoretische Betrachtungen und grundlegende Simulationsberechnungen herangezogen wird, ist es nicht von sonderlichem Belang, dass es bisher physikalisch nicht realisiert wurde.

Wird die ICRU-Kugel in ein Strahlungsfeld eingebracht, so wird dieses in ähnlicher Weise modifiziert wie es durch die Anwesenheit einer realen Person an eben diesem Ort geschehen würde.

Auf Basis der ICRU-Kugel wurden die beiden Ortsdosisgrößen Umgebungs- und Richtungs-Äquivalentdosis entwickelt. Die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ dient zur Abschätzung der effektiven Dosis, die Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07)$ zur Abschätzung der Haut-Äquivalentdosis und die Richtungs-Äquivalentdosis am Auge $H'(3)$ zur Abschätzung der Augen-Äquivalentdosis. In vielen Ländern, darunter in Deutschland und in den übrigen EU-Ländern, finden im Wesentlichen die beiden Ortsdosismessgrößen $H^*(10)$ und $H'(0,07)$ Anwendung im praktischen Strahlenschutz.

Das Ortsdosimeter wird eingesetzt um die Dosis zu messen, die eine am Messort anwesende Person erhalten würde. Das Ortsdosimeter ist dabei so konstruiert, dass es zur Erfüllung dieser Aufgabe nicht an der Körperoberfläche einer Person oder auf einem anderen Phantom (ICRU-Kugel) positioniert werden darf. Auch bei der Kalibrierung eines Ortsdosimeters ist darauf zu achten, dass es ohne ein zusätzliches Phantom bestrahlt wird.

Unterschied zwischen w_R und Q

Die Wichtungsfaktoren w_R und Q greifen in unterschiedlicher Weise auf die Einflüsse von Strahlungsart und Strahlungsenergie zurück. Die w_R -Faktoren beziehen sich auf die Strahlungsart *an der Strahlungsquelle* und werden von experimentell ermittelten Werten der relativen biologischen Wirksamkeit für die krebserzeugende Wirkung der betrachteten Strahlung abgeleitet. Der Qualitätsfaktor Q bezieht sich auf die am Messort vorhandene Strahlungsart. Der Wert des Qualitätsfaktors Q kann mit Hilfe des sogenannten linearen Energieübertragungsvermögens (LET) der für die Energiedeposition verantwortlichen Teilchen der Strahlung derart bestimmt werden, dass die biologische Wirksamkeit nachempfunden wird. Der Qualitätsfaktor Q ist jedoch rein physikalisch definiert, spiegelt dabei aber trotzdem die biologische Wirkung der Strahlung wider.

Literatur

- [1] DIN „Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten“, DIN 6814-3, Entwurf vom März 2013
- [2] ICRP, „The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“, ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 (2–4), 2007

Amtliche Personendosimetrie für Medizin-Personal

Oliver Hupe*

Überblick

Die Überwachung der Einhaltung der durch die Röntgen- und Strahlenschutzverordnung vorgegebenen Dosisgrenzwerte wird durch die amtliche Personendosimetrie sichergestellt. Nach § 35 der Röntgenverordnung gilt nach Abs. 1: „An Personen, die sich aus anderen Gründen als zu ihrer ärztlichen oder zahnärztlichen Untersuchung oder Behandlung im Kontrollbereich aufhalten, ist unverzüglich die Körperdosis zu ermitteln...“. Nach Abs. 4 gilt weiter: „Die Körperdosis ist durch Messung der Personendosis zu ermitteln. Die zuständige Behörde bestimmt Messstellen für die Messungen nach Satz 1...“. Amtliche Personendosimetrie bedeutet, dass die Dosimeter von einer Dosismessstelle ausgegeben und ausgewertet werden, die von der zuständigen Behörde bestimmt wurde.

Um die Messrichtigkeit sicherzustellen, dürfen für diese dem Gesundheitsschutz dienenden Messungen nur geeichte Dosimeter verwendet werden. In der Bundesrepublik Deutschland sind etwa 350 000 Personen beruflich strahlenexponiert, davon arbeiten ca. 70 % im medizinischen Bereich.

Die Einhaltung von Dosisgrenzwerten stellt sicher, dass die strahlenexponierte Person keine unzumutbaren negativen gesundheitlichen Folgen durch die Strahlung erleidet. Bei Personen, die beruflich durch ionisierende Strahlung exponiert werden können, werden dazu regelmäßig (meist monatlich) die Dosiswerte mittels amtlicher Dosimeter gemessen. In Deutschland sind bisher nur passive Dosimeter, d. h. ohne eine direkte Anzeige des Dosiswertes am Dosimeter, als amtliche Dosimeter zugelassen. Je nach Art der Strahlenexposition werden Ganzkörperdosimeter oder zusätzlich auch Teilkörperdosimeter ausgegeben.

Amtliche Dosimeter dürfen nur von Dosismessstellen ausgegeben und ausgewertet werden. Die durch die Messstelle ermittelten amtlichen Dosiswerte werden im nationalen Dosisregister gespeichert. Das Dosisregister bietet neben der Speicherung der Daten auch die Möglichkeit, aus

diesen Daten Erhebungen zur Dosisbelastung in unterschiedlichen Bereichen durchzuführen. Diese Daten können dann zur Verbesserung des Strahlenschutzes in besonders dosisintensiven Bereichen genutzt werden. Ein Beispiel ist die Reduzierung der Dosisbelastung der Mitarbeiter bei der Anwendung von Radionukliden in der Nuklearmedizin.

Ist abzusehen, dass bei gleichbleibender Tätigkeit eine Überschreitung des Jahresgrenzwertes droht, wird die betreffende Person frühzeitig an einen anderen Arbeitsplatz mit weniger oder gar keiner Strahlung umgesetzt. So wird durch den Einsatz von Dosimetern mittelbar sichergestellt, dass keine Grenzwertüberschreitungen auftreten, obwohl das Dosimeter selber natürlich nicht vor der Strahlung schützt (anders als aus dem häufig verwendeten Begriff „Strahlenschutz-Dosimeter“ geschlossen werden könnte).

Qualitätssicherung durch Bauartprüfung und Eichung

Als Voraussetzung für die Messrichtigkeit wurde bereits die Eichung genannt. Für eine Eichung ist eine Bauartprüfung und Bauartzulassung des Dosimeters durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt erforderlich. Diese prüft dafür das Dosimeter „auf Herz und Nieren“. Die zum Bestehen der Zulassungsprüfung notwendigen Anforderungen sind durch das Eichgesetz, die Eichordnung und die PTB-Anforderungen für Strahlenschutzdosimeter festgeschrieben. Die nationalen PTB-Anforderungen orientieren sich am Stand von Wissenschaft und Technik bzw. den internationalen Prüfnormen (IEC) und werden entsprechend von Zeit zu Zeit an die aktuellen Entwicklungen angepasst. Wenn die nur national gültige Bauartzulassung mit den internationalen Normen im Einklang ist, findet sie auch international Anerkennung und wird als Qualitätsnachweis für das Dosimeter angesehen. Dies wird durch die aktive Mitarbeit der PTB in den internationalen Normungsgremien sichergestellt.

* Dr. Oliver Hupe
Arbeitsgruppe „Pho-
tonendosimetrie“,
E-Mail: oliver.hupe@
ptb.de

Eine Bauartprüfung erfolgt einmalig als exemplarische Typ-Prüfung. Die damit festgestellte generelle Messrichtigkeit und -Zuverlässigkeit wird mit der Zulassung zur innerstaatlichen Eichung bescheinigt. Der Hersteller muss dann alle weiteren Exemplare der Dosimeter-Bauart identisch zur geprüften Bauart produzieren und jede Abweichung muss von der PTB ebenfalls zugelassen werden. Die Eichung ist dann die regelmäßige individuelle Überprüfung des Dosimeters in lediglich einem oder wenigen in der Zulassung festgelegten Eichpunkten. Die ausführliche Bauartprüfung durch die PTB in Kombination mit der regelmäßigen Eichung durch die Landeseichämter liefert ein hohes Maß an Messsicherheit.

Die Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) hat als Mindestanforderung festgelegt, dass die Messunsicherheit der effektiven Dosis innerhalb von -33% bis $+50\%$ sein muss [1]. Allerdings gilt dieser Wert unter Beachtung sämtlicher Einflussgrößen, wie Temperatur, Zeit und vor allem Energie und Einfallswinkel der Strahlung und kann daher auch nur von guten Geräten erreicht werden. Die Qualität eines Messgerätes wird durch die PTB-Bauartzulassung nachgewiesen. Eine aktuelle Liste von sämtlichen bauartzugelassenen Orts- und Personendosimeters ist auf der Internet-Seite der PTB einzusehen.

Eine weitere Herausforderung in der amtlichen Dosimetrie besteht in der korrekten Berücksichtigung des Beitrags der natürlichen Umgebungsstrahlung. Hier sind auch Einflussfaktoren wie die Lagerung der Dosimeter bei Nichtverwendung, z. B. in der Schreibtischschublade oder in einem Magazin vor einer Holz- oder Betonwand hängend, zu beachten. Eine Betonwand kann die natürliche Umgebungsstrahlung deutlich erhöhen. Die Dosis durch die natürliche Umgebungsstrahlung beträgt ca. $2\ \mu\text{Sv}$ pro Tag, also etwa $60\ \mu\text{Sv}$ pro Monat, kann jedoch je nach örtlichen Gegebenheiten um einen Faktor 2 oder sogar mehr schwanken. Dabei beträgt die mit der amtlichen Personendosimetrie sicher nachzuweisende zusätzliche Dosis nur $100\ \mu\text{Sv}$ pro Monat. Dieser kleine Wert ist notwendig, um den untersten Grenzwert von $1\ \text{mSv}$ pro Jahr, für die effektive Dosis von Einzelpersonen der Bevölkerung, einhalten zu können.

Zur Qualitätssicherung der amtlichen Dosimetrie durch die Messstellen führt die PTB jährlich regelmäßige Vergleichsmessungen durch, da eine Eichung jedes einzelnen passiven Dosimeters nicht möglich ist, z. B. kann ein Film nur einmal verwendet werden und wäre nach einer Eichung verbraucht. Dazu schicken die Messstellen monatlich bzw. vierteljährlich von jedem ausgegebenen Dosimetertyp 15 Dosimetersonden in die PTB. Zu einem von der PTB bestimmten und den Messstellen nicht bekannten Zeitpunkt, werden diese Dosimetersonden mit einer den Messstellen

unbekannten Dosis bestrahlt. Diese bestrahlten Sonden werden den jeweils zuständigen Eichbehörden übergeben. Diese gehen damit unangekündigt zu den Messstellen und lassen diese Sonden in ihrem Beisein im Routinebetrieb auswerten. Die so ermittelten Dosiswerte werden der PTB mitgeteilt. Diese entscheidet dann, ob die Dosimeter die gestellten Anforderungen erfüllen [2].

Praktische Personendosimetrie

Das in Deutschland gebräuchlichste amtliche passive Personendosimeter ist das von der PTB und der Dosismessstelle beim Materialprüfungsamt Nordrhein-Westfalen entwickelte Gleitschatten-Filmdosimeter, wie es in Bild 1 abgebildet ist. Hier wird aus der optischen Dichte (Schwärzung) des Films die Dosis ermittelt, siehe Beitrag „Messgeräte und Herausforderungen in der Strahlenschutzmesstechnik“.

Die ICRP macht Vorschläge für die Dosisgrenzwerte, aktuell z. B. in der ICRP Empfehlung 103 [3]. Diese Empfehlungen werden dann in der Regel in die europäische Gesetzgebung übernommen. Momentan ist die Einführung eines neuen Grenzwertes für die Augenlinse, wie er von der ICRP in einer Empfehlung vom Oktober 2011 angegeben wurde, ein wichtiger Diskussionspunkt. Beispiele für Grenzwerte sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Das ungeborene Kind einer Schwangeren wird als Person der Bevölkerung angesehen, auch wenn die Schwangere selbst beruflich strahlenexponiert ist. Daher gilt auch hier der Jahres-Grenzwert von $1\ \text{mSv}$ für das Ungeborene. Um diesen Grenzwert sicher einhalten zu können, ist die monatliche Dosisermittlung nicht mehr ausreichend und eine wöchentliche Ermittlung der Dosis ist dann notwendig. Dies kann mit passiven Dosimetern, wie



Bild 1: Ein Personendosimeter, hier das Gleitschattenfilmdosimeter, misst nur beim Tragen am Rumpf der Person richtig. Daher muss das Dosimeter beim Kalibrieren auf einem den Menschen ersetzenden Phantom platziert werden.

Tabelle 1: Beispiele gesetzlich festgelegter jährlicher Dosis-Grenzwerte, basierend auf der europäisch verpflichtenden EURATOM Direktive 96/29.

Körperdosis	Organ	Jahres-Grenzwert für beruflich strahlenexponierte Personen	Jahres-Grenzwert für die allgemeine Bevölkerung
Effektive Dosis	Ganzkörper	20 mSv	1 mSv
Organdosis	Augenlinse	150 mSv (bald 20 mSv?)	15 mSv
	Hände, Unterarme, Füße, Knöchel	500 mSv	50 mSv
Lokale Hautdosis		500 mSv	50 mSv

z. B. einem Filmdosimeter, nicht sicher eingehalten werden. Daher ist hier das zusätzliche Tragen eines geeichten, elektronischen bzw. direkt ablesbaren Personendosimeters notwendig. Näheres zu diesen Dosimetern steht im Beitrag „Direkt ablesbare Personendosimeter für Medizinpersonal“ und „Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung“.

Wesentlich in der Personendosimetrie ist die Auswahl des passenden Dosimeters und der geeigneten Tragestelle des Dosimeters. Bei der Auswahl des Dosimeters ist auf einen passenden Energiebereich zu achten. Im Bereich der Medizin kann die mittlere Photonenenergie weniger als 20 keV betragen, z. B. bei der Mammografie. Nicht alle zugelassenen elektronischen Personendosimeter sind in der Lage, schon ab dieser niedrigen Energie die PTB-Bauartanforderungen zu erfüllen und sind deshalb erst zur Verwendung in Strahlungsfeldern mit höher Energie zugelassen. Bezüglich der Tragestelle liegt es in der Verantwortung des Strahlenschutzbeauftragten und der überwachten Person, dass das Personendosimeter an einer „für die Exposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche“ getragen wird. Genauso wichtig ist auch, ob die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ zur Abschätzung der effektiven Dosis oder die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ zur Abschätzung der Hautdosis gemessen werden muss. Typische Trageweisen der unterschiedlichen Dosimeter sind in Bild 2 dargestellt.

Literatur

- [1] ICRP Publication 75: „General Principles for the Radiation Protection of Workers“, Ann. ICRP 27 (1), 1997
- [2] SSK Empfehlung „Anforderungen an Personendosimeter“, verabschiedet in der 247. Sitzung am 24./25. Februar 2011, Strahlenschutzkommission, Bonn
- [3] ICRP Publication 103: „The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007

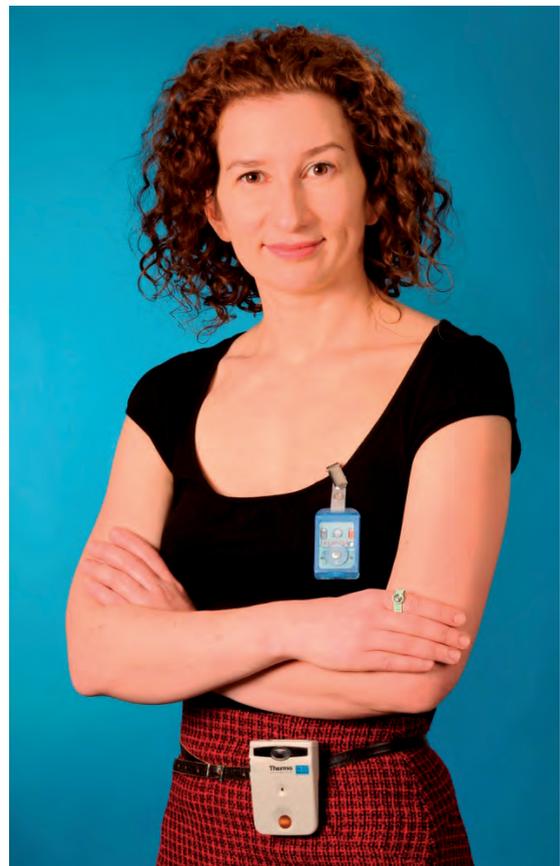


Bild 2: Typische Trageweisen von Dosimetern: Gleitschattenfilmdosimeter (Ganzkörperdosimeter, Messgröße $H_p(10)$) am Körperrumpf, Fingerring-Dosimeter (Teilkörperdosimeter, Messgröße $H_p(0,07)$) an dem Finger, der der Strahlungsquelle am nächsten ist, und ein zusätzliches direkt ablesbares elektronisches Personendosimeter (Ganzkörperdosimeter, Messgröße $H_p(10)$).

Dosis für helfende Personen in der Human-, Zahn- und Tiermedizin

Oliver Hupe*

Überblick

Die Ermittlung der Körperdosis ist für Personen erforderlich, die sich in Kontrollbereichen aufhalten. Zu diesem Kreis gehören neben den beruflich strahlenexponierten Personen auch die helfenden Personen in der Human- und Zahnmedizin und auch Personen in der Tierheilkunde, die die Patienten bzw. Tiere während der Untersuchung beruhigen und halten. Deshalb wurde im Rahmen eines vom Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) und dem Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) geförderten Forschungsvorhabens [1] von der PTB die Dosis helfender Personen bei Röntgenuntersuchungen gemessen. In dem zugehörigen Abschlussbericht [1] können neben den hier auszugsweise aufgeführten Textpassagen weitere Details nachgelesen werden.

Bei den Messungen ist zu beachten, dass die in der Röntgendiagnostik verwendete Strahlung zur Vermeidung von Bewegungsunschärfe gepulst ist. Daher musste vorab die Eignung der verwendeten Dosimeter für die Messung gepulster Röntgenstrahlung überprüft werden. Zur generellen Problematik siehe Beitrag „Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung“. Da die helfenden Personen sich bewegen und auch unterschiedliche Haltepositionen je nach momentaner Situation einnehmen, ist es trotz gleichem Aufnahmeszenarium nicht möglich, Wiederhol-Messungen durchzuführen. Auch ist jede unnötige Strahlenexposition zu vermeiden, Wiederhol-Messungen wären auch aus diesem Grund nicht möglich. Ein solches Aufsummieren der geringen Dosiswerte zur Verbesserung der Messgenauigkeit wäre aber die Voraussetzung, um passive Messgeräte, wie z. B. TLD-Dosimeter einsetzen zu können, die problemlos gepulste Strahlung messen können. Daher ist die Verwendung von elektronischen, direkt anzeigenden Dosimetern notwendig.

Bei den im Vorhaben durchzuführenden Mes-

sungen kam neben den schwierig zu messenden, sehr geringen Dosiswerten noch hinzu, dass die Messungen „vor Ort“ den routinemäßigen Ablauf der Röntgenuntersuchungen nicht beeinflussen durften, d. h. die helfenden Personen mussten schnell mit Messgeräten bestückt werden. Detaillierte Messungen mit den präziseren Ionisationskammern konnten daher nur in nachgestellten Labormessungen durchgeführt werden. Diese Ergebnisse bestätigten jedoch die „vor Ort“ mit den elektronischen Dosimetern bestimmten Dosiswerte.

Anspruchsvolle Messtechnik

Aufgrund der oben genannten Anforderungen wurden für die Messungen zwei unterschiedliche Sekundärnormal-Ionisationskammern für die Messgröße Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ bzw. für die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ für die Messungen unter Laborbedingungen und elektronische Personendosimeter vom Typ EPD Mk2 für die „vor Ort“-Messungen verwendet [2][3]. Beide Ionisationskammern zeichnen sich durch eine geringe Energieabhängigkeit ihres Ansprechvermögens aus. Außerdem sind ihre Ansprechvermögen über einen großen Dosis- und Dosisleistungsbereich nahezu konstant.

Für die Messungen mit den Ionisationskammern wurde in der PTB eine spezielle Elektronik entwickelt. Mit ihr ist es möglich, die bei den kurzen Bestrahlzeiten entstehende, sehr geringe Ladungsmenge von der durch Leckströme oder Störungen erzeugten Ladung zu trennen. Kernstück der Elektronik ist ein in der PTB entwickeltes Elektrometer zur Ladungsmessung. Außerdem enthält die Elektronik ein Hochspannungsmodul für die Kammer Spannung, Sensoren für die Messung der Temperatur, Luftfeuchte und des Luftdrucks sowie einen Laptop mit in der PTB geschriebener Mess- und Auswerte-Software. Für die Messungen in der Tierklinik war es erforderlich, diese Messtechnik

* Dr. Oliver Hupe
Arbeitsgruppe „Photonendosimetrie“,
E-Mail: oliver.hupe@ptb.de

transportabel zu gestalten.

Das verwendete elektronische Personendosimeter EPD Mk2 besitzt eine Bauartzulassung und erfüllt damit die entsprechenden Bauartanforderungen der PTB. Der geprüfte Photonen-Energiebereich ab 16 keV umfasst den bei den Messungen auftretenden Bereich, so dass es auch für die Messung der niederenergetischen Streustrahlung geeignet ist.

Die zu messende Dosis je Röntgenuntersuchungen liegt für die helfende Person im Bereich von 0,01 μSv bis 30 μSv . Jedoch werden im Display des verwendeten elektronischen Personendosimeters die Dosiswerte nur in dafür zu großen 1 μSv -Schritten angezeigt. Mit der optionalen Infrarotschnittstelle des Dosimeters ist es jedoch möglich, die Dosiswerte in 0,01 μSv -Schritten auszulesen. Das EPD Mk2 hat einen bauartzugelassenen Dosis-Messbereich von 10 μSv bis 10 Sv. Vorab wurde daher in der PTB nachgewiesen, dass bei Verwendung der optionalen Infrarotschnittstelle auch die Dosisanzeige unterhalb 10 μSv die PTB-Anforderungen erfüllt.

Entgegen der Regeln des Strahlenschutzes wurden die EPD Mk2 Dosimeter oberhalb der Schutzkleidung positioniert. Dies war notwendig, weil die auftretenden Dosiswerte so gering waren, dass eine Messung unterhalb der Schutzkleidung nicht möglich war. Daher gelten die ermittelten Dosiswerte für helfende Personen, die unbeabsichtigt keine Schutzkleidung tragen. Die Schutzkleidung reduziert die Dosis um einen Faktor zwischen 10 und 100. Bei einigen Messungen „vor Ort“ waren nur wenige helfende Personen anwesend, so dass die EPD Mk2 Dosimeter ohne Rückstreukörper auf Stativen aufgebaut werden mussten. Im Vorfeld wurde für diesen Dosimeter-typ und für die entsprechenden Strahlungsfelder gezeigt, dass der Einfluss der Trageperson bzw. des Phantoms auf das Messergebnis kleiner als 2 % und daher vernachlässigbar ist. Die Messergebnisse sind daher repräsentativ.

Zur Bewertung des Risikos für helfende Personen ist weiter zu beachten, dass durch das Tragen von Schutzkleidung die auftretenden Dosiswerte, je nach Art der Schutzkleidung und der eingestellten Hochspannung, um bis zu einen Faktor 100 verringert werden können.

Zahnmedizin

Die Ermittlung repräsentativer Untersuchungsszenarien in der Zahnmedizin erfolgte sowohl durch Gespräche mit Sachverständigen als auch durch eigene Beobachtungen und Gespräche in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH).

Die Röntgenuntersuchungen in der Zahnmedizin können in 4 Arten aufgeteilt werden: (1) Pano-



Bild 1: Da in der Zahnmedizin nur extrem selten helfende Personen benötigt werden, wurden für die Messungen die elektronischen Dosimeter (EPD Mk 2) an deren Stelle platziert. Sowohl Patient als auch helfende Person tragen Schutzkleidung.

ramaaufnahme des Gebisses, (2) Intraorale Einzel-Zahnaufnahme, (3) Fernröntgen-Seitenbild und die eher seltene (4) Digitale Volumentomographie. Die eingestellten Röhrenhochspannungen liegen im Bereich zwischen 40 kV und 110 kV.

Die Anwesenheit von helfenden Personen bei radiologischen Untersuchungen kann bei kleineren Kindern und bei behinderten oder dementen Patienten erforderlich sein. Wenn möglich, sollte der Röntgenraum für den kurzen Augenblick der Aufnahme von den helfenden Personen verlassen werden.

In der Bild 1 ist eine typische Panorama-Aufnahmesituation zu sehen. Die Patientin sitzt auf einem Stuhl, während sich das Röntgengerät um sie herumbewegt. Die helfende Person säße neben der Patientin auf dem Stuhl, außerhalb des Schwenkbereiches der Röntgenanlage. Da jedoch in der Zahnmedizin nur extrem selten helfende Personen vorkommen, wurden die elektronischen Dosimeter (EPD Mk 2) für die Messungen an der Stelle platziert, wo die helfende Person sitzen würde.

In der Zahnmedizin liegen die oberhalb der Strahlenschutzkleidung gemessenen Dosiswerte (für helfende Personen), je nach Untersuchungsart, im Bereich von 0,1 μSv bis 4 μSv , was mit der Tagesdosis durch die natürliche Umgebungsstrahlung (ca. 2 μSv) vergleichbar ist.

Tierheilkunde

Im Bereich der Tierheilkunde für Großtiere (Pferde) wurden sowohl Messungen in Tierklinien als auch bei Röntgenuntersuchungen „vor Ort“ im Pferdestall durchgeführt. In Bild 2 ist zum Vergleich dieselbe Untersuchungsart, jedoch einmal „vor Ort“ im Pferdestall (links) und in der Tierklinik (rechts) dargestellt. Die Dosiswerte für



Bild 2: Untersuchung eines Pferdebeins, links „vor Ort“-Situation, rechts Klinik-Situation.

die helfende Person sind in beiden Situationen vergleichbar.

Zur detailliert Bestimmung der Dosis und der Winkelverteilung der Streustrahlung bei Kleintier-Untersuchungen wurden die Streueigenschaften von kleinen Tieren an der Röntgenanlage der PTB untersucht. Dazu wurden zwei spezielle Tier-Phantomen aus PMMA („Plexiglas“) gefertigt: ein Hunde-Phantom und ein Katzen-Phantom (siehe Bild 3). Vergleichende Messungen an toten Tieren an einer klinischen Diagnostik-Röntgenanlage der Tierärztlichen Hochschule Hannover zeigten, dass diese Labor-Ergebnisse auf die Dosiswerte für helfende Personen übertragbar sind.

Für die Messungen mit den Phantomen wurden an einer Röntgenanlage der PTB die in der Tiermedizin verwendeten Röntgenstrahlungsfelder nachgebildet. Die Röhrenhochspannungen für diese Messungen lagen im Bereich zwischen 50 kV und 90 kV. Gemessen wurde die Dosis im Streustrahlungsfeld sowohl mit den EPD Mk2-Dosimetern als auch mit der $H^*(10)$ -Sekundärnormal-Kammer.

Im Bereich Tiermedizin treten die höchsten Dosiswerte von ca. 30 μSv bei Halteleistungen an Kleintieren (Hunde) auf, gemessen oberhalb der Schutzkleidung, da hier der Abstand der helfenden

Person zum Tier und damit zur Streustrahlungsquelle am kleinsten und das Strahlungsfeld am größten eingestellt wird. Bei anderen Untersuchungen sind die Dosiswerte deutlich geringer.

Humanmedizin

Helfende Personen in der Humanmedizin sind hauptsächlich bei Untersuchungen im Bereich der Orthopädie erforderlich. Bei dosisintensiven Untersuchungsverfahren, wie z. B. CT und Angiographie, sind helfende Personen nicht anwesend.

Bei den Messungen in der Humanmedizin wurde besonders darauf geachtet den Routineablauf nicht zu stören. Deshalb wurden mehrere Dosimeter auf Stativen an verschiedenen Orten positioniert. Damit war es ermöglicht, bei nur einer Röntgenuntersuchung mehrere Messwerte gleichzeitig zu erhalten, siehe Bild 4. Wie bereits oben erwähnt, sind für das verwendete EPD Mk2-Dosimeter die Messergebnisse auch ohne Phantom repräsentativ.

Die für den Bereich Humanmedizin oberhalb der Strahlenschutzkleidung ermittelten Dosiswerte für helfende Personen liegen in der Größenordnung der natürlichen Umgebungsstrahlung von ca. 12 Stunden bis ca. 300 Stunden (12 Tage). Die

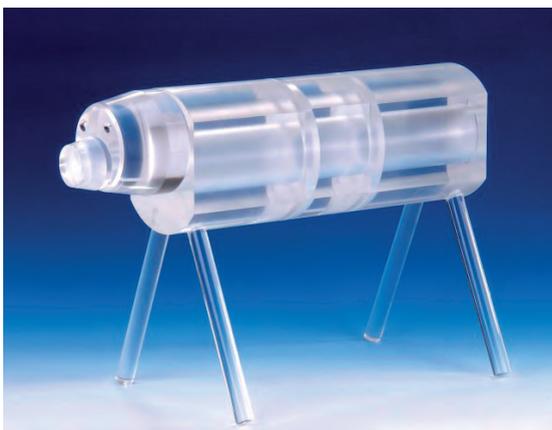


Bild 3: Katzenphantom aus PMMA, gefertigt um die Streueigenschaften im Labor detailliert zu untersuchen.



Bild 4: Messungen mit elektronischen Personendosimetern auf Stativen an potentiellen Aufenthaltsorten helfender Personen.

Tagesdosis durch die natürliche Umgebungsstrahlung wurde dabei mit ca. 2 μSv angenommen.

Diese geringen Dosiswerte gelten nur, wenn sich die helfende Person ausschließlich im Streustrahlungsfeld aufhält. Nicht in die Untersuchungen einbezogen wurden eventuelle Unfallsituationen, d. h. die helfende Person kommt in den Nutzstrahl. Um die Personen bei solchen Unfällen zu schützen, sind die vorgeschriebenen Strahlenschutzvorkehrungen, z. B. Tragen von Bleischürzen, zu beachten. Etwaige Teilkörperexpositionen, wie sie z. B. durch unerlaubte Halteleistungen im Nutzstrahlbereich vorkommen könnten, werden ebenfalls als Unfallsituation eingestuft. Bei einer Unfallsituation wäre für eine helfende Person mit entsprechend höheren Dosiswerten zu rechnen.

Zur Wahrung der Rückführbarkeit aller ermittelten Dosiswerte auf Primärnormale wurden die verwendeten Messgeräte in der PTB in den typischen diagnostischen Strahlungsfeldern kalibriert.

Literatur

- [1] *Ankerhold, U. und Hupe, O.*: Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und Strahlenschutz: Dosisermittlung bei der Anwendung von Röntgenstrahlung in der medizinischen Heilkunde, zahnmedizinischen Heilkunde, Tierheilkunde und bei Grenzkontrollen mit ionisierender Strahlung – Vorhaben 3604S04434, BFS-RE SFOR-57/12 urn:nbn:de:0221-201202217466, Bundesamt für Strahlenschutz (2012)
- [2] *Hupe, O. und Ankerhold, U.*: Determination of the dose to persons assisting when X-radiation is used in medicine, dentistry and veterinary medicine. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. **144**, No.1–4, pp. 478–481 (2011)
- [3] *Hupe, O. und Ankerhold, U.*: Dose to persons assisting voluntarily during X-ray examinations of large animals. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. **128**, No. 3, pp. 274–278 (2008)

Teilkörperdosimetrie für Photonen und Betastrahlung

Rolf Behrens*

Einführung

Es gibt Arbeitsplätze, an denen die Strahlung den Körper eher ungleichmäßig trifft, d. h. das Strahlungsfeld ist inhomogen. Dieser Fall tritt zum einen dann auf, wenn das Personal relativ dicht am Entstehungsort der Strahlung tätig ist, zum anderen, wenn das Strahlungsfeld durch Blenden begrenzt ist. So kann es vorkommen, dass z. B. die Hände von Strahlung getroffen werden, der Rumpf aber nicht. In diesen Fällen wird die Strahlung nicht vom Ganzkörper-Dosimeter registriert. Dadurch ist es notwendig, separate Dosimeter sowohl an besonders der Strahlung ausgesetzten Stellen des Körpers als auch an besonders empfindlichen Stellen zu tragen.

Teilkörper-Dosimeter kommen häufig als *Fingerring-Dosimeter* zum Einsatz, siehe Bild 1, insbesondere dann, wenn sich hauptsächlich die Hände in einem (eingegrenzten) Strahlungsfeld befinden. Fingerring-Dosimeter dienen dazu, den Grenzwert für die lokale Haut-Äquivalentdosis, 500 mSv pro Jahr, zu überwachen. Ist er eingehalten, kann davon ausgegangen werden, dass die Bestrahlung der Haut nicht zu einem deterministischen Schaden führt, z. B. Rötung oder Bläschenbildung.

In jüngerer Zeit wurde festgestellt, dass die Augenlinse empfindlicher auf Strahlung ist als in der Vergangenheit angenommen. Bei zu hoher Strahlendosis kann eine Linsentrübung einsetzen (Katarakt, auch grauer Star). Daher ist zu erwarten, dass ein Vorschlag der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) auch in Deutschland umgesetzt wird und der derzeit gültige Grenzwert von 150 mSv pro Jahr auf 20 mSv pro Jahr gesenkt



Bild 1: Nuklearmedizinische Untersuchung. Das weiße Fingerring-Dosimeter wird am Zeigefinger mit dem Detektor zur Spritze getragen.



Bild 2: Angiographie. Das Augen-Personendosimeter wird an der linken Kopfseite in Richtung zum Patienten getragen.

wird. In diesem Fall wird zukünftig insbesondere der Schutz durch Abschirmungen aber auch die Messung der Linsendosis mittels *Augen-Dosimeter* wichtiger, siehe Bild 2.

Typische Einsatzorte von Teilkörper-Dosimetern in der Medizin

Bei einigen Operationen werden Röntgenstrahlen eingesetzt (interventionelle Radiologie), um die Position von medizinischen Gegenständen (z. B. Endoskope oder Katheter) im Körper genau zu bestimmen, z. B. in der Angiographie (zur Darstellung von Gefäßen, siehe Bild 2) oder der Embolisation (Verschluss von Blutgefäßen z. B. zum Stoppen der Blutversorgung eines Tumors). Hier werden alle Mitglieder des Operationsteams durch die Streustrahlung vom Patienten trotz Abschirmungen exponiert. Für den Operateur kommt noch hinzu, dass er mit den Händen und Armen in den direkten Röntgenstrahl greifen muss. Somit können sowohl Fingerring- als auch Augen-Dosimeter notwendig sein.

In der Nuklearmedizin werden radioaktive Substanzen in den Körper des Patienten eingebracht, um dort z. B. die aus dem Körper austretende Strahlung zur Bildgebung zu verwenden (z. B. bei der Positronen-Emissions-Tomographie, kurz PET, zur Darstellung der Schilddrüse) oder für therapeutische Zwecke wie z. B. in der Tumorbekämpfung oder der Radiosynoviorthese, kurz RSO (Behandlung von chronischen Gelenkentzündungen). Die radioaktiven Lösungen werden mittels (abgeschirmter) Spritzen verabreicht, wodurch besonders die Finger exponiert sein können, siehe

* Dr. Rolf Behrens
Arbeitsgruppe
„Betadosimetrie“,
E-Mail: rolf.behrens@
ptb.de

Bild 1. Somit sind hier Fingerring-Dosimeter besonders wichtig.

Technische Details von Teilkörper-Dosimetern

In Teilkörper-Dosimeter werden häufig Thermolumineszenz-Detektoren verwendet (TLDs: kleine Kristalle, die nach Bestrahlung bei Erwärmung leuchten), da diese in relativ kleinen Abmessungen verfügbar sind (z. B. Chips von 4 mm bis 5 mm Durchmesser und etwa 1 mm Dicke). Diese werden in eine Halterung aus Kunststoff eingebracht, deren Dicke so optimiert ist, dass die für das zu überwachende Organ repräsentative Tiefe im Material erreicht wird. Bei der Augenlinse sind das 3 mm, entsprechend der Messgröße Augen-Personendosis (in 3 mm Gewebetiefe), $H_p(3)$, bei der strahlenempfindlichen Hautschicht, der Epidermis, etwa 70 μm , entsprechend der Oberflächen-Personendosis (in 0,07 mm Gewebetiefe), $H_p(0,07)$. Um die geringe Messtiefe von 0,07 mm zu realisieren, werden bei Fingerring-Dosimetern zum einen sehr dünne Abdeckfolien für die TLDs verwendet (z. B. 20 μm), zum anderen sehr empfindliche Detektoren oder Detektoren, die nur eine sehr dünne aktive Detektions-Schicht aufweisen (ebenfalls in der Größenordnung von einigen 10 μm), so dass in der Summe etwa 70 μm Dicke erreicht werden.

Trageweise von Teilkörper-Dosimetern

Augen-Dosimeter sollen die Dosis der Augenlinse erfassen, daher müssen sie stets in der Nähe der Augen getragen werden, üblicherweise an der Vorderseite des Kopfes. Lediglich in den Fällen, wo die Strahlung eindeutig aus einem bevorzugten Winkelbereich kommt und sich die tragende Person nicht wesentlich im Strahlungsfeld dreht, sollte das Dosimeter in diese Richtung ausgerichtet werden, jedoch maximal seitlich an der Schläfe aber nicht hinten am Kopf. Letzteres würde zu deutlich zu hohen Messwerten im Vergleich zur Dosis der Augenlinse führen, da die Augen durch den Kopf abgeschirmt wären, das Dosimeter jedoch nicht.

Fingerring-Dosimeter sollen die Dosis der Haut erfassen. Hier ist es besonders wichtig, die Dosimeter in Richtung zur Strahlungsquelle auszurichten. Insbesondere dort, wo radioaktive Substanzen gehandhabt werden, müssen die Dosimeter auf der Fingerinnenseite getragen werden, siehe Bild 1. Würde in diesen Fällen das Dosimeter auf der Fingeraußenseite getragen, würden deutlich zu niedrige Messwerte im Vergleich zur Hautdosis auf der Fingerinnenseite entstehen, insbesondere bei der schwach durchdringenden Betastrahlung (z. B. in der Nuklearmedizin vorhanden), die nahezu komplett durch den Finger abgeschirmt würde

und somit das Dosimeter nicht erreichen würde.

Allgemein gilt immer: Werden Abschirmungen verwendet, z. B. eine Bleischürze, eine Schutzbrille oder Handschuhe, sind die Dosimeter unterhalb der Abschirmung zu tragen, denn die zu schützenden Organe befinden sich ebenso dort. Ist das aus praktischen Gründen nicht möglich, wie z. B. bei einer Schutzbrille, so ist alternativ eine der verwendeten Abschirmung gleichwertige Materialschicht vor dem Dosimeter anzubringen, um der Schutzwirkung Rechnung zu tragen.

Unterschiedliche Dosimeterarten im Einsatz

Wie die amtlichen Ganzkörper-Dosimeter werden auch die amtlichen Teilkörper-Dosimeter von den nach Landesrecht zuständigen Dosis-Messstellen in Deutschland ausgegeben, ausgewertet und jährlich mittels Vergleichsmessungen durch die PTB in der Qualität gesichert, siehe Beitrag „Amtliche Personendosimetrie für Medizin-Personal“. Die Stückzahl in Deutschland liegt dabei deutlich geringer als bei den etwa 350 000 Ganzkörper-Dosimetern pro Monat: Ca. 20 000 Fingerring-Dosimeter und bisher nur etwa 150 Augen-Dosimeter, letztere allerdings mit steigender Tendenz.

Augen-Dosimeter messen bisher die Messgröße $H_p(0,07)$ – nicht $H_p(3)$ –, was an Arbeitsplätzen mit ausschließlich Photonenstrahlung, z.B. der interventionellen Radiologie, vertretbar ist, da sich die Messwerte eines $H_p(0,07)$ - bzw. eines $H_p(3)$ -Dosimeters nur unwesentlich voneinander unterscheiden, wenn sie in Augennähe getragen werden. An Arbeitsplätzen mit Betastrahlung, z. B. in der Nuklearmedizin, ist es aber zwingend notwendig, Augen-Dosimeter für die Messgröße $H_p(3)$ zu verwenden, denn $H_p(0,07)$ -Dosimeter zeigen in bestimmten Betastrahlungsfeldern einen Faktor 100 und mehr zu viel Dosis an. Der Grund ist, dass bei einigen Beta-Strahlungsquellen die Reichweite der Betastrahlung genügen kann, um den Detektor in 0,07 mm Tiefe zu erreichen jedoch nicht die Augenlinse in 3 mm Tiefe. Dadurch könnte bei den genannten Beta-Strahlungsquellen eine tatsächliche Augen-Monatsdosis von z. B. 2 mSv eine Dosimeteranzeige von 200 mSv erzeugen: Das führt unbegründeter Weise zum einen zur Beunruhigung der betroffenen Person zum anderen zur Eingrenzung ihrer bisherigen Tätigkeit, obwohl der Grenzwert für die Augenlinse bei weitem unterschritten ist. Allerdings kann bei Betastrahlung meistens hinreichend Augenschutz verwendet werden, z. B. etwas dickere Kunststoffbrillen von einigen Millimetern Stärke, um die Betastrahlung vollständig abzuschirmen. Wie immer im Strahlenschutz bleibt also das Fazit: Schutzmaßnahmen sind das erste Mittel der Wahl, erst dann ist die Dosismessung zu optimieren.

Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung

Oliver Hupe*, Hayo Zutz**, Peter Ambrosi***

Einführung

Neben den amtlichen Personendosimetern werden in der Strahlenschutzüberwachung vermehrt auch eichfähige, direkt ablesbare elektronische Dosimeter mit Alarmfunktion eingesetzt. Die Einsatzbereiche der Dosimeter hängen von den Arbeitsplätzen ab. Die überwiegende Zahl der etwa 350 000 beruflich strahlenexponierten Personen in Deutschland arbeitet in Bereichen, in denen mit Röntgenstrahlung umgegangen wird. In den vergangenen Jahren hat sich in Medizin, Industrie und Forschung ein Wandel von kontinuierlicher zu gepulster Röntgenstrahlung vollzogen.

Bei Messungen in gepulsten Strahlungsfeldern, wie sie in der Medizin schon lange eingesetzt werden, stieß die PTB 2007 darauf, dass elektronische Dosimeter hier nur bedingt verlässlich messen. Der Grund liegt im Messprinzip, der meist zählenden Messung [1]. Moderne elektronische Dosimeter, verfügen meist über ein oder mehrere Detektoren mit einer komplexen Messelektronik. So zählt ein Dosimeter nicht nur einzelne Ereignisse durch die Wechselwirkung der Photonen mit dem Detektor. Vielmehr soll die Messelektronik auch bekannte Defizite, wie

z. B. die Energieabhängigkeit des Detektors oder die Totzeit ausgleichen. Die Totzeit ist die Zeit, in der ein Dosimeter nach einem gezählten Ereignis keine weiteren Ereignisse erkennen kann. Sie ist dafür verantwortlich, dass sehr kurze Röntgenpulse mit hoher Dosisleistung kaum gemessen werden können. Dabei ist es unerheblich, ob die Totzeit des Dosimeters durch den Detektor, die Elektronik oder beide verursacht wird.

Die festgestellte Problematik elektronischer Dosimeter in gepulsten Strahlungsfeldern veranlasste das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) 2008 zu einem Rundschreiben, in dem der Einsatz von elektronischen Personendosimetern in gepulsten Strahlungsfeldern untersagt wurde. Da es aber insbesondere zur Überwachung der Einhaltung der Grenzwerte bei schwangeren Frauen erforderlich ist, die Dosis mit einem direkt anzeigenden Dosimeter zu messen, führte dies zu Problemen in der Klinik. Hier durften Schwangere nicht mehr in Kontrollbereichen mit gepulster Strahlung eingesetzt werden, da keine geeigneten Messgeräte zur Verfügung standen.

Weltweite erste Prüfanlage für gepulste Röntgenstrahlung

Da es bezüglich gepulster Strahlung bisher keinerlei Prüfungen oder Anforderungen an Dosimeter gab – weder national noch international –, war ein Handeln der PTB dringend erforderlich. Darum wurde in Zusammenarbeit mit der Firma Siemens eine neue Anlage entwickelt, mit der erstmals die Eignung von Dosimetern für Messungen in gepulsten Strahlungsfeldern geprüft werden kann.

Bei den medizinischen Röntgenanlagen werden die Parameter der Strahlungspulse nicht in physikalischen Größen wie Strom und Spannung eingestellt, sondern anhand der geforderten Bildqualität. Daher bestand die Herausforderung bei der Entwicklung der entsprechenden Prüfanlage darin, die für die Prüfung von Dosimetern notwendigen physikalischen Parameter unabhängig vonein-



Bild 1: Typischer Einsatzort von Personendosimetern im medizinischen Bereich der Röntgendiagnostik. Der vorgeschriebene Trageort ist unter der Schutzkleidung, diese wurde daher im Bereich der Dosimeter transparent dargestellt.

* Dr. Oliver Hupe
Arbeitsgruppe „Photonendosimetrie“,
E-Mail: oliver.hupe@ptb.de

** Dr. Hayo Zutz
Arbeitsgruppe „Photonendosimetrie“,
E-Mail: hayo.zutz@ptb.de

*** Dr. Peter Ambrosi
Fachbereich „Strahlenschutzdosimetrie“,
E-Mail: peter.ambrosi@ptb.de

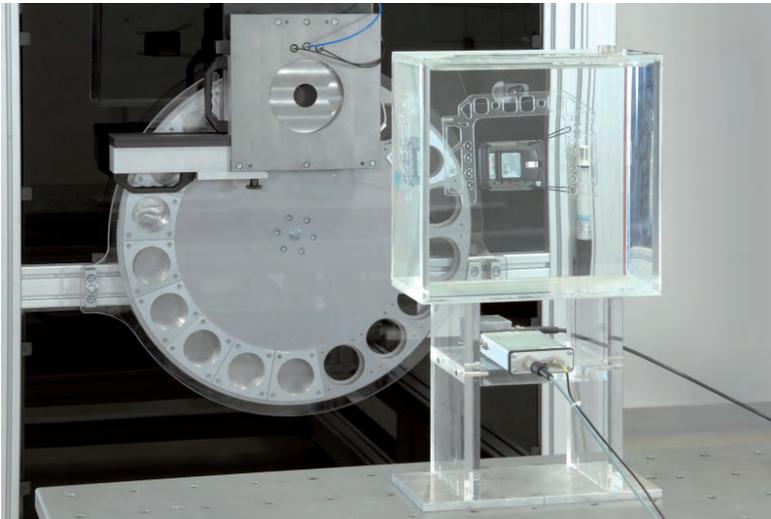


Bild 2: Anlage zur Erzeugung von gepulster Referenzstrahlung (GESA). Davor ist ein elektronisches Personendosimeter auf einem ISO-Quader-Wasserphantom aufgebaut. Der zeitliche Verlauf des Strahlungspulses wird mit der darunter befindlichen Monitor-Diode gemessen.

ander einstellbar zu machen. Die so entstandene Anlage ist weltweit die erste und einzige Anlage, die dies erlaubt [2].

Bei der entwickelten Referenzstrahlungsanlage zur Erzeugung gepulster Röntgenstrahlung lassen sich alle physikalischen Parameter des Strahlungspulses – Röhrenstrom und -spannung, Pulslänge und Wiederholrate – nahezu unabhängig voneinander einstellen. Dabei wird eine spezielle Drehanoden-Röntgenröhre eingesetzt. Durch ein Gitter innerhalb der Röhre wird der Röhrenstrom und damit die ionisierende Strahlung ein- und ausgeschaltet. Währenddessen liegt die Hochspannung dauerhaft an, dies wird als Gitterpulsung bezeichnet. Dadurch ist es möglich geworden, Strahlungspulse mit sehr kurzen Anstiegs- und Abfallzeiten von etwa 50 μ s und Pulsdauern ab 0,2 ms bis zum Dauerbetrieb zu erzeugen. Die einstellbare Röhrenhochspannung liegt im Bereich von 40 kV bis 125 kV, der Röhrenstrom ist im Bereich von 0,5 mA bis 800 mA wählbar. Bei elektrischen Leistungen bis 4 kW ist ein Dauerbetrieb möglich, darüber nur (kurzfristiger) Pulsbetrieb. Bei der maximal möglichen Leistung von 80 kW beträgt die maximale Pulslänge noch 300 ms. Die Tatsache, dass die Anlage Dauerstrahlung erzeugen kann, ist für den messtechnischen Vergleich mit den bisherigen Prüfanlagen und den Primärnormalen der PTB notwendig. Die Pulswiederholrate kann bis zu 100 Hz betragen. Eine detailliertere Beschreibung der Anlage ist in [2] zu finden.

Prüfanforderungen hinsichtlich gepulster Strahlung

Der zweite wichtige Schritt war die internationale Festlegung von Prüfanforderungen an Strahlenschutz-Dosimeter in IEC-Normen und von entsprechenden Referenz- bzw. Prüffeldern in ISO-Normen. Für beide Aufgaben wurden von Deutschland Normungsvorschläge eingebracht, gefördert aus dem Programm „Innovation mit Normen und Standards (INS)“.

Damit der Strahlenschutz auch in gepulsten Feldern ionisierender Strahlung sichergestellt werden kann, hat die Industrie bereits begonnen, neue elektronische Dosimeter zu entwickeln, und die PTB ist in IEC und ISO an der Entwicklung entsprechender Normen beteiligt. So wurde die IEC/TS 62743 [3] unter Federführung der PTB erstellt. Die Erprobung der hier gestellten Anforderungen ist in Zutz et al. nachzulesen [4]. Momentan wird zur Festlegung der Charakteristika von Referenzfeldern gepulster Strahlung die Technische Spezifikation ISO/TS 18090-1 unter PTB-Führung erarbeitet.

Übergangslösung hinsichtlich gepulster Strahlung

Der Strahlenschutz muss auch in der Zeit, bis geeignete Messgeräte verfügbar sind, sichergestellt werden. Daher wurden von der PTB Untersuchungen an dem derzeit einzigen elektronischen Personendosimeter durchgeführt, dass vom Nenngebrauchsbereich der Energie her für die medizinischen Strahlungsfelder geeignet ist. Es zeigte sich, dass schon bei Puls-Dosisleistungen oberhalb von 1 Sv/h signifikante Fehlmessungen auftraten. Diese Dosisleistungen werden jedoch im „unfallfreien“ Routinebetrieb nicht erreicht, da sich das Personal nur im Streustrahlungsfeld aufhält und eine abschwächende Strahlenschutzkleidung getragen wird. Die Dosimeter müssen unter der Strahlenschutzkleidung werden, um die Exposition richtig zu erfassen. Allerdings ist auch gerade für den Unfall, auch wenn er unwahrscheinlich ist, die sichere Messung der Dosis zu gewährleisten.

Als vorübergehende Maßnahme kann der Dosisleistungsalarm des elektronischen Personendosimeters als Indikator für eine mögliche Fehlmessung verwendet werden. Dazu ist aus den Parametern des Strahlungsfeldes und des Dosimeters der Einstellwert nach einer von Ambrosi et al. [5] beschriebenen Methode zu errechnen. Bei Auslösung des Alarms ist dann das passive amtliche Personendosimeter umgehend zur korrekten Dosisermittlung auszuwerten.

Dieses vorgeschlagene Verfahren wurde von Klammer et al. [6] bei Messungen an der oben beschriebenen Referenzstrahlungsanlage in der

PTB verifiziert. Das BMU verfasste daraufhin 2011 ein weiteres Rundschreiben, in welchem der Einsatz dieses speziellen Personendosimeters in Kliniken unter den genannten und einigen ergänzenden Voraussetzungen erlaubt wird.

Ungelöst bleibt aber weiterhin die Problematik der richtigen Messung in gepulsten Strahlungsfeldern für die Ortsdosimetrie. Hier sind die Sachverständigen bis auf weiteres auf ihren Sachverständigen angewiesen, um eine mögliche Fehlfunktion des verwendeten Dosimeters zu erkennen. So können die Messungen in gepulsten Strahlungsfeldern durch z. B. Variation des Abstandes und Anwendung des $1/r^2$ -Gesetzes auf Plausibilität überprüft werden. Hier wird dringend auf geeignete Dosimeter gewartet.

Die PTB steht ihrerseits schon für die Prüfung des ersten für gepulste Strahlung geeigneten elektronischen Dosimeters bereit!

Literatur

- [1] Ankerhold, U., Hupe, O., Ambrosi, P.: Deficiencies of active electronic radiation protection dosimeters in pulsed fields, Radiation Protection Dosimetry Vol. **135** No. 3, p. 149–153 (2009).
- [2] Klammer, J., Roth, J., Hupe, O.: Novel reference radiation fields for pulsed photon radiation installed at PTB, Radiation Protection Dosimetry Vol. **151**, 478–482 (2012)
- [3] IEC. Radiation protection instrumentation – Electronic counting dosimeters for pulsed fields of ionizing radiation. IEC 62743 TS Ed. 1: 2012.
- [4] Zutz, H., Hupe, O., Ambrosi, P., Klammer, J.: Determination of relevant parameters for the use of electronic dosimeters in pulsed fields of ionizing radiation, Radiation Protection Dosimetry, Vol. **151**(3), 403–410 (2012)
- [5] Ambrosi, P., Borowski, M., Iwatschenko, M.: Considerations concerning the use of counting active personal dosimeters in pulsed fields of ionizing radiation, Radiation Protection Dosimetry Vol. **139** No. 4, p. 483–493 (2010)
- [6] Klammer, J., Hupe, O., Eckerleben, C.R.: Verwendbarkeit des EPD Mk2 in gepulsten Strahlungsfeldern, StrahlenschutzPraxis, Heft 2, S. 51–57, (2013)

Messung der Strahlung im Beschleuniger-Therapieraum

Hayo Zutz*

Motivation

In der Tumor-Strahlentherapie nimmt der Einsatz von modernen Linearbeschleunigern immer weiter zu. Die verwendeten hohen Photonenenergien bieten zahlreiche Vorteile für die Therapie, erfordern andererseits aber erhöhte Vorkehrungen für den Strahlenschutz.

Im Nutzstrahl der Beschleuniger liegen die Photonenenergien im Bereich von einigen Megaelektronenvolt. Dadurch ist zur Abschirmung sehr viel Material, also dicke Wände, mit möglichst hoher Dichte, z. B. Blei, erforderlich. Bei Auslegung der Therapieräume wird durch baulichen Strahlenschutz sichergestellt, dass eine Gefährdung von Personen außerhalb der Therapieräume ausgeschlossen ist.

Innerhalb der Therapieräume wird das Strahlungsfeld durch die Strahlführung und Blenden-systeme so ausgeblendet, dass nur im Nutzstrahl die zur Strahlentherapie notwendigen hohen Dosisleistungen auftreten. Die Bestrahlung des Patienten mit diesem Strahlungsfeld erfolgt nach einer medizinischen Abwägung durch eine rechtfertigende Indikation. Weitere Personen zusätzlich zum Patienten, dürfen sich aus Strahlenschutzgründen während der Bestrahlung nicht im Therapieraum aufhalten. Dieser Grundsatz gilt selbst dann, wenn ein Aufenthalt zur Betreuung des Patienten wünschenswert wäre.

Die hochenergetische Photonenstrahlung wird im Beschleunigerkopf als Bremsstrahlung an einem Target erzeugt, welches mit einem hochenergetischen Elektronenstrahl beschossen wird. Diese intensive Bremsstrahlung verlässt den Beschleunigerkopf durch ein Blendensystem als Nutzstrahlung. Ein Teil der entstehenden Strahlung verlässt das Target nicht in Nutzstrahlrichtung und stellt Streustrahlung dar, welche im Beschleunigerkopf aus Gewichtsgründen nur zum Teil abgeschirmt werden kann. Eine vollständige Abschirmung würde sehr viel mehr abschirmendes Material benötigen. Diese Streustrahlung wird

auch als Gehäusedurchlassstrahlung bezeichnet, siehe z. B. [1] Bei der Ausblendung des Nutzstrahls auf den zu bestrahlenden Tumorbereich entsteht am Blendensystem ebenfalls Streustrahlung. Schlussendlich wird Streustrahlung überall dort erzeugt wo der Nutzstrahl auf Materie trifft.

Die vielen Quellen für Streustrahlung führen zu einem komplexen und intensiven Streustrahlungsfeld im gesamten Therapieraum. Durch die Energieverluste bei den Streuprozessen ist die Energie der Streustrahlung niedriger als die des Nutzstrahls. Gleichzeitig entstehen bei den Streuprozessen zusätzliche Elektronen im Streustrahlungsfeld. Aufgrund der hohen Nutzstrahlenergien (> 10 MeV) können durch Kernreaktionsprozesse auch Neutronen entstehen, welche ebenfalls zum Strahlungsfeld beitragen.

Die hier vorgestellten Messungen hatten die Untersuchung und Quantifizierung des Streustrahlungsfeldes an den medizinischen Beschleunigeranlagen der PTB zum Ziel. Bei den Beschleunigeranlagen handelt es sich um kommerzielle Linearbeschleuniger der Fa. Elekta vom Typ „Precise“, wie sie auch in der Klinik eingesetzt werden. Das ursprüngliche Ziel war messtechnischer Art, es ging für wissenschaftliche Experimente um die Bestimmung der Streustrahlung, die von einem Phantom im Strahl ausgeht, im Vergleich zur Streustrahlung, die auch ohne Phantom vorhanden ist. Die Messungen wurden dann etwas ausgeweitet, um auch die Positionen im Raum einzuschließen, an denen sich eine potentiell helfende Person aufhalten könnte, z. B. um einen Patienten während der Bestrahlung gut beobachten oder schnell erreichen zu können. Dies ist allerdings, wie bereits ausgeführt, aus Strahlenschutzgründen verboten. Die hier dargestellten orientierenden Messungen beziehen sich lediglich auf die Dosis durch den Photonenanteil des Strahlungsfeldes. Der bei höheren Nutzstrahlenergien zusätzlich auftretende Neutronenanteil, welcher auf Grund der höheren biologischen Wirksamkeit von Neutronen ebenfalls dosisrelevant sein kann, wird

* Dr. Hayo Zutz
Arbeitsgruppe „Photonendosimetrie“,
E-Mail: hayo.zutz@ptb.de

nicht betrachtet. Die Messung der Dosis durch die Neutronen ist aufgrund der unbekanntenen Energieverteilung technisch kompliziert und führt damit zu großen Unsicherheiten. Es existieren aber Rechnungen und Messungen von anderen Gruppen, siehe z. B. [2].

Messgeräte

Die Messungen wurden mittels Sekundärnormal-Ionisationskammern und spezieller in der PTB entwickelter Messtechnik durchgeführt, siehe Bild 1 und Beitrag: „Dosimetrie mit Ionisationskammern in der externen Strahlentherapie“. Ionisationskammern wurden gewählt, um die bekannten Probleme der weit verbreiteten und leicht einsetzbaren elektronischen Dosimeter zu umgehen. Elektronische Dosimeter, welche auf der Zählung von Detektorimpulsen basieren, können in den Felder der Beschleuniger, die gepulste Strahlung erzeugen, teilweise falsch messen [3], siehe auch Beitrag: „Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung“.

Eine Besonderheit einer Sekundärnormal-Ionisationskammer ist die geringe Abhängigkeit des Ansprechvermögens von der Photonen-Energie. Dies ist für die Vermessung des Streustrahlungsfeldes von besonderer Bedeutung, da hier Photonen mit unbekannter Energieverteilung, d. h. unbekanntem Spektrum, auftreten. Die verwendeten Ionisationskammern sind alle rückführbar auf die Primärnormale der PTB kalibriert.

Für die Messung der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ wurde eine $H^*(10)$ -Sekundärnormal-Ionisationskammer mit 1 l Volumen ($H^*(10)$ -Kammer), siehe Bild 1, und zur Messung der Tiefen-Personendosis eine $H_p(10)$ -Sekundärnormal-Ionisationskammer ($H_p(10)$ -Kammer) verwendet, siehe Bild 2. Zusätzlich wurde ein Personendosimeter verwendet, welches seine gerelle Eignung für Messungen in gepulsten Strahlungsfeldern in anderen Versuchen gezeigt hat, das DIS-1 Dosimeter, basierend auf dem Direct-Ion-Storage Prinzip [4]. Es hat einen Nennge-

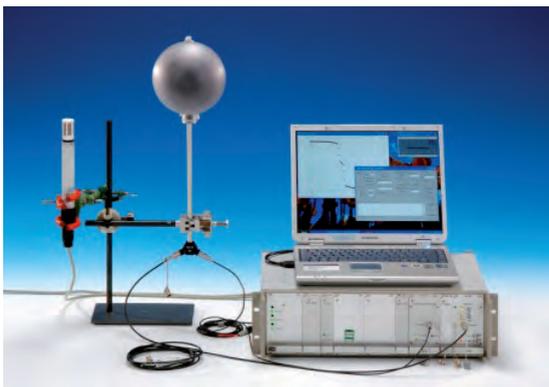


Bild 1: $H^*(10)$ Sekundärnormal-Ionisationskammer mit Messstand

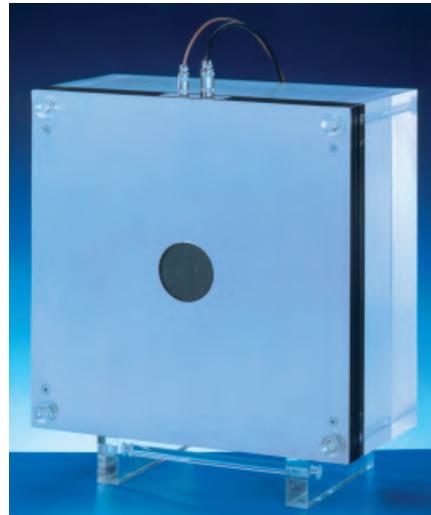


Bild 2: $H_p(10)$ Sekundärnormal-Kammer

brauchsbereich der Photonenenergie von 10 keV bis 7 MeV. Dieses Personendosimeter wurde für die Messungen auf einem Phantom platziert. Hier handelt es sich um ein elektronisches Personendosimeter, welches aber nicht auf einem zählenden Messprinzip beruht, vergleiche Beitrag: „Elektronische Dosimeter für gepulste Strahlung“.

Messungen bei ausgeblendetem Nutzstrahl

Zur Untersuchung des Streustrahlungsfeldes wurde im ersten Schritt der Nutzstrahl mit dem Blendensystem so weit wie möglich ausgeblendet. Das Blendensystem besteht aus zwei Komponenten: Dem Multi-Leaf-Kollimator (MLC), welcher aus einzelnen Lamellen besteht und so einen nahezu beliebig geformten Nutzstrahl ermöglicht, sowie aus einem Paar Blenden, die ein rechteckiges Feld erzeugen. Die maximale Nutzstrahlausblendung wurde erreicht, indem sowohl der MLC als auch das Blendenpaar auf das jeweils kleinstmögliche Feld einstellt wurden. Aus technischen Gründen verbleibt bei beiden Blendensystemen ein kleiner Restspalt. Diese beiden Restspalte wurden so positioniert, dass sie nicht überlappen, also der Restspalt des MLC vom Blendenpaar verdeckt wird.

Trotz Abschirmung durch die Blenden verbleibt ein Strahlenfeld, welches mit Photonen-empfindlichen Flächendetektoren (Speicherfolien) sichtbar gemacht wurde. Ein Flächendetektor wurde dazu direkt vor das Strahlaustrittsfenster des Beschleunigers positioniert. Das Resultat ist in Bild 3 dargestellt. Es sind deutlich die beiden verbleibenden Öffnungen sowie die Lamellenstruktur des MLC erkennbar.

Die Ergebnisse der ersten Messreihe sind in Bild 4 zusammengefasst. Die $H^*(10)$ -Kammer war so positioniert, dass ihr Mittelpunkt höhengleich zum Iso-Zentrum war. Das Iso-Zentrum ist der

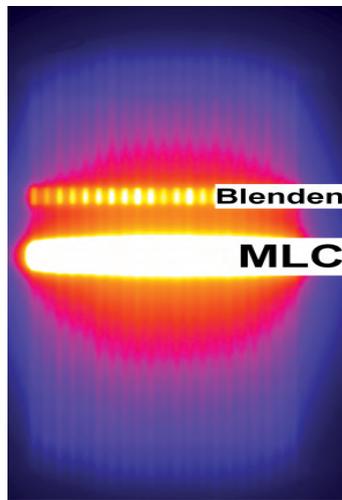


Bild 3: Speicherfolien-Abbildung des Strahlaustrittsfensters des Beschleunigers bei maximal geschlossenem MLC und Blendensystem.

Referenzpunkt der Beschleunigeranlage, an dem die eingestellten Feldgrößen definiert sind und um den die Anlage bei Drehung des Beschleunigerkopfes oder der Gantry rotiert. Der Messpunkt bei „0 m“ hat einen seitlichen Abstand von 1 m vom Iso-Zentrum, damit sich die Kammer sicher außerhalb des maximal ausgeblendeten Nutzstrahls befindet.

Es ist erkennbar, dass die gemessene Dosisleistung mit dem Abstand vom Iso-Zentrum und vom Beschleunigerkopf abnimmt. Bei punktförmigen Strahlungsquellen nimmt die Dosisleistung mit dem Quadrat des Abstands r ab, ist also proportional zu $1/r^2$. Bei den vorliegenden Messungen gibt es keinen Punkt im Bestrahlungsraum, für den diese Abhängigkeit gilt. Es gibt folglich keine ein-

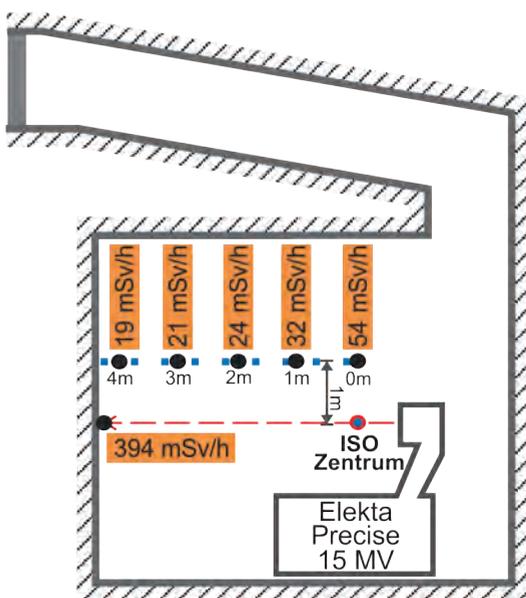


Bild 4: Zeitlich gemittelte Dosisleistung bei maximaler Pulsfrequenz von 196 Hz entlang einer Achse parallel zum Nutzstrahl bei geschlossenem Blendensystem.

zelne Punktquelle als Hauptursache für die Streustrahlung, vielmehr handelt es sich um mehrere, ausgedehnte Quellen. Insbesondere sind das Target sowie das Blenden- und Strahlführungssystem als Quellen der Streustrahlung denkbar.

Messungen bei vorhandenem Nutzstrahl

Zur Beurteilung der Verhältnisse im Bestrahlungsraum wurden im zweiten Schritt Messungen bei geöffnetem Blendensystem und $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ Feldgröße sowohl mit der $H^*(10)$ -Kammer als auch mit der $H_p(10)$ -Kammer und dem DIS-1 Dosimeter auf einem Phantom durchgeführt. Zusätzlich befand sich ein Wasserphantom im Iso-Zentrum, welches einen Patient simuliert und eine zusätzliche Quelle von Streustrahlung darstellt. Alleine das Vorhandensein dieses Phantoms während der Bestrahlung verdoppelt die gemessene Dosisleistung an den Messorten.

Die Ergebnisse der Messungen der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ sind in Bild 5 zusammengefasst. Dargestellt ist jeweils die gemessene Dosis an den jeweiligen Punkten mit Orientierung der Dosimeter zum Iso-Zentrum, bezogen auf die bei einer Bestrahlungs-Fraktion applizierte Dosis von 2 Gy. Die applizierte Dosis wird in Gray (Gy) gemessen und liegt bei einer Patienten-Bestrahlung üblicherweise bei 2 Gy je Fraktion. In der Regel sind mehrere Fraktionen je Tumorbehandlung notwendig, so dass sich die Therapie über mehrere Wochen erstreckt wenn eine Fraktion pro Tag durchgeführt wird. Die mit dem DIS-1 Dosimeter gemessenen Werte stimmen an den jeweiligen

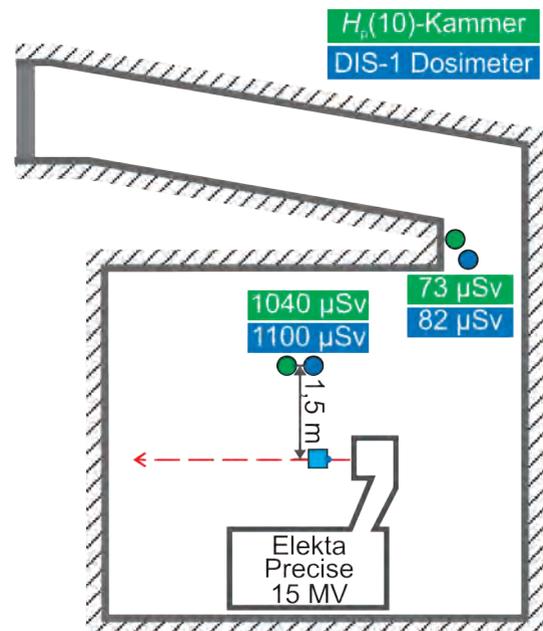


Bild 5: Messpunkte im Bestrahlungsraum mit Angabe der Tiefen-Personendosis bei einer applizierten Dosis von 2 Gy im Nutzstrahl im Phantom, d. h., bei einer Bestrahlungsfraction.

Positionen innerhalb der bekannten Messunsicherheiten, siehe Beitrag „Amtliche Personendosimetrie für Medizin-Personal“, gut mit den Messdaten der $H_p(10)$ -Kammer überein. Zusätzlich gibt es eine gute Übereinstimmung der Messungen der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ mit den Erwartungen aus den Messungen der Orts-Dosis(leistung) $H^*(10)$ [5].

Zur Einschätzung der gemessenen Dosiswerte insbesondere in der Nähe des Wasserphantoms kann man diese mit den gesetzlichen Grenzwerten vergleichen: Die zulässige Exposition liegt bei 1 mSv pro Jahr für die Bevölkerung bzw. bei 20 mSv pro Jahr für beruflich strahlenexponierte Personen z. B. die MTA-R. Diese Werte können hier leicht erreicht oder überschritten werden. Insbesondere in der Nähe des Patienten wird der Grenzwert für die Bevölkerung schon bei einer einzigen Bestrahlungsfraction mit 2 Gy erreicht. Diese Grenzwertüberlegungen gelten allerdings nicht für den Patienten, hier erfolgt die Risikoabwägung durch den Arzt, der die rechtfertigende Indikation feststellt.

Literatur:

- [1] *Lonski P. et al.*; Assessment of leakage doses around the treatment heads of different linear accelerators. *Radiat. Prot. Dosim.* **152**, 304–312 (2012)
- [2] *Howell R. M. et al.*; Secondary neutron spectra from modern Varian, Siemens, and Elekta linacs with multileaf collimators. *Med. Phys.* **36** (9), 4027–4038 (2009)
- [3] *Ankerhold, U., Hupe, O. and Ambrosi, P.*; Deficiencies of active electronic radiation protection dosimeters in pulsed fields. *Radiat. Prot. Dosim.* **135**, 149–153 (2009)
- [4] *Zutz, H. and Hupe, O.*; Recent results of irradiations of DIS-1 dosimeters with an XR200 X-ray flash unit. *Radiat. Prot. Dosim.* **154**, 401–404 (2013)
- [5] *Zutz, H. and Hupe, O.*; Ambient dose and dose rate measurements around an Elektra Precise accelerator for radiation therapy. in Vorbereitung *Radiat. Prot. Dosim.* (2013)

ATEMBERAUBEND.

PI | **micos**

Ultrapräzise Positioniersysteme
für den Einsatz in Vakuum und Tieftemperatur.

MOTION CONTROL
www.pimicos.com

Strahlenwirkung

Hans Rabus*

Die Wirkung ionisierender Strahlung auf den menschlichen Organismus ist von grundlegender Bedeutung für den Strahlenschutz und die Strahlentherapie, wobei in beiden Bereichen das Krebsrisiko als Folge der Strahlenschädigung im gesunden Gewebe eine Rolle spielt, in der Strahlentherapie natürlich neben der erwünschten Abtötung des Krebsgewebes.

Der Zusammenhang zwischen gesundheitlichen Risiko und absorbierter Energiedosis ist dabei von der Strahlenqualität (Teilchenart und deren Energiespektrum) abhängig und wird derzeit mit so genannten Strahlungswichtungsfaktoren berücksichtigt [1]. Photonen wird dabei unabhängig von der Energie der Wert 1 zugewiesen, der jedoch bekanntermaßen für den „weichen“ Röntgenbereich unzutreffend ist [2]. Darüber hinaus ist insbesondere im niedrigen Dosisbereich unterhalb von 50 mSv die Abschätzung des Gesundheitsrisikos mit großen Unsicherheiten behaftet [3]. In der „Strategic Research Agenda“ der langfristig angelegten Multidisciplinary European Low-Dose Initiative (MELODI) wird deshalb der Erforschung von Niedrigdosis-Effekten und der (physikalischen und biologischen) Grundlagen der Strahlenwirkung mit Bezug zur Strahlenqualität eine Schlüsselrolle für die Reduktion der Unsicherheiten der Risikoabschätzung zugeschrieben [4].

Die unterschiedliche Wirksamkeit verschiedener Strahlenqualitäten spielt auch in der Strahlentherapie eine Rolle, vor allem wenn dabei dicht ionisierende Strahlung zum Einsatz kommt, wie beispielsweise in der Radionuklidtherapie mit Alpha- oder Auger-Emittern und in der so genannten Partikeltherapie mit Protonenstrahlen oder leichten Ionen [5]. Darüber hinaus deutet sich aber auch in der konventionellen Strahlentherapie an, dass das herkömmliche Konzept der absorbierten Energiedosis bei heterogener Strahlenexposition als alleinige Messgröße zur Quantifizierung der Strahlenexposition nicht ausreicht [6]. Die in der Vision 2020 der European Society for Therapeutic Radiation and Oncology (ESTRO) angestrebte personalisierte Strahlentherapie [7] erfordert deshalb auch die Entwicklung metrologischer Verfahren für die Strahlenwirkung.

Die Grundsteine hierfür werden derzeit unter anderem in den beiden im Rahmen des Europäischen Metrologieforschungsprogramms (EMRP) geförderten Verbundprojekten BioQuART (Bio-

logically weighted quantities for radiotherapy) [8] und MetroMRT (Metrology for molecular radiotherapy) gelegt [9]. Ausgangspunkte hierfür sind die Entwicklung von Verfahren zum einen zur Messung der physikalischen Eigenschaften der Teilchenspursstruktur dicht ionisierender Strahlung (siehe Artikel von G. Hilgers) und zum anderen für die numerische Simulation der Teilchenspursstruktur und deren Wirkung auf das Erbgut in biologischen Zellen (siehe Artikel von M. Bug und H. Nettelbeck). Letztere werden ermöglicht durch Messungen der Wechselwirkungsquerschnitte für die Ionisierung und Fragmentierung von Bausteinen der DNS (siehe Artikel von A. Arndt und W. Y. Baek), während die damit angestrebte Vorhersagbarkeit der biologischen Wirksamkeit auf strahlenbiologische Untersuchungen beruht, die am Mikro-Ionenstrahl der PTB gewonnen werden (siehe Artikel von U. Giesen).

Literatur:

- [1] J. Valentin (Hrsg.): Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (wR), ICRP Publication **92** (2003), 1–117.
- [2] M. A. Hill: The variation in biological effectiveness of x-rays and gamma rays with energy, *Radiat. Prot. Dosim.* **112** (2004), 471–481.
- [3] High Level and Expert Group HLEG: Report of High Level and Expert Group on European Low Dose Risk Research, <http://www.hleg.de/fr.pdf>, (2009) 1–32.
- [4] D. Auerbeck: MELODI – Multidisciplinary European Low Dose Initiative, 3rd Draft of Strategic Research Agenda, <http://www.melodi-online.eu/doc/SRA3.pdf>, (2012) 1–44.
- [5] A. Wambersie *et al.*: Isoeffective dose: a concept for biological weighting of absorbed dose in proton and heavier-ion therapies, *Radiat Prot Dosimetry*. **143** (2011), 481–486.
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements: ICRU Report 86: Quantification and Reporting of Low-Dose and other Heterogeneous Exposures, *Journal of the ICRU* **11** (2011), 1–77.
- [7] Vincenzo Valentini, Jean Bourhis, Donal Hollywood: ESTRO 2012 Strategy Meeting: Vision for Radiation Oncology, Radiotherapy and Oncology **103** (2012) 99–102.
- [8] <http://www.ptb.de/emrp/bioquart.html>
- [9] <http://projects.npl.co.uk/metromrt/>

* Dr. Hans Rabus, Leiter des PTB-Fachbereichs „Grundlagen der Dosimetrie“, E-Mail: hans.rabus@ptb.de

Strahlenwirkung auf Biomoleküle

Alexander Arndt*, Woon Yong Baek**

Die Untersuchungen bezüglich subzellulärer Radiosensitivität mit Hilfe des Mikro-Ionenstrahls und der gezielten Anlagerung von Radionukliden an verschiedenen Stellen der Zelle weisen darauf hin, dass DNS das kritische Target für die Strahlenschäden in biologischen Systemen darstellt. Ein großer Teil der strahleninduzierten mutagenen und letalen Effekte kann auf die strukturellen und chemischen Veränderungen der DNS wie beispielsweise Doppelstrangbrüche und Fragmentierung von Basen zurückgeführt werden.

Verschiedene physikalische Prozesse tragen zu diesen Veränderungen bei. Zum einen kann die primäre ionisierende Strahlung durch eine direkte Anregung oder Ionisation entlang ihrer Trajektorie Brüche molekularer Bindungen in DNS-Bausteinen herbeiführen. Der größere Teil der Strahlenschäden, etwa 2/3, entsteht jedoch durch die nachfolgenden Prozesse, die von den bei der Wechselwirkung der Primärstrahlung sowohl mit der DNS als auch mit dem umgebenden Medium erzeugten Sekundärteilchen wie Elektronen, Fragmentionen und reaktiven Radikalen ausgelöst werden. Die Fragmentionen und Radikale tragen durch chemische Prozesse zur Modifikation der DNS bei, während Sekundärelektronen durch weitere Anregung, Ionisation oder dissoziative

Anlagerung die molekularen Bindungen der DNS aufbrechen können. Auf Grund der geringen Reichweite der Sekundärteilchen von nur einigen Nanometern führen diese Folgeprozesse häufig zu irreparablen Clusterschäden in der DNS.

Mit den derzeit zur Verfügung stehenden Messmethoden ist eine experimentelle Untersuchung der primären physikalischen Prozesse im Bereich der DNS nur schwer durchführbar. Deshalb werden zur Abschätzung der strahleninduzierten Schäden in den meisten Fällen Monte-Carlo-Simulationen verwendet. Während das numerische Verfahren der Monte-Carlo-Simulationen inzwischen nahezu ausgereift ist, herrscht gegenwärtig eine große Lücke in den Datensätzen für die Wechselwirkungsquerschnitte zwischen ionisierender Strahlung und den die DNS aufbauenden Molekülen.

In diesem Zusammenhang kommt den Elektronenstreuquerschnitten der DNS-Bausteine eine zentrale Bedeutung zu. Elektronen werden in großer Anzahl als Sekundärteilchen beim Durchgang jeder Art von ionisierender Strahlung in Gewebe freigesetzt und sind für den wesentlichen Teil der für die relative biologische Wirksamkeit maßgebende Spurstruktur im Submikrometer-Bereich ausschlaggebend. Die neuesten Studien

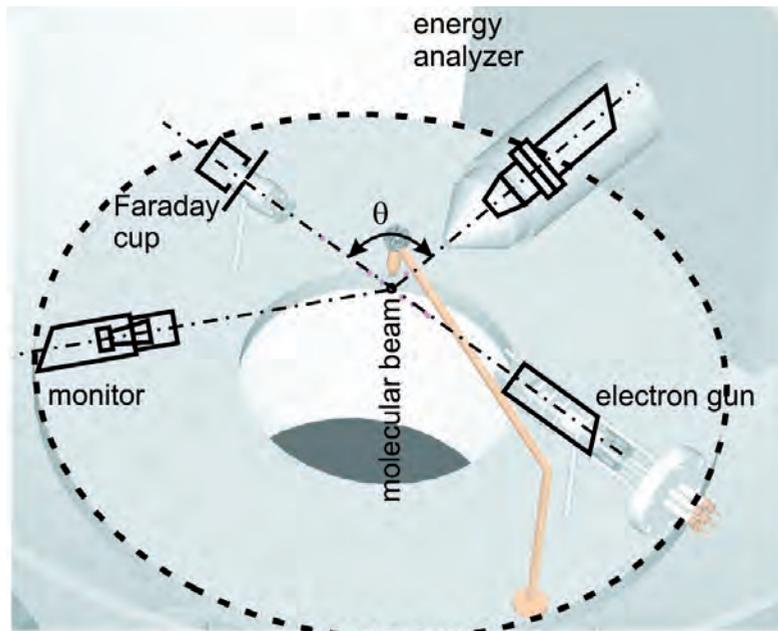


Bild 1. Schematische Darstellung der Crossed-Beam-Anordnung in der Streuebene. Der effusive Molekularstrahl, der sich in die Zeichenebene hinein bewegt, wird in der Streuebene vom Elektronenstrahl gekreuzt. Die gestreuten Elektronen werden mit Hilfe eines 180°-hemisphärischen Deflektors nach ihrer Energie analysiert. Die Einstellung des Streuwinkels erfolgt durch die Drehung der Elektronenkanone relativ zum Energieanalysator. Der Monitor und Faradaycup dienen zur Überwachung der Flussdichte des Molekularstrahls und des Elektronenstroms.

* Alexander Arndt, PTB-Arbeitsgruppe „Elektronenwirkungsquerschnitte von DNS-Bausteinen“, E-Mail: alexander.arndt@ptb.de

** Dr. Woon Yong Baek, Leiter der PTB-Arbeitsgruppe „Elektronenwirkungsquerschnitte von DNS-Bausteinen“, E-Mail: woonyong.baek@ptb.de

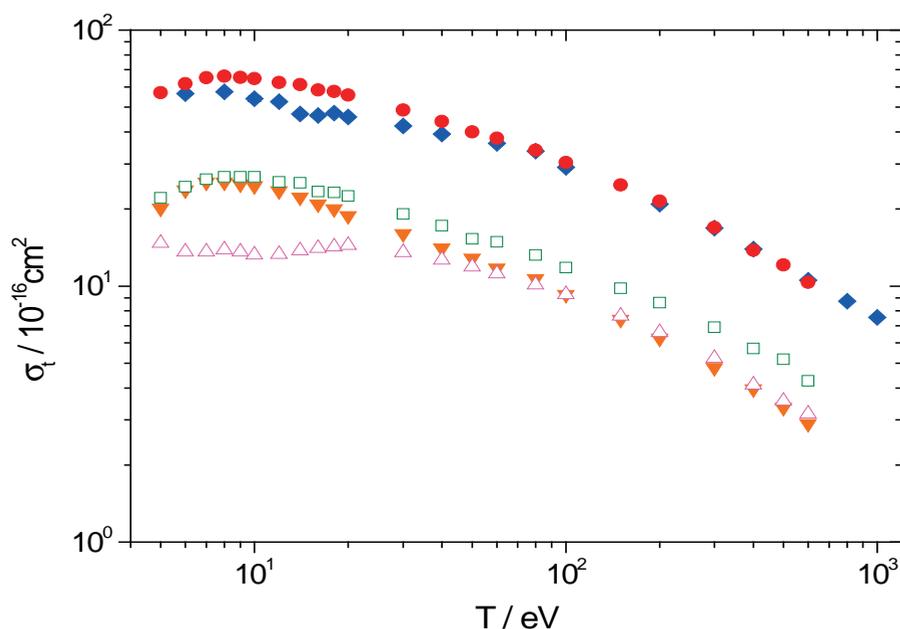


Bild 2. Totale Elektronenstreuquerschnitte σ_t von Tetrahydrofuran in Abhängigkeit von der Elektronenenergie T: (♦) Messergebnisse [8], (●) mit Hilfe der Additivitätsregel berechnete semiempirische Werte, (□) σ_t von C_2H_4 [1–2], (▼) σ_t von CH_4 [3], (Δ) σ_t von CO [4–6]

zeigen außerdem, dass selbst Elektronen mit einer verschwindend geringen kinetischen Energie durch dissoziative Anlagerung zu Strangbrüchen in der DNS führen können. Neben den Elektronenstreuquerschnitten der DNS-Bausteine sind die Querschnitte für die Erzeugung von Fragmentationen nach dem Elektronen- oder Ionenstoß vom Interesse. Diese Fragmentierungsquerschnitte können nicht nur Aufschlüsse über die Reaktionskanäle, die zum Bruch der Bindungen führen, ermöglichen sondern auch liefern Informationen über die Massen- und Ladungsverteilung der Fragmentationen, die durch die oben beschriebenen chemischen Folgeprozesse zur weiteren Modifikation der DNS-Struktur beitragen können.

Angesichts der mangelnden Datenlage wurden in der Arbeitsgruppe „Elektronenwirkungsquerschnitte von DNS-Bausteinen“ Experimente aufgebaut, mit denen die totalen, einfach differentiellen elastischen und doppelt differentiellen inelastischen Elektronenstreuquerschnitte für Primärenergien von 20 eV bis 1 keV gemessen werden können. Der messbare Streuwinkelbereich liegt zwischen 5° und 135° . Das Energiespektrum der Sekundärelektronen bzw. der gestreuten Primärelektronen kann bis hinunter zu 3 eV gemessen werden. Die Bestimmung des totalen Elektronenstreuquerschnitts erfolgt an Hand eines linearen Transmissionsexperimentes und basiert auf dem Beerschen Abschwächungsgesetz. Die differentiellen

elastischen und inelastischen Elektronenstreuquerschnitte werden, wie in Bild 1 schematisch dargestellt, mit einer Crossed-beam-Anordnung gemessen, bei der der Streuwinkel durch die Drehung der Elektronenquelle relativ zum Elektronenenergieanalysator eingestellt wird. Darüber hinaus wurde ein mobiler Messstand entwickelt, der die experimentelle Bestimmung der Fragmentierungsquerschnitte von DNS-Bausteinen nach der Wechselwirkung mit Elektronen und Ionen ermöglicht.

Als ein Beispiel zeigt Bild 2 die totalen Elektronenstreuquerschnitte σ_t von Tetrahydrofuran (C_4H_8O), das eine ähnliche molekulare Struktur wie Desoxyribose besitzt und daher als dessen Modellmolekül benutzt wird. Zum Vergleich sind die Daten, die mit Hilfe der Additivitätsregel semiempirisch aus den totalen Elektronenstreuquerschnitten von C_2H_4 [1–2], CH_4 [3] und CO [4–6] berechnet wurden, dargestellt. Die gute Übereinstimmung zwischen den experimentellen und semiempirischen Werten weist daraufhin, dass die totalen Elektronenstreuquerschnitte von komplexen Biomolekülen für Elektronenenergien oberhalb von etwa 20 eV gut durch die Summe der totalen Elektronenstreuquerschnitte der einzelnen Atome oder funktionalen Gruppen angenähert werden können. Offenbar spielt die kohärente Streuung, die bei einer mit der molekularen Bindungslänge vergleichbaren deBroglie-Wellenlänge der einfallenden Elektronen einsetzt, nur eine untergeordnete Rolle für die totalen Streuquerschnitte.

In Bild 3 sind die experimentellen differentiellen elastischen Elektronenstreuquerschnitte $d\sigma_{el}/d\Omega$ von Tetrahydrofuran für 80 eV-Elektronen im

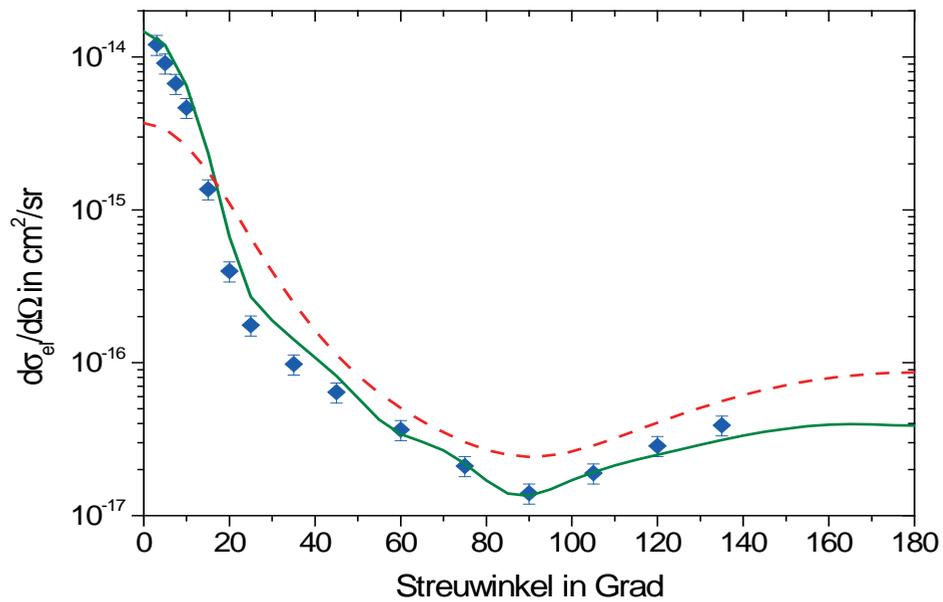


Bild 3. Differentielle elastische Elektronenstreuquerschnitte $d\sigma_{el}/d\Omega$ von Tetrahydrofuran für 80 eV-Elektronen als Funktion des Streuwinkels: (♦) Messergebnisse, (–) mit Hilfe des Modified-Independent-Atom-Modells [7] berechnete theoretische Werte, (---) Summe der differentiellen elastischen Elektronenstreuquerschnitte der einzelnen Atome des Moleküls.

Vergleich zu den theoretischen Werten, die mit Hilfe des Modified-Independent-Atom-Modells [7] berechnet wurden und die Beiträge der kohärenten und mehrfachen Streuung innerhalb des Moleküls beinhalten, dargestellt. Die gestrichelte Kurve repräsentiert die Summe der differentiellen elastischen Streuquerschnitte der einzelnen Atome. Die signifikante Abweichung zwischen den beiden Kurven zeigt, dass die Anwendung der Additivitätsregel im Falle der differentiellen Elektronenstreuquerschnitte mit einer großen Unsicherheit behaftet ist. Da derzeit keine theoretische Methode existiert, welche die differentiellen Elektronenstreuquerschnitte hinreichend genau vorhersagen kann, ist die experimentelle Bestimmung unumgänglich.

Für das Verständnis von strahleninduzierten Schäden in der DNS sind neben der direkten Wechselwirkung von primären ionisierenden Teilchen oder ihren Sekundärelektronen mit den Bestandteilen des DNS-Moleküls auch Informationen über die auf die Ionisierung folgenden molekularen Fragmentierungsprozesse wichtig, die z. B. Aufschluss über die an der Aufspaltung beteiligten Reaktionskanäle geben. Obwohl in der Literatur bereits sehr viele Experimente zur Bestimmung der Massenverteilung von Fragmenten beschrieben worden sind, wurden bisher nur

wenige Datensätze für die absoluten Querschnitte für die Fragmentierung von Biomolekülen nach Elektronen- bzw. Ionenstoß veröffentlicht. Deshalb wurde eine Apparatur mit dem Ziel aufgebaut, diese Datensätze für die DNS-Bausteine möglichst genau zu bestimmen.

Der Messstand zur Bestimmung der Fragmentierungsquerschnitte besteht aus drei Komponenten. Die erste Komponente dient der Probenpräparation. Dabei wird das Probenmaterial durch eine Öffnung von 30 µm aus einem Überdruckreservoir (ca. 1 bis 8 bar) in eine Grobvakuumumgebung (10⁻³ mbar) expandiert. Aus dieser Konfiguration resultiert eine Überschallexpansion. Im Zentrum des sich ausbildenden Expansionsvolumens liegen die zu untersuchenden Moleküle nun nahezu wechselwirkungsfrei vor und bewegen sich entlang der Expansionsrichtung geradlinig gleichförmig weiter. Da die meisten biomolekularen Substanzen in festem oder flüssigem Aggregatzustand bei Raumtemperatur vorliegen, wurde das Überdruckreservoir mit leistungsstarken Heizelementen ausgerüstet. Der Temperaturbereich, welchen das Reservoir abdecken kann ist bauartbedingt auf 200 °C begrenzt. Somit ist die Verwendung dieser Präparation auf Stoffe limitiert, welche bei gegebenem Betriebsdruck eine Verdunstungs- bzw. Siedetemperatur von unter 200 °C aufweisen. Auf diese Weise kann nun ein Molekularstrahl aus Biomolekülen erzeugt werden

Im Anschluss an die Präparationseinrichtung folgt die zweite Komponente. Diese beherbergt die eigentliche Wechselwirkungszone. Der zuvor präparierte Molekularstrahl kreuzt in der Wechselwirkungszone einen zweiten Strahl aus ionisierender Strahlung. Die Wahl der Strahlenquelle

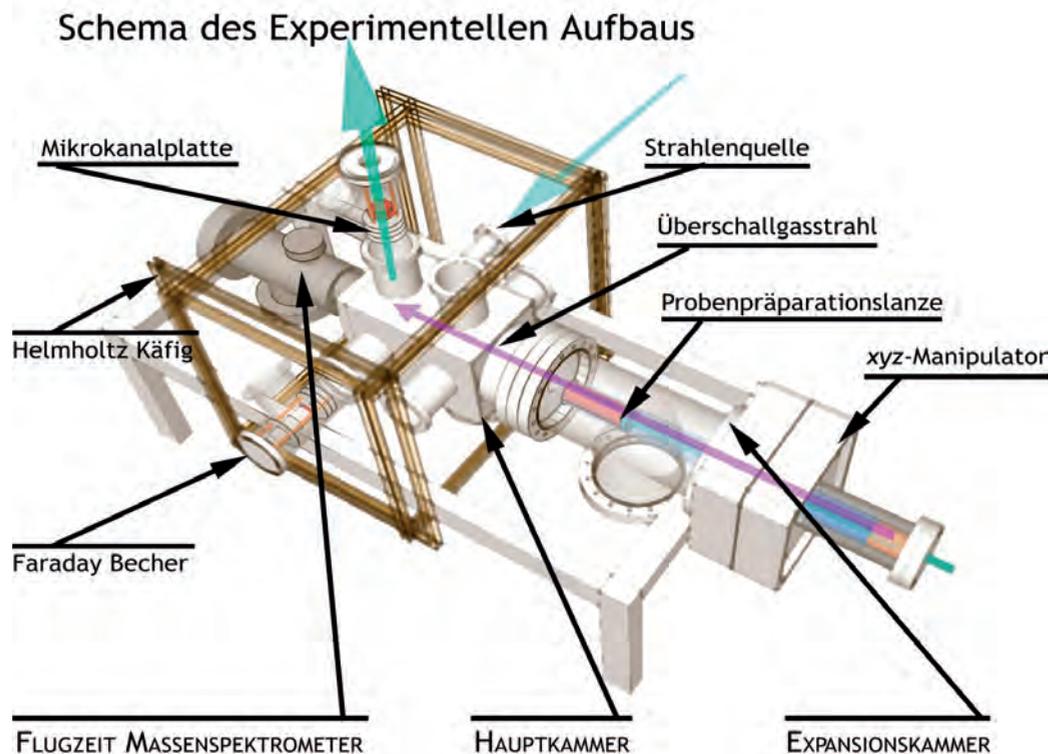


Bild 4. Schematischer Aufbau zur Messung der Fragmentierungsquerschnitte. Die Bewegungsrichtung des Molekularstrahls ist durch den violetten Pfeil symbolisiert, mögliche Strahlrichtungen der ionisierenden Strahlung sind durch grüne Pfeile gekennzeichnet. Die wichtigsten Baugruppen zur Erzeugung des Molekularstrahls sowie zum Nachweis der verwendeten ionisierenden Strahlung sind durch schwarze Pfeile gekennzeichnet.

ist allein durch die Kompatibilität der Anschlussflansche limitiert. Zu diesem Zeitpunkt findet eine fokussierende Elektronenquelle mit Energiebereich zwischen 5 eV und 2000 eV Verwendung.

Durch die Wechselwirkung von ionisierender Strahlung und Biomolekülen kommt es zur Ionisation und Fragmentierung der Moleküle. Durch Verwendung gepulster Quellen ionisierender Strahlung wird die Verwendung eines Flugzeitspektrometers zur Detektion der Fragmente möglich. Das genutzte Flugzeitspektrometer ist in der Lage, bis zu 10 μ s nach dem Zeitpunkt der Wechselwirkung, zeitabhängige Fragmentierungsmuster aufzuzeichnen. Derartige Messungen der Dynamik in der Wechselwirkungszone liefern so die Grundlage zur Bestimmung absoluter Fragmentierungsquerschnitte.

Literatur

- [1] O. Sueoka and S. Mori: Total cross sections for low and intermediate energy positrons and electrons colliding with CH_4 , C_2H_4 and C_2H_6 molecules, J. Phys. B: At. Mol. Phys. **19** (1986), 4035–4050
- [2] P. Wickramarachchi, P. Palihawadana, G. Villela and W. M. Ariyasinghe: Electron scattering from alkenes in the energy range 200–4500 eV, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B **267** (2009), 3391–3394
- [3] B. Grosswendt and W. Y. Baek: Basic physical data in organic gases, L.N.L.-I.N.F.N. (REP) **161** (2000), 5–26
- [4] I. Kanik, J. C. Nickel and S. Trajmar: Total electron scattering cross section measurements for Kr, O_2 and CO, J. Phys. B: At. Mol. Phys. **25** (1992), 2189–2196
- [5] Ch. K. Kwan, Y.-F. Hsieh, W. E. Kauppila, S. J. Smith, T. S. Stein and M. N. Uddin: e^\pm -CO and e^\pm - CO_2 total cross-section measurements, Phys. Rev. A **27** (1983), 1328–1336
- [6] G. Garcia, C. Aragon and J. Campos: Total cross sections for electron scattering from CO in the energy range 380–5200 eV, Phys. Rev. A **42** (1990), 4400–4402
- [7] S. Hayashi and K. Kuchitsu: Elastic Scattering of Electrons by Molecules at Intermediate Energies. I. General Theory, J. Phys. Soc. Japan **41** (1976), 1724–1732
- [8] W. Y. Baek, M. Bug, H. Rabus, E. Gargioni, and B. Grosswendt: Differential elastic and total electron scattering cross sections of tetrahydrofuran, Physical Review A **86** (2012) 032702, 1–15.

Simulation der Strahlenwirkung auf biologische Objekte

Marion Bug*, Heidi Nettelbeck**

Biologische Strahlenwirkung wird hauptsächlich durch Energiedepositionen in Folge von Wechselwirkungen der Strahlung mit DNS-Molekülen initiiert. Anschließende chemische und biologische Prozesse in der geschädigten Zelle können zu einer Mutation (Karzinogenese) oder zum programmierten Zelltod (Apoptose) führen.

Um eine Strahlenwirkung auf biologische Objekte abzuschätzen, wird zunächst die Spurstruktur der relevanten Strahlungsart in Abschnitten der DNS simuliert (Bild 1). Bei Spurstruktursimulationen kommen Monte-Carlo-Verfahren zum Einsatz, welche per se die stochastische Natur der Wechselwirkungen von Strahlung mit Materie Schritt-für-Schritt nachbilden und eine numerische Lösung komplizierter Teilchentransportprobleme ermöglichen. Ein Teilchentransport in mikroskopischen Volumina, z. B. ein Abschnitt der DNS mit einer Größe von wenigen Nanometern, wird durch die Simulation jeder einzelnen Wechselwirkung ermöglicht.

Aus einer Spurstruktursimulation können nanodosimetrische Größen (z. B. die Ionisationsclustergröße, siehe Beitrag „Messung der Spurstruktur ionisierender Strahlung“) bestimmt werden, welche die initiale Strahlenschädigung in Moleküldimensionen charakterisieren [1]. Hierbei ist eine genaue Simulation der Spurstruktur von Sekundärelektronen besonders wichtig, weil diese

beim Durchgang ionisierender Strahlung durch Materie in großer Anzahl erzeugt werden. Für die Simulation werden sogenannte Wechselwirkungsquerschnitte benötigt, welche die Wahrscheinlichkeit für eine spezifische Wechselwirkung des einfallenden Teilchens mit den gebundenen Elektronen der DNS-Moleküle beschreibt. In der Regel werden Wirkungsquerschnitte der DNS durch die von Wasser ersetzt, da bisher noch kein vollständiger Datensatz für die molekularen Bausteine der DNS oder auch nur für molekulare Modellsysteme dieser Bausteine existierte.

In der DNS kommen insgesamt sechs molekulare Bausteine vor: Zum einen sind dies der Zucker Desoxyribose und eine Phosphatgruppe, die in alternierender Abfolge in den Polymersträngen auftreten, die das „Rückgrat“ der DNS-Doppelhelix bilden. Die anderen Bausteine sind vier Nukleinbasen, die paarweise an gegenüberliegenden Zuckermolekülen gebunden und in nicht-periodischer Anordnung auftreten und so das Genom kodieren. Die „Paare“ bestehen dabei entweder aus den beiden Purinbasen Adenosin und Guanin oder den beiden Pyrimidinbasen Cytosin und Thymin. Für die Simulation der Strahlungswirkung auf die DNS können die genannten Grundbausteine Purin und Pyrimidin als Modellsystem für die jeweiligen Nukleinbasen betrachtet werden, ebenso wie sich das Molekül Tetrahydrofuran als Modellsystem für das Desoxyribosemolekül eignet.

Für die zwei DNS-Bestandteile Tetrahydrofuran (THF) und Pyrimidin (PY) wurden nun an der PTB gemessene Daten (siehe Beitrag „Strahlenwirkung auf Biomoleküle“) verwendet, wobei die differentiellen Wirkungsquerschnitte zuvor auf geeignete Weise inter- und extrapoliert (z. B. zu kleinen und großen Streuwinkeln) sowie numerisch integriert wurden. Die Wirkungsquerschnitte der Phosphatgruppe und der Purinbasen wurden unter Zuhilfenahme theoretischer Modelle abgeschätzt.

Der Transport eines Elektrons in der DNS wird folgendermaßen simuliert: Zunächst werden die benötigten Wirkungsquerschnitte in Wahrscheinlichkeitsverteilungen umgewandelt. In jedem der im Folgenden beschriebenen Simulationsschritte wird die gewünschte Größe durch eine Stichprobe

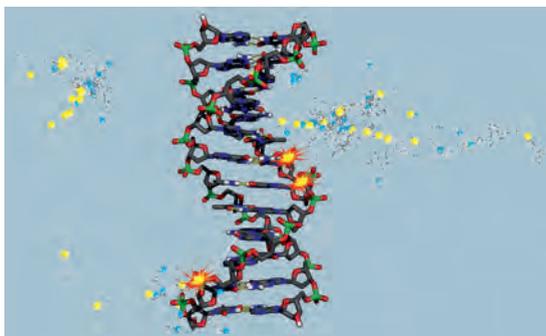


Bild 1 Simulierte Elektronenspur in Wasser und DNS. Punkte stellen einzelne Wechselwirkungsorte in Wasser dar und sind durch die Art der Prozesse gekennzeichnet (Ionisation: gelb, elektronische Anregung: blau, elastische Streuung, grau). Ionisationen an der DNS sind durch Blitze dargestellt.

* Marion Bug, PTB-Arbeitsgruppe „Biologische Wirksamkeit ionisierender Strahlung“, E-Mail: marion.bug@ptb.de

** Dr. Heidi Nettelbeck, Leiterin der PTB-Arbeitsgruppe „Biologische Wirksamkeit ionisierender Strahlung“, E-Mail: heidi.nettelbeck@ptb.de

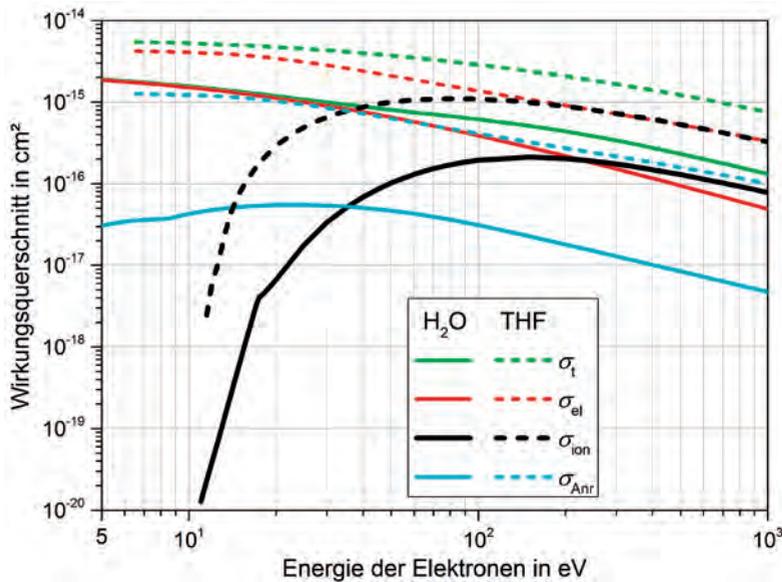


Bild 2 Wirkungsquerschnitte für die Wechselwirkung von Elektronen mit Wasser und THF: Totaler Wirkungsquerschnitt (σ_t) sowie Wirkungsquerschnitte für elastische Streuung (σ_{el}), Ionisation (σ_{ion}) und Anregung (σ_{Anr}).

(erzeugt durch einen geeigneten Zufallszahlengenerator) aus der entsprechenden Wahrscheinlichkeitsverteilung „gewürfelt“. Im ersten Simulationsschritt wird die Weglänge des Elektrons zum nächsten Wechselwirkungsort aus dem totalen Wirkungsquerschnitt eines Nukleotids (bestehend aus THF, Phosphatgruppe, einer Nukleinbase und in der DNS-Helix eingelagerten Wassermolekülen) und der Anzahldichte der Nukleotide in der DNS bestimmt. Letztere beträgt 20 Nukleotide in einem zylindrischen Volumen mit 2,3 nm Durchmesser und 3,4 nm Höhe. Anhand der totalen Wirkungsquerschnitte der einzelnen Moleküle wird dann ein bestimmtes DNS-Molekül für die Wechselwirkung ausgewählt. Der totale Wirkungsquerschnitt ist abhängig von der räumlichen Molekülgröße und der Elektronenanzahl im Molekül; somit hat die Elektronenwechselwirkung mit einem DNS-Molekül eine größere Wahrscheinlichkeit als beispielsweise mit Wasser (Bild 2).

Im nächsten Schritt wird die Art der Wechselwirkung für das ausgewählte Molekül anhand der totalen Wirkungsquerschnitte für elastische

Streuung, elektronische Anregung und Ionisation bestimmt. Im Fall einer elastischen Streuung am Molekül ändert das Elektron seine Richtung. Der entsprechende Streuwinkel wird durch den differentiellen elastischen Wirkungsquerschnitt definiert. Energiedepositionen im Molekül finden durch eine Anregung oder Ionisation statt. Im Fall einer Ionisation überträgt das einfallende Elektron zusätzlich Energie auf ein Sekundärelektron. Die Sekundärelektronenenergie, die deponierte Energie sowie die jeweiligen Streuwinkel werden aus den differentiellen Ionisierungsquerschnitten bestimmt. In der beschriebenen Weise wird jedes Elektron transportiert, bis es die Ionisierungsschwelle der DNS-Moleküle (9,6 eV) erreicht. In diesem Fall wird angenommen, dass es seine gesamte Restenergie am Wechselwirkungsort deponiert.

Aus einer Simulation der Spurstruktur für eine große Anzahl Elektronen erhält man die Verteilung der Ionisationsclustergrößen. Diese kann nun zur Abschätzung einer biologischen Strahlenwirkung verwendet werden. Um beispielsweise die

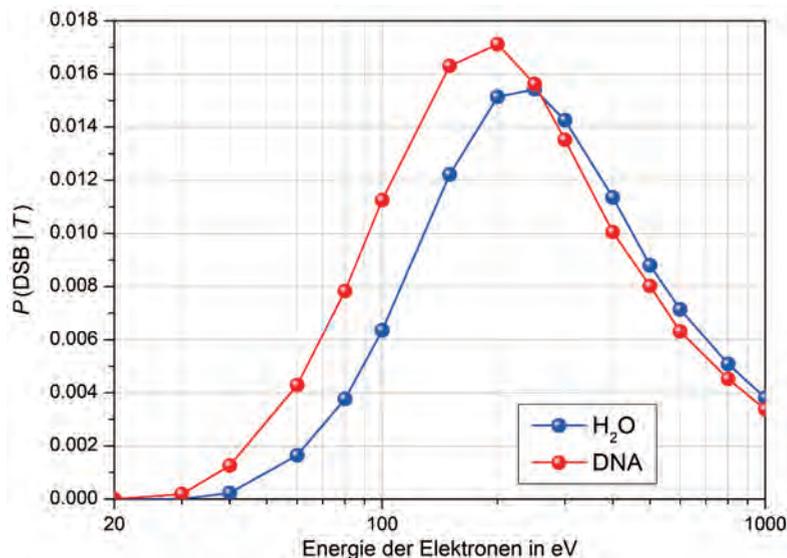


Bild 3 Doppelstrangbruchwahrscheinlichkeiten in Abhängigkeit der Elektronenenergie für Simulationen in Wasser und DNS.

Wahrscheinlichkeit für einen Doppelstrangbruch (DSB; d. h. gegenüberliegende Läsionen an beiden Strängen der DNS) zu bestimmen, wurde ein kombinatorisches Modell entwickelt [2]. Dieses Modell basiert auf der Annahme, dass die Umwandlung einer Ionisation in eine Läsion durch die Wahrscheinlichkeit p_c beschrieben wird. Die Wahrscheinlichkeit $p_c = 11,7\%$ wurde aus biologischen Experimenten ermittelt [2]. Die bedingte Wahrscheinlichkeit der Umwandlung einer Ionisationsclustergröße von ν in einen DSB ist somit

$$P(\text{DSB}|\nu) = 1 + (1 - p_c)^\nu - 2\left(1 - \frac{p_c}{2}\right)^\nu \quad (1)$$

Die Faltung von Gleichung 1 mit der Verteilung der Ionisationsclustergröße $P(\nu|T)$, die aus der Simulation von Elektronen mit Anfangsenergie T erhalten wurde, ergibt die Wahrscheinlichkeit für einen DSB:

$$P(\text{DSB}|T) = \sum_{\nu=2}^{\infty} P(\text{DSB}|\nu) P(\nu|T) \quad (2)$$

Bild 3 zeigt die Wahrscheinlichkeit von Elektronen bei Durchgang der DNS einen DSB zu erzeugen. In den Simulationen wurden hierfür entweder DNS-Moleküle oder reines Wasser als Medium gewählt. Die gute Übereinstimmung der DSB-Wahrscheinlichkeiten für Elektronen mit Energien oberhalb 250 eV deutet darauf hin, dass Wasser in diesem Energiebereich ein realistisches Modell für die DNS ist. Allerdings erhöht sich die maximale DSB-Wahrscheinlichkeit für Elektronen mit Energien um die 200 eV um bis zu 30 %, wenn Wirkungsquerschnitte von DNS-Molekülen anstatt derer für Wasser in den Simulationen verwendet werden. Für Elektronen mit einer Energie von 30 eV beträgt die DSB-Wahrscheinlichkeit in Wasser sogar nur noch 6 % gegenüber Simulationen in DNS-Medium.

Eine Simulation der Strahlenwirkung auf biologische Objekte wird durch die Bestimmung nanodosimetrischer Größen beim Durchgang ionisierender Strahlung durch die DNS erreicht. Bisherige Ergebnisse realistischer Simulationen der DNS, ermöglicht durch die Messung eines vollständigen Satzes an Wirkungsquerschnitten von DNS-Molekülen an der PTB, deuten auf eine Unterschätzung der Strahlenwirkung hin, wenn – wie allgemein üblich – Wasser als Modell der DNS verwendet wird [3].

Literatur

- [1] B. Grosswendt: Nanodosimetry, the metrological tool for connecting radiation physics with radiation biology, *Radiat. Prot. Dosim.* **122** (2006), 404–414
- [2] G. Garty, R. Schulte, S. Shchemelinin, C. Leloup, G. Assaf, A. Breskin, R. Chechik, V. Bashkirov, B. Grosswendt: A nanodosimetric model of radiation-induced clustered DNA damage yields, *Phys. Med. Biol.* **55** (2010), 761–781
- [3] M. U. Bug, W. Y. Baek, H. Rabus: Simulation of ionization clusters formed in nanometric volumes of the deoxyribose-substitute tetrahydrofuran, *International Journal of Radiation Biology* **88** (2012), 137–142

Messung der Spurstruktur ionisierender Strahlung

Gerhard Hilgers*

1. Einleitung

Für die biologischen und medizinischen Auswirkungen der Strahlenexposition spielt die stochastische Natur der Strahlungswechselwirkung insbesondere mit der DNS als dem Träger der genetischen Information eine entscheidende Rolle. Ziel des Arbeitsgebiets der Nanodosimetrie ist es, für die Konzepte zur Beschreibung der Strahlenwirkung eine metrologische Grundlage zu schaffen, die auf den physikalischen Charakteristika der mikroskopischen Struktur von Teilchenspuren ionisierender Strahlung beruht. Der Begriff Teilchenspursstruktur bezeichnet dabei die Abfolge der Wechselwirkungsorte eines primären Teilchens und aller seiner Sekundärteilchen unter Einbeziehung der Strahlungswirkung. Die Berücksichtigung der Teilchenspursstruktur ist insbesondere für Ionenstrahlen wichtig, bei denen aufgrund ihres hohen Ionisierungsvermögens die makroskopische Dosisverteilung im Wesentlichen längs der primären Teilchenbahn konzentriert ist.

2. Nanodosimetrische Messgrößen

In der Nanodosimetrie betrachtet man die Ionisationskomponente der Teilchenspursstruktur, die durch die relative Häufigkeitsverteilung der Ionisationsclustergröße charakterisiert ist. Als Ionisationsclustergröße bezeichnet man die Anzahl ν von Ionisationen, die in einem definierten (i. A. zylindrischen) Zielvolumen durch ein Primärteilchen und dessen Sekundärelektronen hervorgerufen werden. Ein Primärteilchen der Strahlenqualität Q kann das Zielvolumen entweder durchqueren oder in einem Abstand d bezogen auf die Längsachse des Zylinders passieren (Bild 1). Die entstehende Ionisationsclustergröße ν kann als Überlagerung der Ionisationskomponente der Teilchenspursstruktur und der geometrischen Charakteristika des Zielvolumens interpretiert werden. Die Ionisationsclustergrößenverteilung ist charakterisiert durch die statistische Verteilung der Wahrscheinlichkeiten $P_\nu(Q,d)$, dass exakt ν Ionen im Zielvolumen entstehen, die gemäß Gleichung (1) normiert ist.

$$\sum_{\nu=0}^{\infty} P_\nu(Q,d) = 1 \quad (1)$$

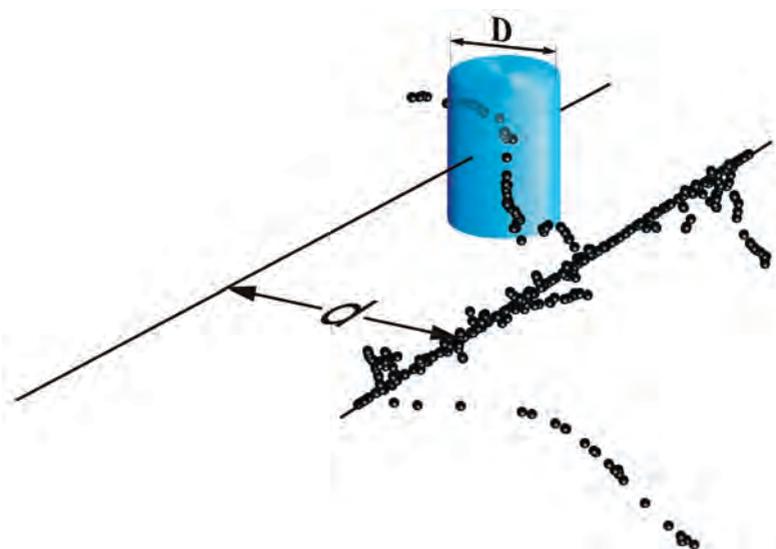


Bild 1: Ionisationsclustererzeugung durch ein ionisierendes Teilchen beim Vorbeiflug an einem zylindrischen Zielvolumen mit Durchmesser D im Abstand d von der Zylinderachse. Das dargestellte Segment der Teilchenspur repräsentiert die Ionisationskomponente der Spurstruktur.

Zur Charakterisierung der Teilchenspur eignen sich aber auch die statistischen Momente der Wahrscheinlichkeitsverteilung, wobei oft das erste Moment der Verteilung von besonderem Interesse ist, die mittlere Ionisationsclustergröße $M_1(Q,d)$, die sich nach Gleichung (2) ergibt.

$$M_1(Q,d) = \sum_{\nu=0}^{\infty} \nu \cdot P_\nu(Q,d) \quad (2)$$

Die Ionisationsclustergrößenverteilung $P_\nu(Q,d)$ hängt einerseits von der Strahlenqualität Q , d. h. der Art des Primärteilchens und dessen Energie ab, und andererseits von der Geometrie des Zielvolumens und dessen Materialzusammensetzung und Dichte.

Das Prinzip der Dichteskalierung (siehe Abschnitt 4) erlaubt es nun, für verschiedene Materialien Kombinationen von Dichte und Abmessungen des Zielvolumens anzugeben, für die man annähernd dieselben Ionisationsclustergrößenverteilungen erhält. Dies ermöglicht eine direkte experimentelle Bestimmung von Ionisati-

* Dr. Gerhard Hilgers,
Leiter der PTB-
Arbeitsgruppe
„Nanodosimetrie“,
E-Mail: gerhard.
hilgers@ptb.de

onsclustergrößenverteilungen in biologisch relevanten Targets, z. B. der DNS, indem man sich mit Messungen an verdünnten Gasen in makroskopischen Volumina behilft. Dabei wird die Teilchendichte über den Gasdruck so eingestellt, dass die gemessene Ionisationsclustergrößenverteilung der entspricht, die man in einem kurzen Segment von zwei Windungen der DNS-Doppelhelix bzw. zehn Nukleinbasenpaaren erwartet. Nach Erkenntnissen aus der Strahlenbiologie führt eine Häufung von (z. B. durch Ionisation hervorgerufenen) Schäden in einem solchen kurzen DNS-Segment zu einem so genannten komplexen Doppelstrangbruch (DSB). Mit steigender Anzahl an zusätzlichen Strangbrüchen innerhalb des DNS-Segments ist dieser schwieriger und oft auch nur fehlerhaft zu reparieren, was entweder zum programmierten Zelltod oder zur Entstehung von strahleninduziertem Krebs führen kann.

3. Experimentelle Nanodosimetrie

Das in der PTB betriebene Nanodosimeter wurde in Kollaboration mit dem Weizmann Institute of Science in Rehovot (Israel) entwickelt [1,2]. Das Prinzip der Messung mit dem PTB-Nanodosimeter an einem Ionenbeschleuniger ist in Bild 2 illustriert. Zur Verringerung der Primärteilchenrate trifft der Ionenstrahl in einer vor dem Nanodosimeter angebauten Streukammer auf eine dünne Goldfolie. Durch Rutherford-Streuung wird eine kleine Anzahl von Ionen horizontal unter einem Winkel von 45° in Richtung auf die Eintrittsblende des Nanodosimeters bzw. unter einem Winkel von -45° auf einen Halbleiterdetektor gestreut, der als Monitor zur Spektrometrie der gestreuten Teilchen dient. Eine dünne Mylarfolie trennt das Hochvakuum der Streukammer vom Nanodosimeter. Im Ionisationsraum des Nanodosimeters, der sich zwischen den Elektroden eines Plattenkondensators befindet, herrscht ein Gasdruck in der Größenordnung von etwa 100 Pa. Ein Ion, das durch die Eintrittsblende in den Ionisationsraum eintritt und diesen parallel zu den beiden

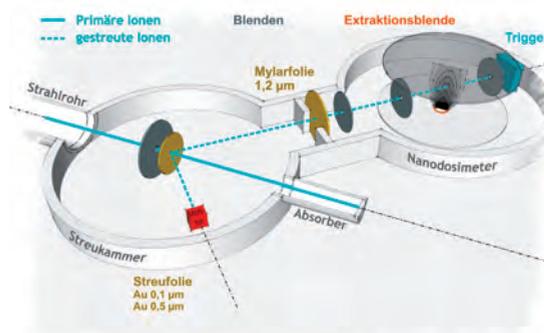


Bild 2: Schematischer Aufbau eines Experiments mit dem PTB Nanodosimeter [3].

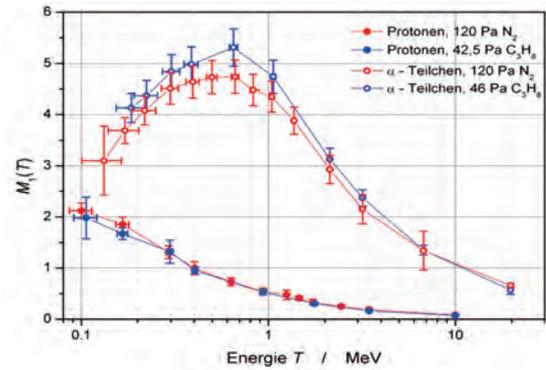


Bild 3: Mittlere Ionisationsclustergrößen $M_i(T)$ für Alphateilchen und Protonen verschiedener Energien für $(120,0 \pm 1,2)$ Pa N_2 und $(42,5 \pm 0,4)$ Pa C_3H_8 (Protonen) bzw. $(46,0 \pm 0,5)$ Pa C_3H_8 (Alphateilchen).

Elektroden durchquert, wird hinter der Austrittsblende in einem Halbleiterdetektor registriert. Die von diesem Primärteilchen entlang seiner Spur erzeugten ionisierten Gasmoleküle driften durch das anliegende elektrische Feld zu der unteren Elektrode. Ionen, die im sensitiven Volumen oberhalb einer kleinen Öffnung in der unteren Elektrode entstehen, werden durch diese aus dem Ionisationsraum extrahiert und dann durch eine Ionenoptik zu einem Sekundärelektronenvervielfacher transportiert und nachgewiesen.

4. Das Skalierungsverfahren der Nanodosimetrie

Mit dem Nanodosimeter misst man Ionisationsclustergrößenverteilungen eines verdünnten Gases in einem makroskopischen sensitiven Volumen mit Abmessungen in der Größenordnung von 1 mm. In diesem befindet sich etwa die gleiche Anzahl von Gasteilchen wie in einem Volumen mit Abmessungen von 1 nm bei einer Dichte in Größenordnung derer von flüssigem Wasser (etwa 1 g/cm^3). Das Prinzip der Dichteskalierung in der Nanodosimetrie berücksichtigt darüber hinaus auch das Verhältnis der mittleren freien Weglängen der ionisierenden Teilchen in dem jeweiligen Medium [4], die umgekehrt proportional zum Wirkungsquerschnitt für Ionisation sind. Demnach sollten sich äquivalente Ionisationsclustergrößenverteilungen ergeben, wenn folgende Beziehung gilt:

$$(D\rho)^{(Gas)} = (D\rho)^{(Wasser)} \frac{(\lambda\rho)_{Ion}^{(Gas)}(Q)}{(\lambda\rho)_{Ion}^{(Wasser)}(Q)} \quad (3)$$

Hier bezeichnet D den Durchmesser des betrachteten Zielvolumens, ρ die Massendichte

und λ_{ion} die mittlere freie Weglänge für Ionisationsstöße durch ein Teilchen der Strahlenqualität Q .

Um die Gültigkeit von Gleichung (3) unabhängig von der Strahlenqualität und den verwendeten Materialien zu überprüfen, wurden Ionisationsclustergrößenverteilungen für unterschiedliche Füllgase des Nanodosimeters mit monoenergetischen Protonen- und Alphateilchenstrahlen im Energiebereich von 0,1 MeV bis 20 MeV gemessen [5]. Als Messgase dienten Propan (C_3H_8) und Stickstoff (N_2). Bild 3 zeigt die aus den gemessenen Verteilungen errechneten mittleren Ionisationsclustergrößen in Abhängigkeit von der Primärteilchenenergie im sensitiven Volumen.

Literatur

- [1] G. Garty, S. Shchemelinin, A. Breskin, R. Chechik, I. Orion, G. P. Guedes, R. Schulte, V. Bashkirov, B. Grosswendt: Wall-less ion-counting nanodosimetry applied to protons. *Radiat. Prot. Dosim.* **99** (2002), 325–330
- [2] G. Garty, S. Shchemelinin, A. Breskin, R. Chechik, G. Assaf, I. Orion, V. Bashkirov, R. Schulte, B. Grosswendt: The performance of a novel ion-counting nanodosimeter. *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A* **492** (2002), 212–235
- [3] M. Bug, G. Hilgers, H. Nettelbeck, H. Rabus: Ionisierende Strahlungswechselwirkung mit der DNS: Nanodosimetrie, *PTB-Mitteilungen*: **121** (2011), 127–135
- [4] B. Grosswendt: Nanodosimetry, the metrological tool for connecting radiation physics with radiation biology, *Radiat. Prot. Dosim.* **122** (2006), 404–414
- [5] Gerhard Hilgers: Check of the scaling procedure of track structures of ionizing radiation in nanometric volumes, *Radiation Measurements* **45** (2010), 1228–1232.

Strahlenwirkung auf zellulärer Ebene

Ulrich Giesen*

1. Einleitung

Bei der Anwendung von ionisierender Strahlung in der Medizin gibt es 2 Extreme für die gewünschten Strahlenwirkungen. Zum einem den hoch-Dosis Bereich in der Strahlentherapie, bei dem die Tumorzellen maximal geschädigt werden und abgetötet werden sollen. Und zum anderen den niedrig-Dosis Bereich in der Diagnostik mit Röntgenstrahlen und CT, bei dem im Idealfall keine Strahlenwirkung auf die Zellen gewünscht wird. Beide Extreme werden leider nicht vollständig erreicht. Die maximale Strahlendosis im Tumor wird durch die Nebenwirkungen im umliegenden und ebenfalls durchstrahlten Normalgewebe begrenzt. Durch geschickte Bestrahlungsmethoden und die Auswahl von unterschiedlichen Strahlenqualitäten, locker-ionisierende Gamma- oder Protonenstrahlung oder dichtionisierende Schwerionen-Strahlung, wird versucht die Wirkung im Tumor zu maximieren und im gesunden Gewebe zu minimieren. Es bleibt jedoch außerhalb vom Tumorgewebe ein Bereich mit niedriger Dosis.

Die Biologie der Strahlenwirkung – die Strahlenbiologie – ist eine der Grundlagen für die Strahlentherapie. Ziel der Untersuchungen von Strahlenwirkungen auf zellulärer Ebene ist es unter anderem, die relative biologische Strahlenwirkung (RBW) unterschiedlicher Strahlensorten besser zu verstehen und zu quantifizieren (Abschnitt 2) und für niedrige Strahlendosen die grundlegenden biologischen Mechanismen zu entschlüsseln, um das Risiko für Krebsentstehung durch Strahlenschäden besser abschätzen zu können. Die PTB betreibt dafür u. a. den Mikro-Ionenstrahl („Microbeam“) (Abschnitt 3) zur gezielten Bestrahlung von lebenden Zellen mit einzelnen Ionen und unterschiedlichen Ionensorten. Diese interdisziplinären Forschungen werden in Kooperationen mit Strahlenbiologen aus Deutschland und Europa durchgeführt, zum Teil mit Fördermitteln aus europäischen Forschungsprogrammen.

Die Wirkung niedriger Strahlendosen ist auch wichtig für den Strahlenschutz für das Klinikpersonal bei der Strahlentherapie, der Röntgendiagnostik und der Gabe von radioaktiven Präparaten, aber auch für andere Berufs- und Bevölkerungs-

gruppen mit Strahlenbelastungen durch natürliche Strahlungsquellen wie zum Beispiel die Höhenstrahlung („Kosmische Strahlung“) und das Radongas aus dem Boden. Über das Gesundheitsrisiko durch geringe Strahlendosen von weniger als 50 mSv gibt es bisher kaum belastbare Daten und Berechnungen. In den Forschungsprogrammen von BMU und der EU, sowie in der langfristigen EU-Initiative MELODI [1] haben die Erforschung von strahlenbiologischen Phänomenen im niedrig-Dosis Bereich (z. B. Bystander Effekte) [2],[3], Nanodosimetrie und Multiscale Modelling Schlüsselrollen.

2. Die relative biologische Wirksamkeit von Röntgen-, Gamma- und Teilchenstrahlung

Die biologische Wirksamkeit der verschiedenen Strahlenarten ist von der Art und der Energie der Strahlung abhängig. Für die therapeutische Wirkung und für eine bessere Abschätzung von Gesundheitsrisiken durch Strahlung ist deshalb nicht nur die zuverlässige Strahlungsmessung, sondern auch die genaue Kenntnis der zu Grunde liegenden biologischen Effekte eine wichtige Voraussetzung.

Die Wirkung von locker-ionisierender Elektronen-, Gamma- und Röntgenstrahlung, wie sie in der konventionellen Strahlentherapie und Röntgendiagnostik angewandt wird, ist für die Strahlentherapie der Bezugspunkt mit einer *relativen biologischen Wirksamkeit*: $RBW = 1$, bzw. für den Strahlenschutz mit einem Strahlungswichtungsfaktor $w_R = 1$. Für dicht-ionisierende Strahlung ist die Strahlenwirkung bei gleicher Dosis größer; sie nimmt mit dem physikalischen Parameter *linearer Energie-Transfer*: LET zu und erreicht um $100 \text{ keV}/\mu\text{m}$ ein Maximum.

Die klinischen RBW-Werte im Tumolvolumen liegen für die Protonentherapie um 1,1 und für die Schwerionentherapie mit Kohlenstoffionen um 3 [4]. Die RBW ist im Allgemeinen jedoch abhängig von der Dosis, Teilchenenergie und Eindringtiefe und basieren zum Teil auf in vitro Messungen von Überlebenskurven von verschiedenen Zelllinien. Um das Verständnis der RBW und ihre Vergleichbarkeit zu verbessern, hat sich das europäische

* Dr. Ulrich Giesen,
Leiter der PTB-
Arbeitsgruppe
„Mikro-Ionenstrahl
und Ionendosimetrie“,
E-Mail: ulrich.gie-
sen@ptb.de

Konsortium *BioQuaRT – Biologische gewichtete Größen in der Strahlentherapie* – gebildet, das mit Fördermitteln aus dem EMRP-Programm der EU neue Messmethoden und Simulationstechniken entwickelt. Zusammen mit Strahlenbiologen aus Frankreich, Italien und Portugal werden dafür am Microbeam der PTB (Abschnitt 3) frühe und späte Strahleneffekte in Zellkulturen bestimmt und quantifiziert, die dann als Eingangs- und Testdaten für weitere Modelrechnungen dienen.

Im Strahlenschutz basieren die Strahlungswichtungsfaktoren w_R für die verschiedenen Strahlenarten auf Evaluationen, die die Art der Bestrahlung (intern, extern), epidemiologische Studien und RBW-Faktoren aus Zellexperimenten bei niedrigen Dosen berücksichtigen [5]. Dabei gibt es unterschiedliche RBW-Faktoren für verschiedene Strahlenwirkungen in den untersuchten Zellen (sogenannte Endpunkte: Überleben, Mutation, Bildung dizentrischer Chromosomen u. a.), aber auch für unterschiedliche Zelltypen (Lymphozyten, Gewebezellen, Tumorzellen). Bild 1 zeigt als

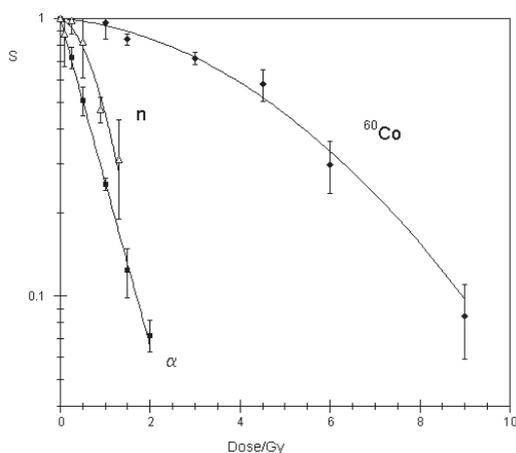


Bild 1: Überlebensrate von menschlichen CGL1 Zellen in Abhängigkeit von der absorbierten Energiedosis nach Bestrahlung mit ⁶⁰Co Gammastrahlung, 3,4 MeV Alpha-Teilchen und Neutronen von 0,565 MeV Energie [6].

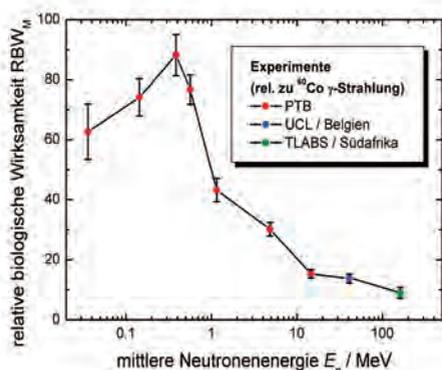


Bild 2: Relative biologische Wirksamkeit von Neutronenstrahlung als Funktion der Neutronenenergie bezogen auf ⁶⁰Co Gammastrahlung

Beispiel die Überlebenskurven von menschlichen CGL1 Zellen für Gamma- und Alpha-Strahlung (Uni Göttingen) und für Neutronen (PTB) [6].

Die biologische Wirkung von Neutronen wurde auch durch die Häufigkeit von Chromosomenveränderungen in Zusammenarbeit mit der GSF (heute: Helmholtz-Zentrum München), BfS (Bundesamt für Strahlenschutz) und LMU München bestimmt. Über einen großen Energiebereich von 30 keV bis 15 MeV in der PTB, sowie bei 60 MeV an der UCL (Belgien) und bei 200 MeV am TLABS (Südafrika) wurden menschliche Lymphozyten mit Neutronen bestrahlt. Die Ergebnisse dieser Messungen (Bild 2) [7], [8] und wurden in den internationalen Empfehlungen für den Strahlungswichtungsfaktor für Neutronen berücksichtigt [5].

3. Strahlenbiologische Untersuchungen am Mikro-Ionenstrahl der PTB

Die hervorragenden Strahlenquellen der PTB für α -, β -, γ -, Röntgen-, Ionen- und Neutronenstrahlung, sind die Voraussetzung für die präzise Bestimmung der Strahlendosis und für Kalibrierungen von Dosimetern in den verschiedenen Strahlenqualitäten. Sie bieten darüber hinaus auch eine besondere Infrastruktur für die Untersuchung der biologischen Wirkungen von Strahlung. Gerade die Neutronenfelder sind zumindest für Deutschland einmalig.

An der Ionenbeschleunigeranlage PIAF (PTB Ion Accelerator Facility, Bild 3) werden mit einem 3,75 MV (Millionen Volt) Van-de-Graaff-Beschleuniger und mit einem kompakten Zyklotron Protonen, Deuteronen und Alpha-Teilchen mit Energien von 0,1 MeV bis 27 MeV erzeugt. Diese werden entweder direkt für strahlenphysikalische Messungen (W-Werte von Ionen für die Teilchentherapie, Ionisationsclusterverteilungen für die Nanodosimetrie, Charakterisierung von Teilchendetektoren) verwendet, oder es werden durch Kernreaktionen der Ionen mit bestimmten

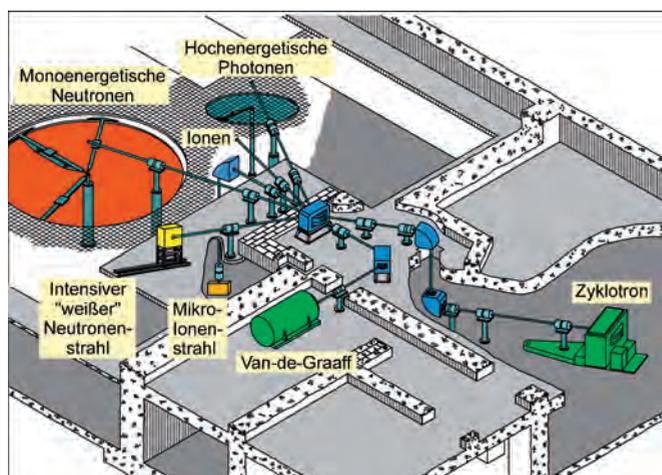


Bild 3: Die Beschleunigeranlage PIAF im Überblick.

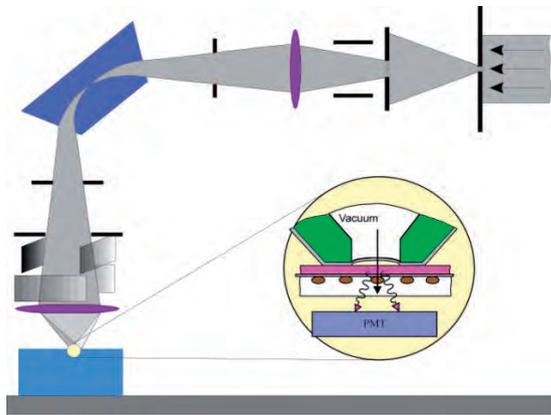


Bild 4: Schematischer Aufbau des Mikro-Ionenstrahls. Der Strahl von den Beschleunigern wird nach einer Objektblende durch 2 Quadrupol-Magnetsysteme und einen 90° Dipolmagneten auf die Zellen (siehe Ausschnitt) fokussiert. Ein dünner Szintillator (rot) und ein Photonen-detektor (PMT) dienen zur Kontrolle der Teilchenzahl.

Materialien monoenergetische Neutronenfelder oder hochintensive Neutronenstrahlen mit breiter Energieverteilung erzeugt.

Hauptsächlich für strahlenbiologische Untersuchungen, aber auch für Messungen von Effekten in elektronischen Schaltungen und Detektoren, wurde der Mikro-Ionenstrahl (Microbeam) entwickelt (Bild 4) [9]. Damit können Ionen auf wenige tausendstel Millimeter fokussiert und einzelne Zellen (Zellkern oder Zellplasma) selektiv mit einer Zielgenauigkeit von ca. 2 µm bestrahlt werden. Die Anzahl der Teilchen pro Zelle wird durch einen schnellen Deflektor präzise kontrolliert. Daher werden am Microbeam jeder gewünschte Zellkern, oder eine Auswahl von Zellen, z. B. von genau einem oder einer gewünschten Anzahl von Alphateilchen getroffen. Die Verwendung von verschiedenen Ionen und Ionenenergien ermöglicht darüber hinaus auch die Effekte unterschiedlicher Strahlenqualitäten zu studieren. Mit Alpha-Teilchen mit einem hohen LET von ca. 100 keV/µm wird die Wirkung von dicht-ionisierenden Teilchen, wie z. B. Alpha-Teilchen die beim Zerfall von Radon entstehen untersucht. Mit energetischen Protonen dagegen kann die Wirkung von locker-ionisierender Strahlung, wie z. B. Röntgenstrahlung mit einem niedrigen LET von ca. 3 keV/µm bis 20 keV/µm untersucht werden.

In einem strahlenbiologischen Labor neben der Beschleunigerhalle bereiten die Strahlenbiologen die Zellen vor und säen typischerweise 2000 bis 10000 Zellen auf speziellen Trägern in einer Monolage aus. Mit einem Mikroskop am Microbeam werden alle Zellen auf diesen Trägern identifiziert und deren Position bestimmt. Nach der Bestrahlung mit der gewünschten Anzahl von Teilchen werden die Zellen weiter kultiviert und von den Biologen die strahlenbiologischen Endpunkte,

wie Zellüberlebenskurven oder Chromosomenveränderungen durch falsche DNA-Reparatur, ausgewertet.

Es ist noch nicht wirklich verstanden, wie die ersten Schritte der Erkennung von DNA-Schäden in den Zellen ablaufen. In einer interdisziplinären Kooperation zwischen der PTB, der Deutsche Sammlung von Mikroorganismen und Zellkulturen GmbH (DSMZ, Braunschweig) und der Uniklinik Düsseldorf wurde am Microbeam die neue Methode des „live-cell imaging“ etabliert [10],[11]. Entlang von Teilchenspuren entstehen Doppelstrangbrüche (DSB), die in Sekunden und Minuten Reaktionen und Reparaturprozesse in den Zellen auslösen. Durch die Fusion eines grün- oder rot- fluoreszierenden Proteins (GFP oder RFP) mit einem Signal- oder Reparaturprotein, welches in Zellen an den DSB akkumuliert, werden diese ersten und sehr schnellen Reaktionen der Zellen „live“ am Mikroskop als Entstehung von fluoreszierenden Punkten („Foci“) beobachten (siehe Bild 5).

Innerhalb der Kooperation werden Versuche mit verschiedenen, fluoreszenz-markierten Reparaturproteinen durchgeführt. Diese Proteine werden in aufwendigen gentechnischen Arbeiten hergestellt und stabil in humanen Zelllinien eingebaut. Damit lassen sich unterschiedliche Prozesse und Reparaturwege in Abhängigkeit von Dosis (Teilchenzahl), Strahlenqualität und LET gezielt untersuchen. Neben den räumlichen Vorgängen werden hier auch die zeitlichen Vorgänge analysiert (Bild 6) und man kann entschlüsseln welche Proteine zuerst an den Doppelstrangbrüchen binden, und wie sich diese dynamischen Vorgänge bei Schadenserkennung und Reparatur für verschiedene Teilchensorten und Energien (LET) unterscheiden.

Zellbestrahlungen am Microbeam werden auch

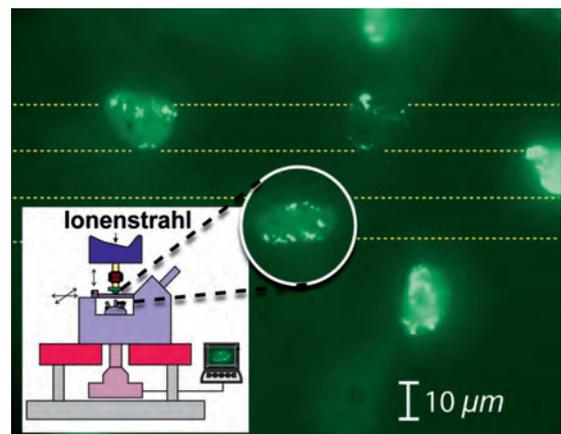


Bild 5: Am Microbeam wurden menschliche Zellen in einem Muster mit α-Teilchen bestrahlt (Linienabstand 10 µm, Trefferabstand ca. 1 µm, symbolisiert durch die gelben Punkte). Entlang der Teilchenspur entstehen Doppelstrangbrüche in der DNA. Auf dem Bild leuchten sie, weil sich fluoreszenzmarkierte Reparaturproteine an den Bruchstellen sammeln. (Foto: PTB)

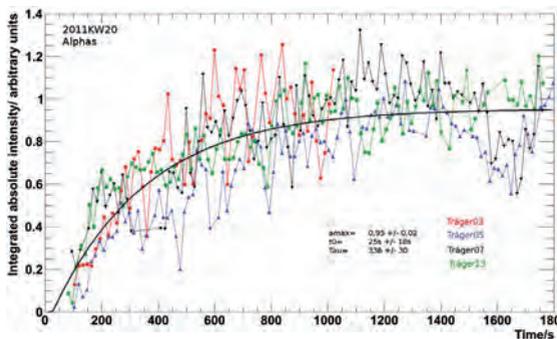


Bild 6: Kinetik der Akkumulation von fluoreszenz-markierten Proteinen (MDC1) an strahlen-induzierten Doppelstrangbrüchen. Dargestellt ist der Anstieg in der Fluoreszenz an den DSB in 4 verschiedenen Zellen im Zeitraum von einer halben Stunde nach Bestrahlung.

genutzt um zu untersuchen, inwiefern Medikamente die Schadenserkenkung und Reparatur beeinflussen könnten. Gesucht werden Substanzen, die selektiv Krebszellen empfindlicher machen oder die Reparatur in gesunden Gewebezellen verbessern. Die Identifizierung und Charakterisierung von so genannten Radioprotektoren und Radiosensitizern sind aktuelle Forschungsgebiete für die Strahlentherapie, aber auch für die bemannte Weltraumforschung.

Durch Microbeam-Bestrahlungen von Zellen in Monolagen lassen sich wichtige Phänomene bei der Strahlenwirkung untersuchen und grundlegende Mechanismen der Schadenserkenkung und DNA-Reparatur entschlüsseln. In der Zukunft sollten die Bestrahlungen auch in 3D-Zellkulturen und Modelgeweben erfolgen, um dann in Kombination mit Erkenntnissen aus anderen Gebieten wie Systembiologie und Epidemiologie bessere Risikoabschätzungen für ganze Organismen und den Menschen machen zu können.

Literatur:

- [1] HLEG: Report of High Level and Expert Group on European Low Dose Risk Research, <http://www.hleg.de/fr.pdf>, (2009) 1-32
- [2] U. Giesen: Untersuchung von radiobiologischen Phänomenen im niedrigen Dosisbereich mit dem Mikro-Ionenstrahl, Forschungsrichten der Abteilung 6 (2004), http://www.ptb.de/de/org/6/nachrichten6/2004/abt6_23_2004.htm
- [3] D. Frankenberg, K.-D. Greif, W. Beverung, F. Langner and U. Giesen: The Role of Nonhomologous End Joining and Homologous Recombination in the Clonogenic Bystander Effects of Mammalian Cells after Exposure to Counted 10 MeV Protons and 4.5 MeV α -Particles of the PTB Microbeam, *Radiation and Environmental Biophysics* **47** (2008), 431–438
- [4] Oliver Jäkel: The relative biological effectiveness of proton and ion beams, *Z. Med. Phys.* **18** (2008), 276–285
- [5] *International Commission on Radiological Protection: 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4) (Oxford Pergamon Press) (2007)
- [6] M. Frankenberg-Schwager, S. Spieren, E. Pralle, U. Giesen, H. J. Brede, M. Thiemig, and D. Frankenberg: The RBE of 3.4 MeV α -particles and 0.565 MeV neutrons relative to ^{60}Co γ -rays for neoplastic transformation of human hybrid cells and the impact of culture conditions, *Radiat. Prot. Dosim.* **138** (2010), 29–39
- [7] E. Schmid, D. Schlegel, S. Guldbakke, R. P. Kapsch, D. Regulla: RBE of Nearly Monoenergetic Neutrons at Energies of 36 keV to 14.6 MeV for Induction of Dicentric in Human Lymphocytes, *Radiation and Environmental Biophysics* **42** (2003), 87–94
- [8] R. Nolte, K.-H. Mühlbradt, J.P. Meulders, G. Stephan, M. Haney, E. Schmid: RBE of Quasi-monoenergetic 60 MeV Neutron Radiation for Induction of Dicentric in Human Lymphocytes, *Radiation and Environmental Biophysics* **44** (2005), 201–209
- [9] K. D. Greif, H.J. Brede, D. Frankenberg, U. Giesen: The PTB single ion microbeam for irradiation of living cells, *Nucl. Instr. and Meth. B* **217** (2004), 505–512
- [10] U. Giesen, F. Langner, C. Mielke, M. Mosconi, W. G. Dirks: Online Imaging of Initial DNA Damages at the PTB Microbeam, *Radiat. Prot. Dosimetry* **143** (2011), 349–352.
- [11] M. Mosconi, U. Giesen, F. Langner, C. Mielke, I. Dalla Rosa, W.G. Dirks: 53BP1 and MDC1 foci formation in HT-1080 cells for low- and high-LET microbeam irradiations, *Radiation and Environmental Biophysics* **50** (2011), 345–352

Prüfungen der staatlich anerkannten Prüfstellen für Messgeräte für Elektrizität, Gas, Wasser und Wärme im Jahr 2012

Anzahl der Eichungen, Befundprüfungen, Vorprüfungen, sonstigen Prüfungen

Bemerkungen

G...

Q_n

Größenbezeichnungen von Gaszählern

Nenndurchfluss von Wasserzählern in m³/h

Prüfstellen für Messgeräte für	Anzahl der Prüfstellen	Art der Messgeräte	Eichungen	Befundprüfungen	Vorprüfungen sonstige Prüfungen	
Elektrizität	103	Wechselstromzähler	193797	1182	0	
		Drehstromzähler	937985	7145	0	
		Stromwandler	162274	20	0	
		Spannungswandler	23952	1	0	
		Zusatzeinrichtungen	217043	22	0	
		Summe	1535051	8370	0	
Gas	107	Balgengaszähler ≤ G 6	832016	1574	0	
		G 10 bis G 25	44575	104	0	
		> G 25	2200	23	0	
		Summe	878791	1701	0	
		Drehkolben-, Turbinenrad- und Wirbelgaszähler	9886	167	831	
		Statische Gaszähler	6	3	0	
		Wirkdruckgaszähler, Teilgeräte	12	0	45	
		Mengenumwerter, Teilgeräte	6030	13	7032	
		Gaskalorimeter, Teilgeräte	427	0	39	
		Gasdruckregelgeräte	8	0	0	
		Zusatzeinrichtungen	8406	1	1083	
		Prüf- und Kalibriergase	350	0	52	
		Summe	25125	184	9082	
		Wasser	75	Kaltwasserzähler	$Q_n \leq 10$	5557629
$Q_n > 10$	70615				228	0
Warmwasserzähler	$Q_n \leq 10$			2755881	70	0
	$Q_n > 10$			59	0	0
8	Zusatzeinrichtungen			1	0	0
Summe	8384185	4578	0			
Wärme	38	Volumenmessteile von Wärmezählern				
		Prüfung mit Warmwasser	$Q_n \leq 10$	154387	275	0
			$Q_n > 10$	12105	7	0
		Prüfung mit Kaltwasser	$Q_n \leq 10$	3195	1	0
			$Q_n > 10$	7796	0	0
		Temperaturfühler: Einzelfühler		519369	191	0
		Rechenwerke ohne Temperaturfühler		85362	59	0
			mit Temperaturfühler		5705	54
		Kompaktwärmezähler		1125208	390	0
		Zusatzeinrichtungen		0	0	0
Energiebewertende Warmwasserzähler		0	0	0		
Summe	1913127	977	0			
Gesamtsumme	323	12736279	15810	9082		

TECHNOLOGIEANGEBOTE

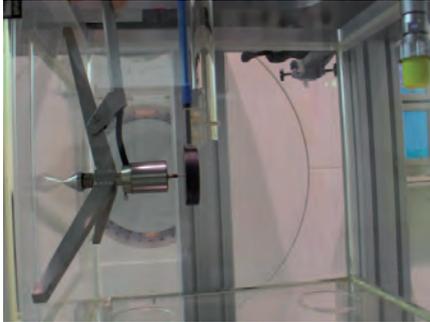


Abbildung des neuen Positionierungssystems

Strahlungsdetektoren exakt in Wasserphantomen positioniert!

Im medizinischen Bereich eingesetzte Strahlungsdetektoren müssen beim Hersteller und später im Krankenhaus regelmäßig mit Wasserphantomen kalibriert werden. Der Behandlungserfolg hängt dabei entscheidend von der Qualität der Dosimetrie ab.

Sowohl der Berührungspunkt der Wasseroberfläche, die Distanz zum Detektionspunkt oder aber die Ausrichtung der Sonde auf der Strahlachse, müssen so genau wie möglich bestimmt werden. Für diese wichtige Aufgabe stellt die PTB jetzt ein Messsystem bereit, das erstmalig objektive und zugleich präzise Ergebnisse erfasst.

Technische Beschreibung

Bei tausenden Teilchenbeschleunigern, die weltweit für die Tumorthherapie eingesetzt werden, sind derzeit keine Systeme mit rückführbarer Positioniereinrichtung erhältlich. Einige Parameter der Kalibrierung werden daher nur durch den subjektiven Eindruck des Anwenders bestimmt. Mit dem neuen Taster der PTB können nun jedoch alle relevanten Parameter objektiv bestimmt werden. Durch den präzisen Dreipunkt-Halter, der auf der Innenfläche der Phantomwand einrastet, ist die korrekte Ausrichtung des Tasters auf der Strahlachse gewährleistet. Wird die zu positionierende Ionisationskammer nun langsam in Richtung Tastspitze bewegt, signalisiert die integrierte Auswerteeinheit das Erreichen der Sollposition mit einer Messunsicherheit kleiner als $\pm 0,01$ mm.

Anwendung

Durch die kompakte Bauweise des neuen PTB-Systems können Strahlungsdetektoren vor Ort zuverlässig und genau kalibriert werden. Die einfache Rückführung des Gerätes auf SI-Einheiten kann sogar beim Hersteller selbst erfolgen.

Wirtschaftliche Bedeutung

Das vorgestellte System ist für alle Hersteller von Strahlentherapie und -diagnosesystemen interessant, da die Messgenauigkeit der Kalibrierparameter und somit die Qualität der Dosimetrie mit geringem Aufwand erheblich verbessert wird.

Entwicklungsstand

Das neue System wurde unter DE 10 2010 054 995 zum Patent angemeldet. In der PTB werden seit einiger Zeit bereits erfolgreich Prototypen zur Abtastung eingesetzt.

Vorteile

- präzise Kalibrierung der Strahlungsdetektoren
- rückführbar
- optimale Ausrichtung auf der Strahlachse

Christoph Makowski
Arbeitsgruppe
Hochenergetische Photonen- und
Elektronenstrahlung
Telefon: +49 531 592-6435
E-Mail: christoph.makowski@ptb.de

www.technologietransfer.ptb.de

Dosimeter für kleine Strahlungsfelder

Für strahlentherapeutische Beschleuniger existiert erstmals ein patentiertes Konzept, mit dem Referenzdosismessungen trotz kleinster Kammerabmessungen in wenigen Sekunden Messzeit pro Punkt möglich werden. Aufgrund der zusätzlich erhaltenen mikrodosimetrischen Information können zukünftig Aussagen über die relative biologische Wirksamkeit für die Behandlung von Patienten gemacht werden.

Technische Beschreibung

Das Konzept enthält die pulsaufgelöste Auswertung von Detektoren, um auch bei sehr kleiner Sensitivität den Abzug von ungewolltem Signal in Zuleitungen, Verbindungen und Auswerteelektronik zu ermöglichen.

Das Signal einer oder mehrerer luftgefüllter Ionisationskammern mit nur 1 mm^3 Luftvolumen reicht zur genauen Dosisbestimmung aus. Bei nur 5 Sekunden Messzeit im Dosismaximum eines typischen Teletherapiegerätes kann das Signal auf 0,1 % und die durchschnittliche Anzahl erzeugter Ionenpaare im Detektor je wechselwirkenden Primärstrahlungsteilchen auf 6 % bestimmt werden (Mikrodosimetrie).

Anwendung

Strahlentherapie mit Beschleunigern wird als Standardbehandlung von Krebs in Krankenhäusern eingesetzt. Sie dürfen nur unter strenger Kontrolle mit täglichen/wöchentlichen Kontroll- und Kalibriermessungen betrieben werden. Moderne Behandlungsmethoden (z. B. IMRT, Protonentherapie) benutzen kleine und unregelmäßige Feldkonturen zur Behandlung, die durch Mehrfachüberlagerung eine möglichst volumenkonforme Behandlung ermöglichen. Aufgrund der steilen Feldgradienten und fehlendem Sekundärelektronengleichgewicht sind herkömmliche Sonden nur bedingt zur Dosisbestimmung geeignet. Insbesondere bei der Schwerionentherapie ist die RBW der Strahlung stark tiefenabhängig und wird bisher nur rechnerisch berücksichtigt. Mit dem vorgeschlagenen Dosimeter ist es möglich, diese Beschränkungen aufzuheben.

Wirtschaftliche Bedeutung

Allein in Deutschland gibt es ca. 250 Behandlungszentren mit 500 Bestrahlungseinrichtungen in der Teletherapie, an denen ca. 250 000 neuerkrankte Patienten im Jahr behandelt werden.

Entwicklungsstand

Versuche wurden an gepulsten Strahlquellen in der PTB brachten den Nachweis des deutlich verbesserten Signal-Rauschverhältnisses. Erste Ergebnisse wurden auf einer Fachkonferenz präsentiert und veröffentlicht. Das deutsche Patent ist erteilt. Eine US-Anmeldung ist anhängig.



Belüftete Ionisationskammern mit aktivem Volumen von 1 mm^3 werden in gepulsten Strahlungsfeldern benutzt. Einzelpulsdosen von 0,2 mGy können mit statistischer Abweichung von 1 % bestimmt werden.

Vorteile

- Abmessungen um 1 mm^3
- nahezu wasseräquivalent
- dadurch nahezu ungestörte Strahlungsfelder
- gleichzeitige Messung von Dosis, mikrodosimetrischen Größen und spektraler Information

Dr. Jens Illemann
Telefon: +49(531) 592-5344
E-Mail: jens.illemann@ptb.de

www.technologietransfer.ptb.de