

DIN 6809-9

ICS 17.240

Einsprüche bis 2020-12-16

Entwurf**Klinische Dosimetrie –
Teil 9: Strahlungsqualität von Photonenstrahlung im Patienten oder
Phantom**

Clinical Dosimetry –

Part 9: Quality of photon radiation in the patient or phantom

Dosimétrie Clinique –

Partie 9: Qualité de radiation photonique dans le patient ou fantôme

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2020-10-16 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und Stellungnahme vorgelegt.

Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses Entwurfs besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal von DIN unter www.din.de/go/entwuerfe bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nar@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/go/stellungnahmen-norm-entwuerfe oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) oder Alexander-Wellendorff-Str. 2, 75172 Pforzheim.

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 59 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Inhalt

	Seite
Vorwort	6
Einleitung	7
1 Anwendungsbereich	8
2 Normative Verweisungen	8
3 Begriffe	8
4 Spektren	10
4.1 Allgemeines	10
4.2 Photonenspektren innerhalb der geometrischen Feldgrenzen	10
4.3 Spektren außerhalb der geometrischen Feldgrenzen	12
5 Einfache Kenngrößen des Spektrums	14
5.1 Allgemeines	14
5.2 Streuanteil der Dosis	14
5.3 Dosisanteil der niederenergetischen Komponente	15
5.3.1 Relativer Dosisanteil der niederenergetischen Komponente	15
5.3.2 Dosisprofile der niederenergetischen Komponente	17
5.4 Mittlere Energie der spektralen Photonenfluenz Φ_E	18
Anhang A (informativ) Spektrales Ansprechvermögen von Detektoren	21
A.1 Einleitung	21
A.2 Ansprechvermögen gebräuchlicher Sonden	21
Anhang B (informativ) Ansprechvermögen von Detektoren unter Nichtreferenz-Bedingungen	25
B.1 Grundlagen	25
B.2 Monte Carlo-basierte Verfahren	25
B.3 Werte von $k_{NR,Q}$ für Thermolumineszenzdetektoren	26
B.4 Werte von $k_{NR,Q}$ für Silizium-Dioden	27
Anhang C (informativ) Dosis-Umrechnungsfaktoren	28
C.1 Allgemeines	28
C.2 Verschiedene Körpergewebe	28
C.3 Knochenhaut, rotes Knochenmark	29
C.4 Dosis-Umrechnungsfaktoren in Absorbern	30
Anhang D (informativ) Relative biologische Wirksamkeit und Kenngrößen der Teilchenbahnstruktur	32
D.1 Allgemeines	32
D.2 Definition der relativen biologischen Wirksamkeit	32
D.3 Relative biologische Wirksamkeit für molekulare und zelluläre Strahlenwirkungen	34
D.3.1 DNA-Schäden	34
D.3.2 Chromosomen-Aberrationen	34
D.3.3 Neoplastische Zelltransformation	35
D.3.4 Zellinaktivierung	36
D.3.5 Strahleninduzierte Karzinogenese	36
D.4 Teilchenbahnstruktur, Lineares Energieübertragungsvermögen, Lineale Energie	37
D.5 Mikrodosimetrische Kennzeichnung der Strahlungsqualität (Anwendungen)	38
D.6 Zusammenfassende Bewertung	39
Anhang E (informativ) Berücksichtigung der Strahlungsqualität bei der Bestrahlungsplanung	41
E.1 Allgemeines	41
E.2 Grenzflächen zwischen Weichteilgeweben und orthopädischen Implantaten	41
E.2.1 Senkrechter Einfall des Strahls	41
E.2.2 Einfall des Photonenstrahls unter verschiedenen Winkeln „Schrägeinfall“	44
E.3 Grenzflächen zwischen Weichteilgeweben und Dentalimplantaten	45
E.4 Bestrahlungen im Bereich des Mediastinums und der Lungen	45
E.4.1 Grundlagen	45
E.4.2 Kleines Feld	50

E.4.3	Großes Feld	50
E.5	Berechnung von Dosisverteilungen im Patienten	51
E.5.1	Berücksichtigung von Prothesen in der Bestrahlungsplanung	51
E.5.2	Auswirkung von Inhomogenitäten in der Lunge oder Hals-Nasen-Ohrenbereich in der Bestrahlungsplanung	51
E.5.3	Vermeidbare periphere Dosis bei Bestrahlungen im Mediastinum/Brustbereich	51
E.6	Generelle Empfehlung	52
	Literaturhinweise	54

Bilder

Bild 1	— Normierte Energiefluenz Ψ_E von Photonenspektren in der Teletherapie in Abhängigkeit von der Feldgröße und Tiefe	11
Bild 2	— Normierte spektrale Energiefluenz, Ψ_E , von Photonenspektren in der Teletherapie an Punkten außerhalb der Feldmitte	12
Bild 3	— Normierte Energiefluenz, Ψ_E , von Photonenspektren in der Teletherapie an Aufpunkten außerhalb des geometrischen Bestrahlungsfeldes im Vergleich zu Aufpunkten auf der Strahlachse	13
Bild 4	— Feldgrößen- und Tiefen-Abhängigkeit von $P_D^{200\text{ keV}}$ für 6 MV ((a) und (b)) und 15 MV ((c) und (d)) für axiale Aufpunkte in den Tiefen 2 cm bis 20 cm in Wasser	16
Bild 5	— 2D-Profil der Größe $P_D^{200\text{ keV}}$ in Wasser für Teletherapiefelder mit 6 MV und 15 MV bei den Feldgrößen 5 cm × 5 cm und 30 cm × 30 cm	17
Bild 6	— Laterales Dosisprofil der Photonen mit Energien unterhalb der Abschneide-Energie $E_{\text{cut}} = 200\text{ keV}$ für Primärstrahlung von 6 MV (a) und 15 MV (b)	18
Bild 7	— Variation der mittleren Photonenenergie $\bar{E}_F$ (a) mit der Tiefe entlang der Strahlachse, (b), (c), (d) mit dem seitlichen Achsenabstand in den Tiefen 5 cm, 10 cm und 20 cm in einem Wasserphantom für 6 MV-Photonen bei verschiedenen Feldgrößen	19
Bild 8	— Variation der mittleren Photonenenergie $\bar{E}_F$ (a) mit der Tiefe entlang der Strahlachse, (b), (c), (d) mit dem seitlichen Achsenabstand in den Tiefen 5 cm, 10 cm und 20 cm in einem Wasserphantom für 15 MV-Photonen bei verschiedenen Feldgrößen	20
Bild A.1	— Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von Si-Dioden bezüglich monoenergetischer Photonenstrahlung	22
Bild A.2	— Relatives Ansprechvermögen in Abhängigkeit von der mittleren Photonenenergie von Alanin	23
Bild A.3	— Verhältnis der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten von Silber-Bromid Film zu Wasser (NIST-Daten)	23
Bild A.4	— Gemessenes relatives Ansprechvermögen in Abhängigkeit von der mittleren Photonenenergie von in der Strahlentherapie verwendeten Thermolumineszenz-Dosimetern [84]	24
Bild B.1	— Abhängigkeit von $k_{\text{NR,Q}}$ für LiF:Mg,Ti chips von der mittleren Photonenenergie E_m mit $k_{\text{NR,Q}} = 1$ für 6 MV unter Referenzbedingungen (Feldgröße 10 cm × 10 cm, Messtiefe 10 cm) Werte von $k_{\text{NR,Q}}$ für Ionisationskammern	26
Bild C.1	— Quotienten der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten verschiedener Gewebe zu denen von Wasser in Abhängigkeit von der Photonenenergie	29
Bild C.2	— Umrechnungsfaktoren von der Dosis in rotem Knochenmark bzw. in der Knochenhaut zu der in Wasser in Abhängigkeit von der Photonenenergie unter Berücksichtigung des fehlenden Sekundärelektronengleichgewichts	30
Bild D.1	— Kumulative alterskorrigierte Inzidenz von Lebertumoren bei BC3F1-Mäusen, die im Alter von 3 Monaten mit Spaltneutronen oder 250 kV _p -Röntgenstrahlung exponiert wurden, als Funktion der applizierten Energiedosis [79]. Für die Wirkungsniveaus 12,5 %, 20 %, 30 % und 40 % ist die RBW angegeben	33
Bild D.2	— Photonen-Energieabhängigkeit der durch Doppelmarkierung mit g-H2AX und 53BP1 sichtbar gemachten DNA-Schäden nach 24 h Reparaturzeit in menschlichen 184A1-Brustdrüsen-Epithelzellen [47]	34

Bild D.3 — Experimentelle Werte des Koeffizienten Alpha (Gy^{-1}) für die zelluläre Ausbeute an dizen-trischen Chromosomen nach Photonenbestrahlung menschlicher Lymphozyten in vitro (Symbole) und biophysikalische Erklärung durch die Ausbeute an korrelierten Elektronen-bahnenenden-Gruppen, die zur Deletion von Chromatinschleifen in der Lage sind [85]	35
Bild D.4 — Relative biologische Wirksamkeit am Beispiel der neoplastischen Zelltransformation überlebender C3H10T1/2-Mäuseembryo-Fibroblasten nach Bestrahlung in der exponentiellen Wachstums-Phase mit charakteristischer Röntgenstrahlung des Kohlenstoffs (C_K -Strahlung, 278 eV) und mit Co-60-Gammastrahlung als Referenzstrahlung [56]. Die RBW-Angaben beziehen sich auf verschiedene Wirkungs-niveaus [79]	36
Bild D.5 — Prinzip der <i>Bahnstruktur</i> eines ionisierenden Teilchens als geometrische Anordnung von Ionisations- und Anregungsprozessen entlang der Flugbahn des Teilchens. Direkte Wechselwirkungen des ionisierenden Teilchens bilden den <i>Bahnkern</i> und Wechselwirkungen der ionisierenden Sekundärteilchen den <i>Halbschatten</i> . Dabei gilt Δx = Längenelement der Bahnstruktur, auf das sich die Angabe ΔE der durch diese Wechselwirkungen in Atomen und Molekülen deponierten Energie bezieht [46]	37
Bild D.6 — Prinzip der „Linealen Energie“ $y = \varepsilon/\bar{l}$ zur Kennzeichnung der Bahnstruktur eines ionisierenden Teilchens. Dabei ist ε die gesamte Energiedeposition innerhalb einer gewebegefüllten Kugel mit dem Durchmesser d und der mittleren Sehnenlänge $\text{REF_Ref511130852}\backslash\text{r}\backslash\text{h}$ [46]	38
Bild E.1 — Einfluss einer 3 cm dicken Titanschicht von auf die Tiefendosiskurve (Wasser-Energiedosis) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für typische hochenergetische Photonenstrahlungen mit nominellen Beschleunigungsspannungen von 6 MV und 24 MV (5 cm × 5 cm Feldgröße, SSD 100 cm, Monte-Carlo-Simulation mit EGSnrc)	42
Bild E.2 — Winkelabhängiger Rückstreuungs-Dosisfaktor $p_{b,\alpha}$ für unterschiedliche Energien und Einfallswinkel [2]	45
Bild E.3 — Prinzipielle Geometrie für die folgenden Betrachtungen	46
Bild E.4 — Transversale und longitudinale Dosisprofile bei der in Bild E.3 dargestellten geometrischen Situation für Photonenstrahlung von 6 MV, 10 MV, 15 MV und 24 MV und bei der Feldgröße 3 cm × 3 cm	48
Bild E.5 — Transversale und longitudinale Dosisprofile bei der in Bild E.3 dargestellten geometrischen Situation für Photonenstrahlung von 6 MV, 10 MV, 15 MV und 24 MV und bei der Feldgröße 10 cm × 10 cm	50
Bild E.6 — Relative periphere Dosiserhöhung für unterschiedliche Photonenenergien im Vergleich zu 6 MV bei der Feldgröße 3 cm × 3 cm	52
Bild E.7 — Relative periphere Dosiserhöhung für unterschiedliche Photonenenergien im Vergleich zu 6 MV bei der Feldgröße 10 cm × 10 cm	52

Tabellen

Tabelle C.1 — Umrechnungsfaktoren zwischen der Dosis in verschiedenen Körpergeweben und Wasser für zwei Photonenspektren in 10 cm Tiefe auf der Zentralachse. Die Feldgröße ist 10 cm × 10 cm, die Beschleunigungsspannung 6 MV bzw. 15 MV.	30
Tabelle E.1 — Rückstreuungs-Dosisstörungsfaktoren p_b für Abstand x zur Grenzfläche einer Titanschicht von 3 cm Dicke in Wasser	42
Tabelle E.2 — Rückstreuungs-Dosisstörungsfaktoren p_b für Abstand x zur Grenzfläche einer Titanschicht von 5 cm Dicke in Wasser. Kreisförmiges Feld 5 cm Durchmesser, senkrechter Einfall auf die Oberfläche des Phantoms. (Monte Carlo Simulation mit EGSnrc, [5], [4])	43
Tabelle E.3 — Vorwärtsstreuungs-Dosisfaktoren p_f für unterschiedliche distale Abstände von einer Titanschicht von 3 cm Dicke	43

Tabelle E.4 — Vorwärtsstreuungs-Dosisfaktoren p_f für unterschiedliche distale Abstände von einer Titanschicht von 5 cm Dicke, kreisförmiges Feld mit 5 cm Durchmesser, senkrechter Einfall auf die Oberfläche des Phantoms. (Monte Carlo Simulation mit EGSnrc)	44
--	-----------

Vorwort

Dieses Dokument wurde vom Arbeitsausschuss NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ im DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG) und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP), der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin (DGN) sowie der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie (DEGRO) erarbeitet.

Die Normung bestimmter Verfahren im Rahmen der klinischen Dosimetrie dient der optimalen Durchführung bildgebender radiologischer Verfahren und der zuverlässigen Anwendung strahlentherapeutischer Mittel. In DIN 6809-1 sind die Begriffe und Verfahren zur Kennzeichnung der Strahlungsqualität der von Teletherapie-Strahlungsquellen ausgehenden Photonenstrahlung festgelegt. Die vorliegende Norm erfasst die zusätzlichen Einflüsse der Schwächung und Streuung im Absorber auf die STRAHLUNGSQUALITÄT an Punkten innerhalb des Patienten oder Phantoms.

Alle Begriffsbestimmungen entsprechen DIN 6814, *Begriffe in der radiologischen Technik*. Definierte Begriffe werden in Übereinstimmung mit dem Verfahren bei IEC in KAPITÄLCHEN geschrieben. Ein Stichwortverzeichnis am Ende dieses Teils der Norm enthält alle definierten Begriffe einschließlich Quellenangabe und englischer Übersetzung. Als Anmerkung gekennzeichnete Informationen dienen als Anleitung zum Verständnis oder zur Erläuterung der zugehörigen Anforderung.

Die Reihe DIN 6809, *Klinische Dosimetrie* besteht aus:

- Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung
- Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen
- Teil 3: Röntgendiagnostik
- Teil 4: Röntgentherapie mit Röntgenröhrenspannungen zwischen 10 kV und 300 kV
- Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 kV bis 400 kV in der Strahlentherapie
- Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie
- Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder
- Teil 9: Strahlungsqualität von Photonenstrahlung im Patienten oder Phantom

Aktuelle Informationen zu diesem Dokument können über die Internetseiten von DIN (www.din.de) durch eine Suche nach der Dokumentennummer aufgerufen werden.

Einleitung

Dieses Dokument befasst sich mit der Strahlungsqualität von Teletherapie-Photonenstrahlung im Inneren von Absorbern (Körper des Strahlentherapie-Patienten, Körperphantome). Sie bildet damit eine Ergänzung zu der Norm DIN 6809-1, die sich auf die Strahlungsqualität der in der Teletherapie von außen in den Absorber einfallenden Strahlung bezieht. Die zusätzlich zu berücksichtigenden physikalischen Einflüsse umfassen die energieabhängige Schwächung und Streuung der Photonen sowie die Produktion von Sekundärelektronen im Absorbermaterial. Neben der Definition geeigneter Größen und der Darstellung von Zusammenhängen umfasst diese Norm Wertetabellen und Anwendungsbeispiele als Hilfe für die Praxis.

Der erste Schwerpunkt dieser Norm ist die *Kennzeichnung der Photonen- und Sekundärelektronenspektren in Absorbern*. Hierzu gehört z. B. die Angabe von typischen Spektren und mittleren Photonenenergien innerhalb und außerhalb des geometrischen Strahlenfeldes, von Streuverhältnissen (Scatter Ratios), von Dosisanteilen der niederenergetischen Spektralkomponente, von Spektren und Dosen an Materialgrenzflächen sowie von mikrodosimetrischen Kenngrößen. Es werden Mess- und Berechnungsverfahren zur Bestimmung dieser Kenngrößen sowie Beispiele für die in der Strahlentherapie üblichen Photonenfelder angegeben.

Den zweiten Schwerpunkt dieser Norm bilden die *von der Photonen- und Sekundärelektronenenergie abhängigen Material- und Gewebeeigenschaften*. Dazu gehören die energieabhängigen Detektor-Ansprechvermögen, die Dosis-Umrechnungsfaktoren und die Werte der Relativen Biologischen Wirksamkeit für die in der Strahlentherapie interessierenden biologischen Wirkungen.

Den dritten Schwerpunkt bildet die Berücksichtigung der Strahlungsqualität bei der *Bestrahlungsplanung*. An Beispielen werden hier die Gesichtspunkte für die Auswahl der Strahlungsqualität bei der Optimierung des Bestrahlungsplans angegeben.

Aufgrund der Vielzahl von Einflussgrößen gibt es kein einfaches Verfahren, um das Spektrum an einem beliebigen Ort in einem Phantom zu bestimmen. Es existieren jedoch mehrere gut getestete Software-Pakete um mit Hilfe von Monte-Carlo-Rechnungen Spektren und andere dosimetrische Größen numerisch zu bestimmen.

1 Anwendungsbereich

Dieses Dokument ist anwendbar für die Dosimetrie und Bestrahlungsplanung bei der Strahlentherapie mit Photonen im Energiebereich größer 1 MeV bis 20 MeV.

Es werden Grundlagen formuliert, sowie Begriffe, Verfahren, Kenngrößen und charakteristische Daten zur Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT von Photonenstrahlung im Inneren von Absorbern (Körper des Strahlentherapie-Patienten, Körperphantome), sowie für die Zwecke der Bestrahlungsplanung festgelegt.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

DIN 6809-1:2010-03, *Klinische Dosimetrie — Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe im Stichwortverzeichnis und die folgenden Begriffe.

DIN und DKE stellen terminologische Datenbanken für die Verwendung in der Normung unter den folgenden Adressen bereit:

— DIN-TERMinologieportal: verfügbar unter <https://www.din.de/go/din-term>

— DKE-IEV: verfügbar unter <http://www.dke.de/DKE-IEV>

3.1

SIGNALVERHÄLTNIS

S

Verhältnis der Anzeigewerte M_1 und M_2 zweier Detektoren, die unter gleichen Bedingungen der Strahlung exponiert werden

$$S_{1,2} = \frac{M_1}{M_2}$$

3.2

SPEKTRUM

Verteilung der Werte einer STRAHLUNGSFELDGRÖSSE in Bezug auf die Energie E der TEILCHEN

Anmerkung 1 zum Begriff: Spektrale Verteilungen für PHOTONENSTRAHLUNGEN werden in der radiologischen Technik stets als Funktion der Photonenenergie, nicht als Funktion der Wellenlänge angegeben.

Anmerkung 2 zum Begriff: Spektrale Verteilungen einer RÖNTGENSTRAHLUNG werden meistens als RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ angegeben, daneben kann aber auch die RELATIVE SPEKTRALE ENERGIEFLUENZ von Interesse sein.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, Begriff 6.3.7]

3.3

SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ

Φ_E

Verteilung der TEILCHENFLUENZ Φ in Bezug auf die Energie E der TEILCHEN

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE}$$

Dabei ist

$d\Phi_E$ die Fluenz aller TEILCHEN, deren Energie in dem Energieintervall zwischen E und $E + dE$ liegt.

Anmerkung 1 zum Begriff: Die SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ Φ_E ist eine Funktion der Energie.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die TEILCHENFLUENZ ist das Integral ihrer spektralen Verteilung über alle Energien von Null bis Unendlich:

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, Begriff 6.2.3.1]

3.4

SPEKTRALE ENERGIEFLUENZ

Ψ_E

Verteilung der ENERGIEFLUENZ Ψ in Bezug auf die Energie E der TEILCHEN

$$\Psi_E = \frac{d\Psi(E)}{dE}$$

Dabei ist

$d\Psi_E$ die ENERGIEFLUENZ aller TEILCHEN, deren Energie in dem Energieintervall zwischen E und $E + dE$ liegt.

Anmerkung 1 zum Begriff: Die SPEKTRALE ENERGIEFLUENZ Ψ_E ist eine Funktion der Energie.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ ist das Produkt aus der TEILCHENENERGIE und der SPEKTRALEN TEILCHENFLUENZ:

$$\Psi_E = E \cdot \Phi_E$$

Anmerkung 3 zum Begriff: Die ENERGIEFLUENZ ist das Integral ihrer spektralen Verteilung über alle Energien von Null bis Unendlich.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, Begriff 6.3.3.1]

3.5

STREUVERHÄLTNIS

SPR

(en: scatter-to-primary ratio)

Verhältnis des Dosisanteils D_{Streu} der von der gestreuten Strahlung herrührt, zu dem Dosisanteil $D_{\text{Primär}}$ der primären Strahlung

$$\text{SPR} = \frac{D_{\text{Streu}}}{D_{\text{Primär}}}$$

3.6

STRAHLUNGSQUALITÄT

(modifiziert) Parameter zur Klassifizierung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUENZ einer STRAHLUNGSART für einen betrachteten Ort

Anmerkung 1 zum Begriff: Die SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ als Verteilungsfunktion kann nur mit erheblichem Aufwand ermittelt werden. Eine repräsentative Kennzeichnung durch geeignet gewählte einzelne Parameter ist in der Praxis im Allgemeinen ausreichend.

Anmerkung 2 zum Begriff: Beispiele für geeignete Größen sind STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX, HALBWERTTIEFE, EFFEKTIVE BESCHLEUNIGUNGSSPANNUNG und mittlere Energie.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, Begriff 3.5, modifiziert, Anmerkung 2 zum Begriff ergänzt]

3.7

ANSPRECHVERMÖGEN

R

<Sondenmethode> Quotient aus der um die $NULLANZEIGEM_0$ verminderten $UNKORRIGIERTEN ANZEIGEM$ und dem Wert der sie verursachenden $WASSER-ENERGIEDOSISD_W$

Anmerkung 1 zum Begriff: Das ANSPRECHVERMÖGEN unter Einwirkung einer EINFLUSSGRÖSSE, bezogen auf das ANSPRECHVERMÖGEN beim BEZUGSWERT dieser EINFLUSSGRÖSSE, dient zur Beschreibung der Auswirkung dieser EINFLUSSGRÖSSE, wenn alle anderen EINFLUSSGRÖSSEN unverändert bleiben. Beispiele für EINFLUSSGRÖSSEN sind die Energie- und Richtungsverteilung der Strahlung oder die Temperatur am MESSORT. Die Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS bei Änderung des MESSWERTES wird als Linearitätsabweichung bezeichnet.

[QUELLE: DIN 6800-1:2016-08, Begriff 3.1]

4 Spektren

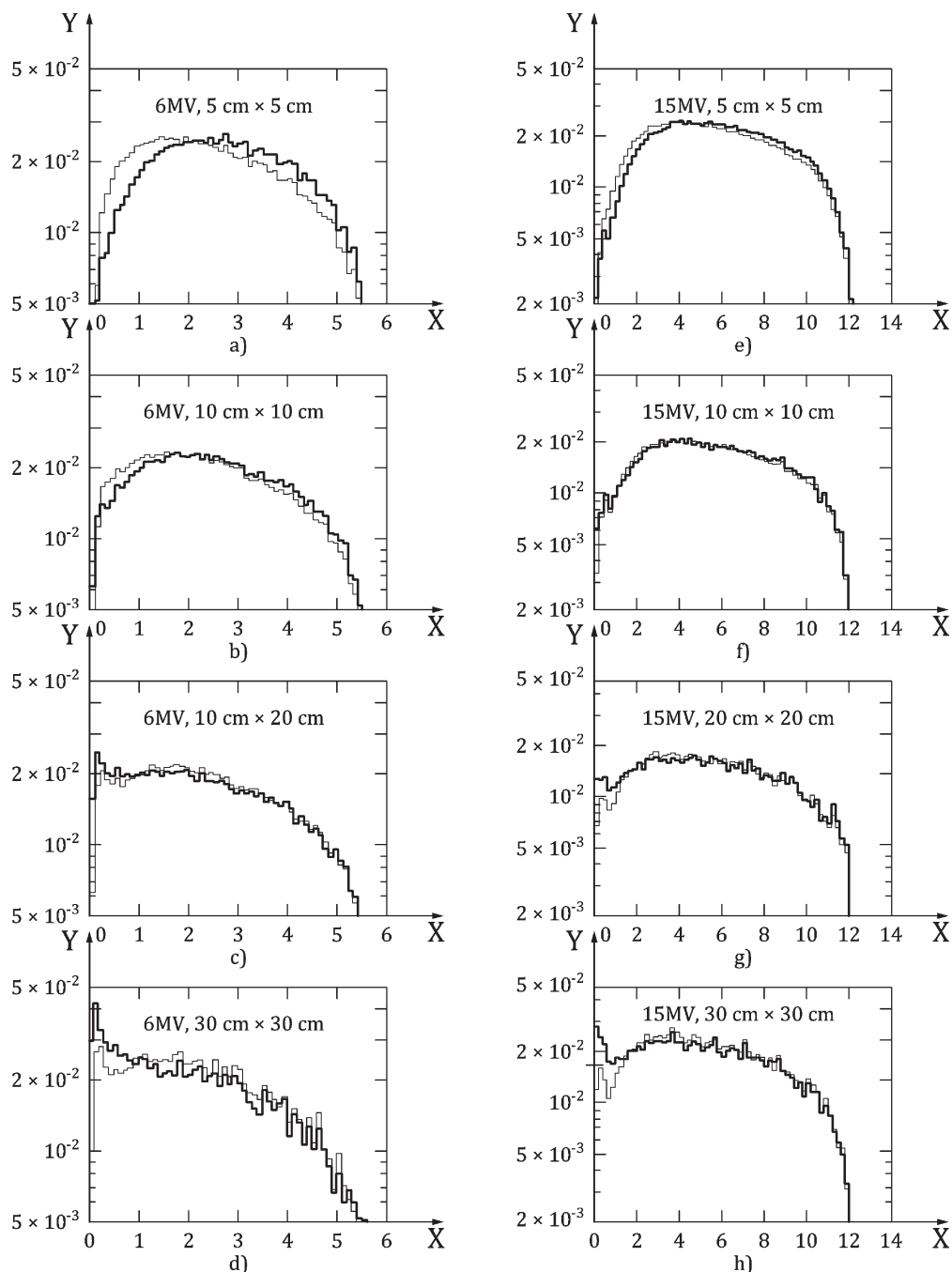
4.1 Allgemeines

Die Photonen- und Elektronenspektren einer Teletherapie-Photonenstrahlung in einem Absorber wie dem Patientenkörper oder Phantom werden durch das Zusammenwirken des Spektrums der von außen oder aus radioaktiven Quellen in das Absorbermaterial eintretenden Strahlung mit der Schwächung, Streuung und Sekundärelektronenproduktion im Absorber geprägt.

In der Teletherapie sind die Photonenspektren in der Regel als Verteilungsfunktionen der spektralen Energiefluenz anzugeben. Bei jeder Angabe eines Spektrums muss die räumliche Lage des Punktes, für den das Spektrum gelten soll, sowie das Absorbermaterial, in dem sich dieser Punkt befindet, angegeben werden. In der Teletherapie werden Aufpunkte durch ihren Fokusabstand, ihre Tiefe im Absorber und ihre Koordinaten in der zur Symmetrieachse senkrechten Ebene gekennzeichnet

4.2 Photonenspektren innerhalb der geometrischen Feldgrenzen

Innerhalb der geometrischen Feldgrenzen wird die Variation eines Photonenspektrums durch zwei Haupteffekte beeinflusst. Dies ist einerseits die zunehmende Aufhärtung mit wachsender Tiefe, welche bei kleinen Feldgrößen überwiegt, andererseits ist der mit der Tiefe zunehmende niederenergetische Streuzusatz der bei großen Feldgrößen dominierende Effekt. Weiterhin nimmt der Streuzusatz mit zunehmender Feldgröße zu. Diese Effekte sind in Bild 1 zu erkennen. An Aufpunkten außerhalb der Achse (off axis) tritt der niederenergetische Anteil des Photonenspektrums stärker hervor, wie in Bild 2 dargestellt. Dieser „beam softening effect“ wird hauptsächlich durch die nach außen abnehmende Filterwirkung des Ausgleichsfilters verursacht. Mit zunehmender Tiefe tritt der Aufweichungseffekt jedoch in Folge der Überlagerung mit dem Compton-Streuanteil in den Hintergrund (Bild 2 c), d)) [20].



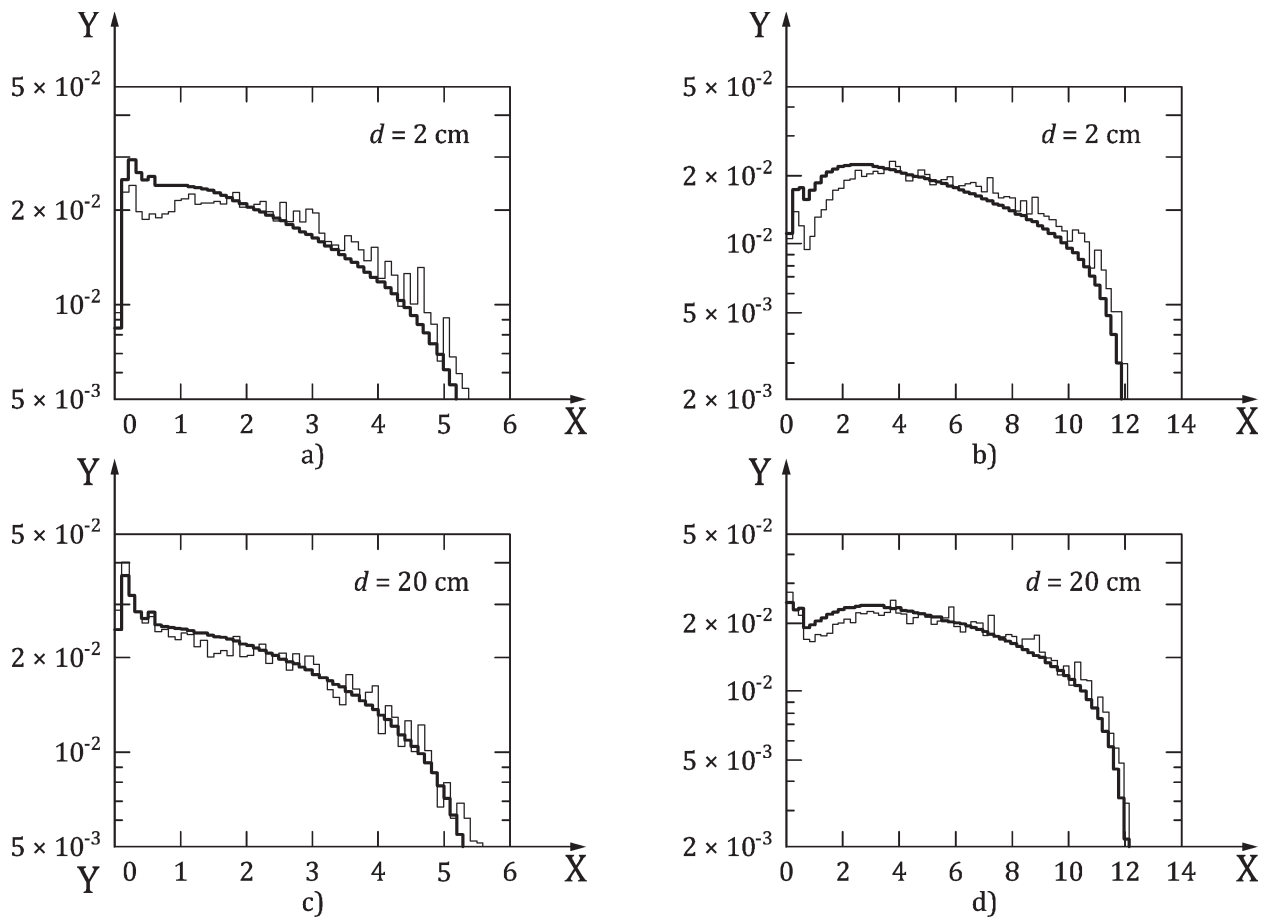
Legende

X Energie (MeV) — 2 cm
Y normierte spektrale Energiefluenz (Normalized Spectral Energy Fluence) — 20 cm

Bild 1 — Normierte Energiefluenz Ψ_E von Photonspektren in der Teletherapie in Abhängigkeit von der Feldgröße und Tiefe

Die Darstellung in Bild 1 basiert auf Monte-Carlo-Rechnungen für Punkte auf der Strahlachse im halbunendlichen Wasserphantom. SSD = 90 cm, Feldgrößen 5 cm × 5 cm bis 30 cm × 30 cm, Tiefen 2 cm und 20 cm, nominelle Beschleunigungsspannungen 6 (a), (b), (c) und (d) und 15 MV (e), (f), (g) und (h) ($Q = 0,654$ und $Q = 0,735$). Bei kleiner Feldgröße überwiegt die mit der Tiefe zunehmende Aufhärtung, bei großer Feldgröße

überwiegt der mit der Tiefe zunehmende niederenergetische Streuzusatz. Normierung auf die gesamte Fluenz [20].



Legende

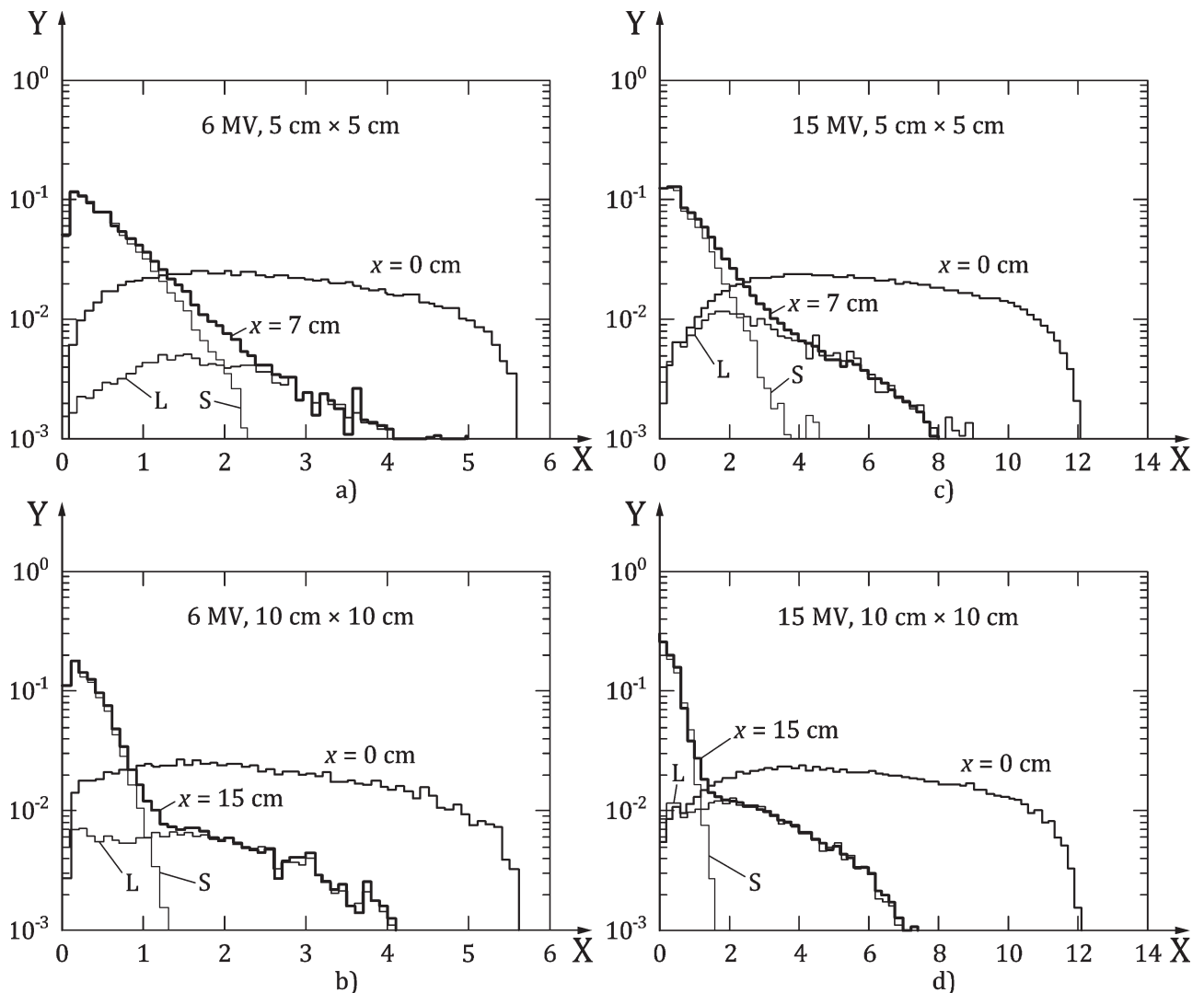
X Energie(MeV) Zentralachse (on central axis)
Y nomierte spektrale Energiefluenz (Normalized — 12 cm außerhalb der Achse (off-axis)
Spectral Energy Fluence)

ANMERKUNG Feldgröße 30 cm × 30 cm, Abstand von der Achse 12 cm, in 2 cm und 20 cm Tiefe in Wasser, nominelle Beschleunigungsspannungen 6 (a) und (c), und 15 MV (b) und (d) ($Q = 0,654$ und $Q = 0,735$). Der mit dem Achsenabstand zunehmende Aufweicheffekt ist nur in geringer Tiefe zu erkennen. Normierung auf die gesamte Fluenz [20].

Bild 2 — Normierte spektrale Energiefluenz, Ψ_E , von Photonspektren in der Teletherapie an Punkten außerhalb der Feldmitte

4.3 Spektren außerhalb der geometrischen Feldgrenzen

Im Vergleich zu den Spektren auf der Strahlachse ($x = 0$) tritt an Aufpunkten außerhalb der geometrischen Feldgrenzen eine starke Verschiebung des Spektrums zu niedrigen Energien in Erscheinung. Bild 3 zeigt Photonspektren an diesen Aufpunkten. Die Größe x ist der Achsenabstand. Die Zerlegung der Spektren in den Anteil S (Streustrahlung aus dem Absorberbereich innerhalb der Feldgrenzen, en: „phantom scatter“) und den Anteil L (Leckstrahlung des Strahlerkopfes, en: „leakage radiation“) verdeutlicht die Herkunft dieser Spektralanteile. Die geringen Werte der spektralen Energiefluenz der Leckstrahlung bei hohen Energien erklären sich a) durch die Richtungsabhängigkeit des im Target erzeugten Bremsstrahlungsspektrums, b) durch die im Material des Strahlerkopfes, insbesondere im Primärkollimator, infolge hoher Ordnungszahl der Konstruktionsmaterialien vorherrschende Schwächung durch Paarbildung.



Legende

X Achsenabstand

Y relative spektrale Energiefluenz

Bild 3 — Normierte Energiefluenz, Ψ_E , von Photonenspektren in der Teletherapie an Aufpunkten außerhalb des geometrischen Bestrahlungsfeldes im Vergleich zu Aufpunkten auf der Strahlachse

Die Darstellung in Bild 3 basiert auf Monte-Carlo-Rechnungen für Punkte im halbumendlichen Wasserphantom. SSD = 90 cm, Feldgrößen $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ und $(10 \times 10) \text{ cm}^2$, Tiefe 10 cm, nominelle Beschleunigungsspannungen 6 (a) und (b) und 15 MV (c) und (d) ($Q = 0,654$ und $Q = 0,735$). Die Spektren für $x = 7$ cm und $x = 15$ cm sind in ihre Anteile S (Phantom-Streustrahlung) und L (Blendendurchlassstrahlung) zerlegt. Normierung auf die gesamte Fluenz [20]

Die Phantomstreustrahlung ist die wesentliche Komponente des Strahlungsfeldes außerhalb des Nutzstrahls. Sie ist stark feldgrößenabhängig, und ihre Zehntelwertdicke in radialer Richtung beträgt 18 cm bei 6 MV und 19 cm bei 15 MV [20]. Der in Prozent angegebene Quotient NISD (en: normalized internal scatter dose) aus der lokalen, durch Phantomstreustrahlung bedingten Dosis in 10 cm Tiefe, gemessen im Wasserphantom im Achsenabstand x (angegeben in cm), und der Dosis auf der Achse in 10 cm Tiefe wird durch die Anpassungsformeln

$NISD = f_F [0,16 \exp(-0,128 x) + 1,9 \exp(-0,345 x)]$ für 6 MV und

$NISD = f_F [0,06 \exp(-0,121 x) + 1,0 \exp(-0,345 x)]$ für 15 MV

beschrieben. Der feldgrößenabhängige Faktor f_F hat die Werte $f_F = 1; 6,25; 26$ und 130 für die Feldgrößen $(2 \times 2) \text{ cm}^2$, $(5 \times 5) \text{ cm}^2$, $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ und $(20 \times 20) \text{ cm}^2$. Diese Formeln gelten von jeweils 5 cm außerhalb der geometrischen Feldgrenzen bis zum Achsenabstand 60 cm [20].

5 Einfache Kenngrößen des Spektrums

5.1 Allgemeines

Zur Kennzeichnung der von Beschleunigern erzeugten Photonenspektren vor dem Eintritt der Strahlung in den Patientenkörper bzw. in das Phantom sind nicht nur komplette Spektren, sondern auch vereinfachte Kenngrößen, insbesondere der Qualitätsindex, in Gebrauch (siehe DIN 6809-1). Aber auch in Absorbern oder an deren Oberflächen, sowohl innerhalb als auch außerhalb der geometrischen Feldgrenzen, ist eine Beschreibung von Photonen und Sekundärelektronenspektren durch vereinfachte Kenngrößen erforderlich. Zu diesem Zweck werden in dieser Norm die Begriffe Streuverhältnis und relativer Dosisanteil unterhalb einer bestimmten Abschneideenergie (en: „cutoff energy“) E_{cut} eingeführt.

5.2 Streuanteil der Dosis

Als Streuanteil der Dosis P_D^S wird das Verhältnis des Dosisanteils der Streustrahlung D_{Streu} zum Dosiswert der gesamten Strahlung D_{total} bezeichnet:

$$P_D^S = \frac{D_{\text{Streu}}}{D_{\text{total}}} \quad (1)$$

Bestimmung des Streuanteils der Dosis:

- a) Ist aus Monte-Carlo-Rechnungen die spektrale Photonenfluenz am interessierenden Punkt bekannt (siehe Bild 2 und Bild 3), so kann der Streuanteil der Dosis näherungsweise nach Gleichung (2) berechnet werden:

$$P_D^S = \frac{\sum_{i=1}^n D_i^S}{\sum_{i=1}^n D_i} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_i E_i \phi_i^S}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_i E_i \phi_i} \quad (2)$$

- b) Hierbei ist μ_{tr}/ρ der Massen-Energieumwandlungskoeffizient von Wasser, ϕ_i bezeichnet die gesamte und ϕ_i^S den Streuanteil der Photonenfluenz bei der Energie E_i . Die Summation erstreckt sich über alle Komponenten des Photonenspektrums $i = 1 \dots n$ am interessierenden Punkt. Die hier verwendete Näherung ist die „Kermanäherung“ (Gleichsetzung der Energiedosis mit der Kerma), die in den Tiefen anwendbar ist, in denen näherungsweise Sekundärelektronengleichgewicht besteht.

- c) Die Messung des Streuanteils der Dosis erfolgt nach

$$P_D^S(z, x, y, v) = 1 - \frac{S_k(z, x, y, v) \cdot D^{\text{Mini}}(z, x, y, v_R)}{S_t(z, x, y, v) \cdot D(z, x, y, v_R)} = 1 - \frac{D^{\text{Mini}}(z, x, y, v)}{D(z, x, y, v)} \quad (3)$$

- c) Hierzu ist für jede Feldgröße v , Position x, y und Tiefe z des Phantoms, in dem das Streuverhältnis bestimmt werden soll, der Strahlerkopfstreufaktor S_k , der totale Streufaktor S_t , sowie die Dosis D^{Mini} in einem Mini-phantom und die Dosis D in einem homogenen, quasi-unendlichen Phantom entweder bei der Feldgröße v oder bei der Referenzfeldgröße v_R zu bestimmen.

- d) Details zu den Abmessungen des Miniphantoms und zum Vorgehen für die Messung finden sich in DIN 6809-6. Mit dieser Methode ist die Bestimmung des Streuanteils der Dosis allerdings nur näherungs-

weise möglich, da in einer Messung prinzipiell nicht zwischen Primär- und Streustrahlung unterschieden werden kann. Für die Praxis ist die Näherung unter Verwendung eines Miniphantoms allerdings in den meisten Fällen ausreichend.

5.3 Dosisanteil der niederenergetischen Komponente

5.3.1 Relativer Dosisanteil der niederenergetischen Komponente

Der Dosisanteil der niederenergetischen Komponente wird nach der Formel

$$P_D^{E_{\text{cut}}} = \frac{D(E \leq E_{\text{cut}})}{D_{\text{total}}} \quad (4)$$

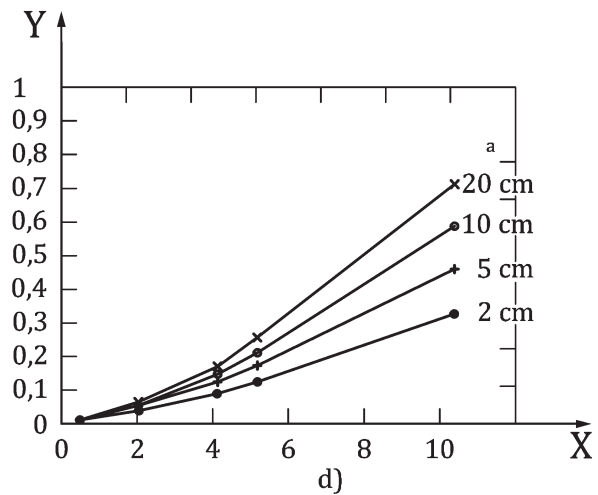
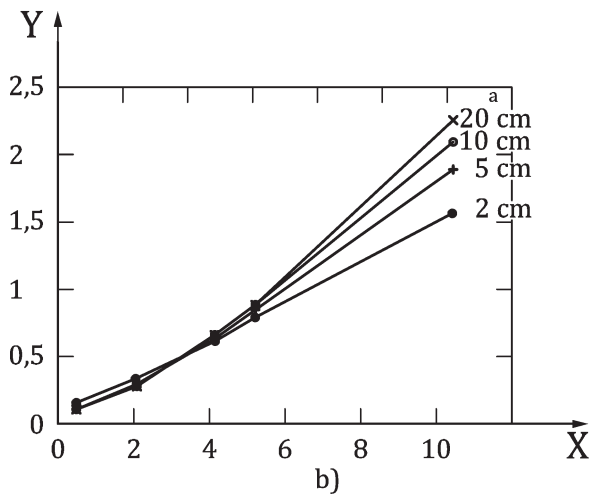
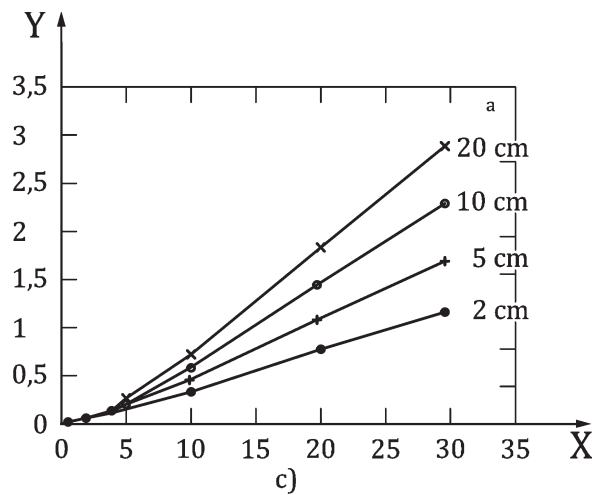
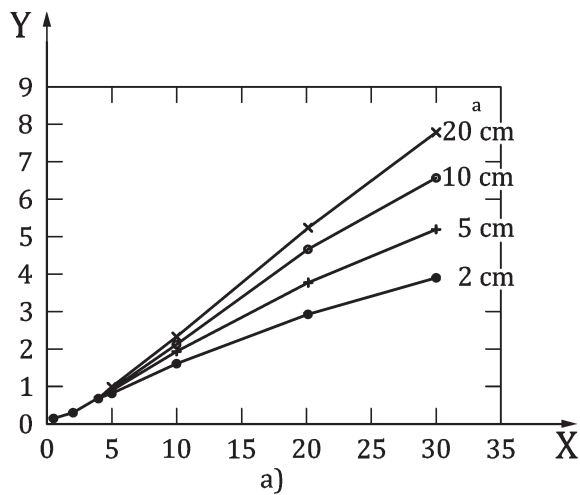
berechnet. Zur Berechnung dieses Parameters wird die bei Sekundärelektronengleichgewicht, d. h. bei Gleichsetzung der Energiedosis mit der bremsstrahlungskorrigierten Kerma, gültige Formel

$$P_D^{E_{\text{cut}}} = \frac{\sum_{i=1}^m D_i}{\sum_{i=1}^n D_i} = \frac{\sum_{i=1}^m \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_i E_i \phi_i}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_i E_i \phi_i} \quad (5)$$

verwendet, wobei $1 \leq i \leq n$ alle Komponenten des Spektrums am Aufpunkt erfasst, während m der Abschneideenergie E_{cut} entspricht. Der Faktor μ_{en}/ρ ist der Massen-Energieabsorptionskoeffizient, und ϕ_i bezeichnet die Photonenfluenz bei der Energie E_i .

ANMERKUNG Da die energieabhängigen Änderungen von Detektor-Ansprechvermögen, Dosis-Umrechnungsfaktoren und RBW-Werten im Wesentlichen unterhalb 200 keV stattfinden, wird $E_{\text{cut}} = 200 \text{ keV}$ empfohlen.

Bild 4 zeigt die Zunahme von $P_D^{200 \text{ keV}}$ an axialen Aufpunkten mit der Feldseitenlänge und mit der Tiefe. Bild 5 zeigt den lateralen Verlauf der Größe $P_D^{200 \text{ keV}}$ im Innen- und Außenbereich des geometrischen Feldquerschnitts von Photonenfeldern. Im Innenbereich ist ein durch Comptonstreuung verursachter tiefenabhängiger Anstieg der niederenergetischen Komponente in der Größenordnung weniger Prozent, im Außenbereich ein durch den Wegfall der Primärstrahlung bedingter starker Anstieg der niederenergetischen Komponente bis in die Größenordnung 50 % zu erkennen. Im Außenbereich ist zusätzlich Leckstrahlung des Beschleunigerkopfes vorhanden.



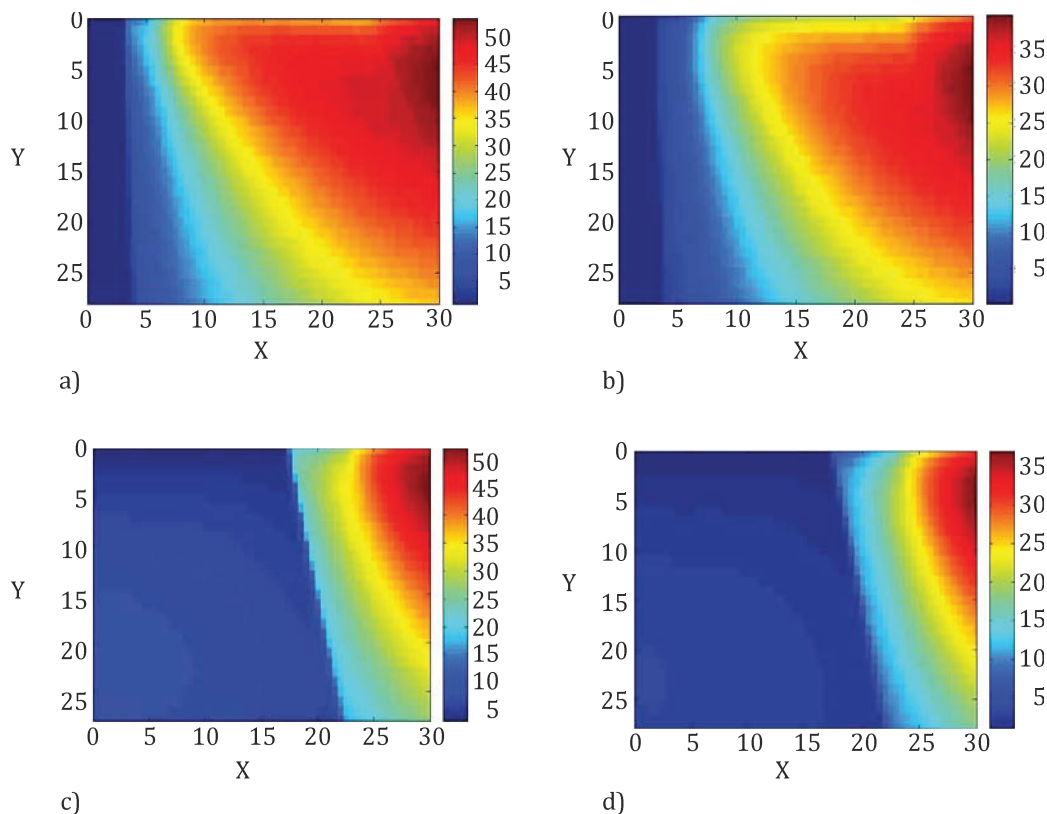
Legende

X seitenlänge des Äquivalenten Quadratisches Feldes (cm)

Y $p_D^{200\text{keV}}$ (%)

Monte-Carlo-Rechnung [20]. In den Teilbildern (b) und (d) sind die Seitenlängen der äquivalenten Quadratfelder mit erhöhter Auflösung dargestellt.

Bild 4 — Feldgrößen- und Tiefen-Abhängigkeit von $P_D^{200\text{keV}}$ für 6 MV ((a) und (b)) und 15 MV ((c) und (d)) für axiale Aufpunkte in den Tiefen 2 cm bis 20 cm in Wasser



Legende

X laterale Position in cm

Y Tiefe in Wasser in cm

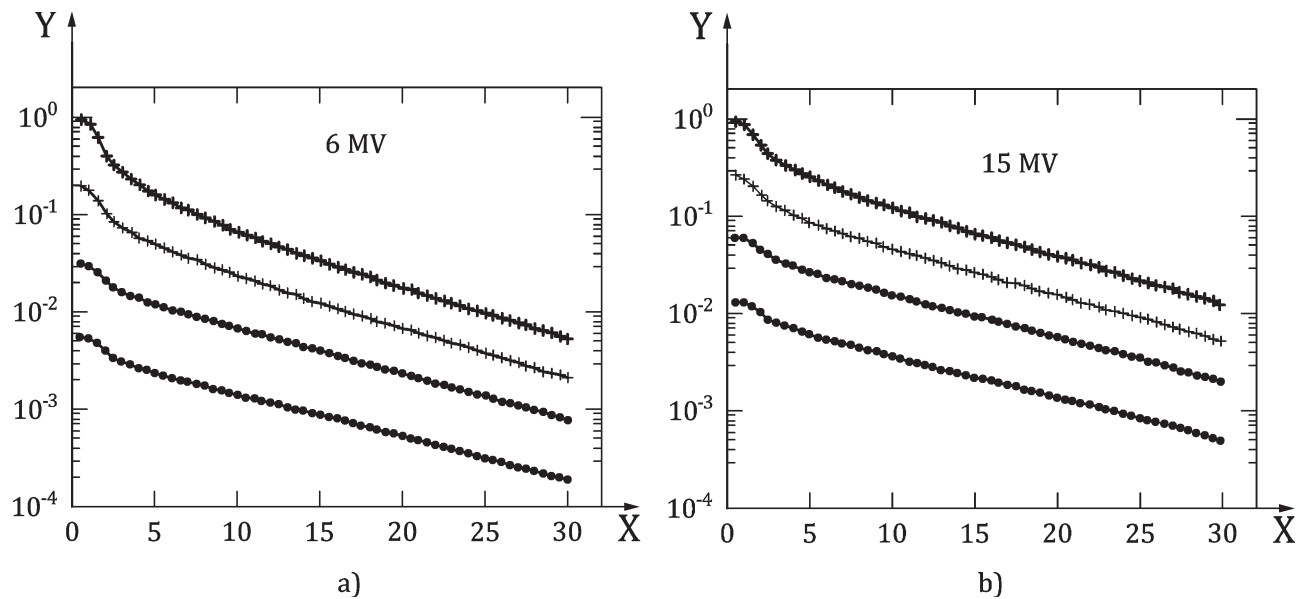
Angaben von $P_D^{200 \text{ keV}}$ in Prozenten der lokalen Dosis. Monte Carlo-Rechnung [20]

Bild 5 — 2D-Profil der Größe $P_D^{200 \text{ keV}}$ in Wasser für Teletherapiefelder mit 6 MV und 15 MV bei den Feldgrößen 5 cm × 5 cm und 30 cm × 30 cm

5.3.2 Dosisprofile der niederenergetischen Komponente

Monte-Carlo-Berechnungen der lateralen Dosisprofile schmaler Strahlenbündel zeigen den lateralen Transport der niederenergetischen Streustrahlung (Bild 6). Im Bereich außerhalb des geometrischen Feldquerschnitts (hier 2,8 cm Durchmesser) ist ein annähernd exponentieller radialer Abfall der Dosis von Photonen unterhalb 200 keV zu erkennen. Der Halbwertsradius in Wasser beträgt annähernd energie- und tiefenunabhängig 6 cm bis 7 cm.

Bild 6 gilt für einen Nadelstrahl von 2,8 cm Durchmesser. Zur Umrechnung auf eine beliebige Feldgröße kann das resultierende Strahlungsfeld näherungsweise als gewichtete Summe aus Nadelstrahlen von 2,8 cm Durchmesser zusammengesetzt werden.



Legende

X	r (cm)	—+—	d = 10 cm
Y	Relativwerte	—•—	d = 20 cm
—+—	d = 5 cm	—•—	d = 28 cm

Schmaler Photonenstrahl von 2,8 cm Durchmesser in Wasser. Monte-Carlo-Rechnung [20]. Alle Ordinatenwerte sind so normiert, dass die Achsendosis in der Tiefe 5 cm den Wert 1 hat. Zur Vermeidung von Kurvenüberlappung sind die originalen Ordinatenwerte mit dem Faktor f multipliziert. d ist die Tiefe in Wasser.

Bild 6 — Laterales Dosisprofil der Photonen mit Energien unterhalb der Abschneide-Energie $E_{\text{cut}} = 200 \text{ keV}$ für Primärstrahlung von 6 MV (a) und 15 MV (b)

5.4 Mittlere Energie der spektralen Photonenfluenz Φ_E

Eine wichtige Kenngröße des Photonenspektrums an einem Punkt des bestrahlten Mediums innerhalb oder außerhalb der Feldgrenzen ist die mittlere Energie der spektralen Photonenfluenz Φ_E

$$\bar{E}_F = \frac{\int_0^{E_{\text{max}}} E \phi_E dE}{\int_0^{E_{\text{max}}} \phi_E dE} \quad (6)$$

Man kann zeigen, dass die mittlere Photonenenergie $\bar{E}_F$ in guter Näherung als Determinante für das Ansprechvermögen von nicht wasseräquivalenten dosimetrischen Detektoren geeignet ist [24], [22]. Bei bestimmten biologischen Strahleneffekten ist die mittlere Photonenenergie näherungsweise auch die Determinante für die relative biologische Wirksamkeit [23]. Bild 9 und Bild 10 zeigen die von dem einfallenden Photonenspektrum, von der Feldgröße, der Tiefe und dem seitlichen Achsenabstand abhängigen Werte von $\bar{E}_F$ nach Monte-Carlo-Rechnungen [22]. Abnehmende Werte von $\bar{E}_F$ werden durch eine Zunahme der niederenergetischen Komponente des Spektrums bei zunehmendem Einfluss niederenergetischer Streustrahlung verursacht; zunehmende Werte sind das Kennzeichen eines Filterungseffektes. An der Feldgrenze erfolgt ein rapider Abfall von $\bar{E}_F$ beim Übergang zu vorherrschender Streustrahlung im peripheren Bereich.