

## Begriffe in der radiologischen Technik

## Teil 8: Strahlentherapie

**DIN**  
**6814-8**

ICS 01.040.11; 01.040.17; 11.040.50; 17.240

Ersatz für DIN 6814-8 : 1990-03

Terms and definitions in the field of radiology – Part 8: Radiotherapy

Termes et définitions en radiologie – Partie 8: Radiothérapie

**Inhalt**

|                                                                       | Seite |                                                                                               | Seite |
|-----------------------------------------------------------------------|-------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Vorwort . . . . .                                                     | 1     | 18 Datenverarbeitung in der Strahlentherapie . . . . .                                        | 21    |
| 1 Anwendungsbereich . . . . .                                         | 2     | 19 Anlage, Einrichtung, Zubehör,<br>Hilfseinrichtung . . . . .                                | 22    |
| 2 Normative Verweisungen . . . . .                                    | 2     | 20 Bestrahlungseinrichtungen, spezielle<br>radiologische Untersuchungseinrichtungen . . . . . | 23    |
| 3 Strahlung, Medizinische Radiologie,<br>Strahlentherapie . . . . .   | 2     | 21 Komponenten, Hilfseinrichtungen und Zubehör<br>radiologischer Einrichtungen . . . . .      | 24    |
| 4 ionisierende Strahlung . . . . .                                    | 3     | 22 spezielle Begriffe für Dosismonitore . . . . .                                             | 29    |
| 5 Radioaktivität . . . . .                                            | 8     | 23 Zeitintervalle . . . . .                                                                   | 29    |
| 6 Strahlungsquelle, Strahler . . . . .                                | 8     | 24 Bestrahlungsparameter . . . . .                                                            | 30    |
| 7 Strahlenfeld, Strahlenfeld-Eigenschaften . . . . .                  | 9     | 25 Betriebszustände und Schaltvorgänge<br>von Bestrahlungseinrichtungen . . . . .             | 31    |
| 8 Materialäquivalenz, Phantom, Prüfvorrichtung . . . . .              | 11    | 26 Qualitätsmerkmal . . . . .                                                                 | 32    |
| 9 Dosis . . . . .                                                     | 12    | 27 Koordinaten, Bewegungen, Positionen<br>und Abstände . . . . .                              | 32    |
| 10 physikalische Dosisverteilung . . . . .                            | 14    | Anhang A (informativ) Literaturhinweise . . . . .                                             | 40    |
| 11 Dosishistogramm . . . . .                                          | 15    | Anhang B (informativ)<br>Erläuterungen zu Abschnitt 14.4 . . . . .                            | 40    |
| 12 Klinische Volumina . . . . .                                       | 15    | Anhang C (informativ)<br>Erläuterungen zu Abschnitt 26 . . . . .                              | 41    |
| 13 Durchführung von Strahlenbehandlungen . . . . .                    | 16    | Anhang D (informativ)<br>Erläuterungen zu Abschnitt 27.3 . . . . .                            | 41    |
| 14 strahlentherapeutische Methode . . . . .                           | 16    | Stichwortverzeichnis . . . . .                                                                | 42    |
| 15 Bestrahlungstechnik . . . . .                                      | 18    |                                                                                               |       |
| 16 Vorbereitung und Überprüfung von<br>Strahlenbehandlungen . . . . . | 19    |                                                                                               |       |
| 17 Protokollierung strahlentherapeutischer<br>Maßnahmen . . . . .     | 20    |                                                                                               |       |

**Vorwort**

Diese Norm wurde vom Normenausschuss Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik erarbeitet.

In Übereinstimmung mit dem Verfahren in Publikationen der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) sind Benennungen von Begriffen außer in der Überschrift des Begriffes selbst in **KAPITALCHEN** gedruckt. Dadurch soll es dem Anwender der Norm erleichtert werden, ohne zusätzliche Querverweise Zusammenhänge mit anderen Begriffen zu erkennen und nutzen zu können.

Einige Begriffe sind aus anderen Normen als Zitate übernommen. Damit soll auf den sachlichen Zusammenhang der in der vorliegenden Norm definierten Begriffe mit anderen Begriffen aus der radiologischen Technik hingewiesen und für das Verständnis der Definitionen hilfreich erscheinende Informationen gegeben werden. Sofern Formulierungen in Normen, aus denen zitiert wird, noch nicht der IEC/ISO-Direktive angeglichen sind (siehe auch „Änderungen“), werden in der vorliegenden Norm nach Rücksprache mit den zuständigen Normenausschüssen angegliche Formulierungen verwendet.

Fortsetzung Seite 2 bis 58

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.

## Änderungen

Gegenüber DIN 6814-8 : 1990-03 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Inhaltliche und redaktionelle Überarbeitung, wesentliche Erweiterung und neue Gliederung.
- Neu aufgenommen wurden Begriffe zu Dosishistogrammen, zur Vorbereitung, Durchführung, Überprüfung und Protokollierung von Strahlenbehandlungen, zur Datenverarbeitung in der Strahlentherapie, spezielle Begriffe für Dosismonitore, Qualitätsmerkmale sowie Begriffe zu Koordinaten, Bewegungen, Positionen und Abständen an in der Strahlentherapie genutzten Einrichtungen.
- Begriffsgruppen, die wesentlich erweitert, modifiziert oder in neuen Abschnitten zusammengefaßt wurden, betreffen klinische – onkologische und strahlentherapeutische – Volumina, strahlentherapeutische Methoden und Bestrahlungstechniken, Anlagen und Einrichtungen einschließlich Zubehör und Hilfseinrichtungen, Bestrahlungszeit und andere interessierende Zeitintervalle. Darüber hinaus erstrecken sich die Änderungen auf die Benennungen oder den Wegfall einzelner Begriffe (z. B. „Strahlenfeld“ für „Nutzstrahlenbündel“, Wegfall von „Nutzstrahlenbereich“), Definitionen (z. B. die Definitionen der Begriffe zu „Strahlungsfeldkomponenten“) und auf die Einführung bisher nicht in der Norm enthaltener oder neu gebildeter Begriffe in bereits angelegte Sachgruppen (z. B. „Feldpforte“).
- b) Begriffe, die Dosisverhältnisse und Streuzusätze betreffen, sind nicht wieder aufgenommen, da diese Begriffe eher der klinischen Dosimetrie zuzuordnen sind.

## Frühere Ausgaben

DIN 6814-8: 1986-01, 1990-03

## 1 Anwendungsbereich

Anwendungsbereich der Norm ist die therapeutische Anwendung IONISIERENDER STRAHLUNG unter Einsatz von BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN oder UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN in der medizinischen Radiologie.

## 2 Normative Verweisungen

Diese Norm enthält durch datierte oder undatierte Verweisungen Festlegungen aus anderen Publikationen. Diese normativen Verweisungen sind an den jeweiligen Stellen im Text zitiert, und die Publikationen sind nachstehend aufgeführt. Bei datierten Verweisungen gehören spätere Änderungen oder Überarbeitungen dieser Publikationen nur zu dieser Norm, falls sie durch Änderung oder Überarbeitung eingearbeitet sind. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe der in Bezug genommenen Publikation.

- DIN 6809-1  
Klinische Dosimetrie – Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung
- DIN 6814-2 : 2000-07  
Begriffe in der radiologischen Technik – Strahlungsphysik
- DIN 6814-3  
Begriffe in der radiologischen Technik – Dosisgrößen und Doseinheiten
- DIN 6814-4 : 1990-02  
Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik – Radioaktivität
- DIN 6814-16 : 1996-03  
Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 16: Prüfung der Qualität einschließlich Sicherheit; Allgemeines
- DIN 6827-1  
Protokollierung bei der medizinischen Anwendung ionisierender Strahlen – Teil 1: Therapie mit Elektronenbeschleunigern sowie Röntgen- und Gammastrahlungseinrichtungen

- DIN 6847-4 : 1990-10  
Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen – Apparative Qualitätsmerkmale; Identisch mit IEC 60976 : 1989
- DIN 6853-3 : 1992-12  
Medizinische, ferngesteuerte, automatisch betriebene Afterloading-Anlagen – Anforderungen an die Strahlenquellen
- DIN 6879  
Begriffe und Benennungen der medizinischen Ultraschall Diagnostik
- DIN 44300-2 : 1988-11  
Informationsverarbeitung – Begriffe, Informationsdarstellung
- DIN 44300-5 : 1988-11  
Informationsverarbeitung – Begriffe, Aufbau digitaler Rechensysteme
- DIN 55350-12  
Begriffe der Qualitätssicherung und Statistik – Merkmalsbezogene Begriffe
- DIN VDE 31000-2  
Allgemeine Leitsätze für das sicherheitsgerechte Gestalten technischer Erzeugnisse – Begriffe der Sicherheitstechnik; Grundbegriffe
- DIN EN 61217  
Strahlentherapie-Einrichtungen – Koordinaten, Bewegungen und Skalen (IEC 61217 : 1996); Deutsche Fassung EN 61217 : 1996
- DIN EN ISO 8402  
Qualitätsmanagement – Begriffe (ISO 8402 : 1994); Dreisprachige Fassung EN ISO 8402 : 1995

## 3 Strahlung, medizinische Radiologie, Strahlentherapie

### 3.1 Strahlung

Emission und Ausbreitung von Energie durch Vakuum oder ein materielles Medium in Form von TEILCHEN oder Wellen.

**ANMERKUNG 1:** TEILCHEN können als nicht weiter teilbar angesehen werden (Elementarteilchen), oder sie können aus mehreren Elementarteilchen zusammengesetzt sein. Beispiele für Elementarteilchen sind Elektronen, Positronen, PHOTONEN. Beispiele für zusammengesetzte Teilchen sind Atomkerne und Ionen.

**ANMERKUNG 2:** Mit Rücksicht auf den Ultraschall und andere in der Medizin angewendete Wellenstrahlungen enthält diese Definition auch den Begriff „Welle“. Begriffe für physikalische Größen zur medizinischen Anwendung von Ultraschall siehe DIN 6879.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

### 3.1.1 Strahlungsfeld

Räumliche Verteilung von STRAHLUNG im Vakuum oder in Materie. [DIN 6814-2 : 2000-07]

## 3.2 medizinische Radiologie

Wissenschaft von der Anwendung von STRAHLUNG in der Medizin.

**ANMERKUNG:** Aufgrund einer Übereinkunft werden die Nuklearmedizin und die Anwendung der Magnetresonanz in der Medizin zur MEDIZINISCHEN RADIOLOGIE gezählt. In der Zielsetzung der MEDIZINISCHEN RADIOLOGIE wird auch Ultraschall von Radiologen eingesetzt.

### 3.2.1 radiologisch (im Bereich der MEDIZINISCHEN RADIOLOGIE)

Sich auf die MEDIZINISCHE RADIOLOGIE beziehend.

## 3.3 Strahlentherapie

MEDIZINISCHE RADIOLOGIE, angewendet für therapeutische Zwecke.

## 4 ionisierende Strahlung

STRAHLUNG, die aus KORPUSKELN oder PHOTONEN besteht, deren TEILCHENENERGIE so hoch ist, daß sie Materie zu ionisieren vermögen.

**ANMERKUNG:** Eine bestimmte TEILCHENENERGIE als Grenze zwischen nicht ionisierender Strahlung (z. B. sichtbarem Licht) und IONISIERENDER STRAHLUNG läßt sich nicht angeben, da die zur Stoßionisation benötigte Energie auch von der Art des ionisierten Materials abhängt. Die in der MEDIZINISCHEN RADIOLOGIE angewendeten STRAHLUNGEN haben im allgemeinen TEILCHENENERGIEN oberhalb 1 keV und gehören deshalb eindeutig zu den IONISIERENDEN STRAHLUNGEN.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

### 4.1 Strahlungsart

STRAHLUNG, die durch die Natur oder Herkunft ihrer TEILCHEN oder durch besondere Eigenschaften ihres SPEKTRUMS bestimmt ist. [DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.1.1 Photonenstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, die aus PHOTONEN besteht; Sammelbegriff für RÖNTGENSTRAHLUNG und GAMMASTRAHLUNG.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.1.1.1 Röntgenstrahlung

In der Atomhülle oder im Coulombschen Feld von Atomkernen entstehende, ionisierende PHOTONENSTRAHLUNG; Sammelbegriff für BREMSSTRAHLUNG und CHARAKTERISTISCHE RÖNTGENSTRAHLUNG. [DIN 6814-2 : 2000-07]

###### 4.1.1.1.1 Bremsstrahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG, die durch Ablenkung und Abbremsung geladener TEILCHEN im Coulombschen Feld von Atomkernen oder Hüllenelektronen entsteht.

**ANMERKUNG 1:** Das SPEKTRUM der BREMSSTRAHLUNG ist kontinuierlich und reicht bis zu einem von der ERZEUGUNGSSPANNUNG abhängigen Maximalwert, der GRENZENERGIE.

**ANMERKUNG 2:** Technisch wird RÖNTGENSTRAHLUNG vorzugsweise durch Abbremsung von Elektronen in der Anode von Röntgenröhren oder im TARGET von ELEKTRO- NENBESCHLEUNIGERN erzeugt. [DIN 6814-2]

#### 4.1.1.1.2 charakteristische Röntgenstrahlung; Röntgen Fluoreszenzstrahlung; Eigenstrahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG, die in der Atomhülle entsteht, wenn Atome durch Wiederbesetzung eines frei gewordenen Platzes einer inneren Elektronenschale in einen Zustand niedrigerer Energie übergehen.

**ANMERKUNG 1:** Die CHARAKTERISTISCHE RÖNTGENSTRAHLUNG, die beim Elektronenübergang in die K-(L-, M-, ...)Schale stattfindet, wird K-(L-, M-, ...)Strahlung genannt.

**ANMERKUNG 2:** Das SPEKTRUM der CHARAKTERISTISCHEN RÖNTGENSTRAHLUNG ist ein Linienspektrum, das für das entsprechende Element charakteristisch ist.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.1.1.1.3 homogene (Röntgen-)Strahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG, bei der die ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE gleich der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKE ist.

**ANMERKUNG:** In der Praxis wird eine RÖNTGENSTRAHLUNG, bei der die ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE von der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKE um nicht mehr als 10 % abweicht, als HOMOGENE RÖNTGENSTRAHLUNG bezeichnet, andernfalls als HETEROGENE RÖNTGENSTRAHLUNG.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.1.1.1.4 heterogene (Röntgen-)Strahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG, bei der die ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE größer als die ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE ist.

**ANMERKUNG:** In der Praxis wird eine RÖNTGENSTRAHLUNG, bei der die ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE von der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKE um nicht mehr als 10 % abweicht, als HOMOGENE RÖNTGENSTRAHLUNG bezeichnet, andernfalls als HETEROGENE RÖNTGENSTRAHLUNG.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.1.1.2 Gammastrahlung

PHOTONENSTRAHLUNG, die von angeregten Atomkernen ausgesandt wird, wenn sie in einen Zustand niedrigerer Energie übergehen, oder die bei Elementarteilchenprozessen entsteht.

**ANMERKUNG 1:** Das SPEKTRUM der GAMMASTRAHLUNG ist für den entsprechenden Übergang zwischen den Kernniveaus oder den entsprechenden Elementarteilchenprozeß charakteristisch.

**ANMERKUNG 2:** Die GAMMASTRAHLUNG unterscheidet sich von der RÖNTGENSTRAHLUNG demnach nicht durch die Photonenenergie, sondern durch die Art ihrer Entstehung.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.1.1.2.1 Vernichtungsstrahlung

PHOTONENSTRAHLUNG, die entsteht, wenn ein negatives und ein positives Elektron (Positron) zusammentreffen, wobei beide zerstrahlen (Umwandlung von Materie in STRAHLUNGSENERGIE).

**ANMERKUNG:** Bei diesem Vorgang werden in der Regel gleichzeitig zwei PHOTONEN mit einer Energie von je 0,511 MeV (Ruheenergie des Elektrons) in entgegengesetzte Richtungen emittiert.  
[DIN 6814-4 : 1990-02]

#### 4.1.2 Korpuskularstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, deren TEILCHEN eine von Null verschiedene Ruhemasse haben. [DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.1.2.1 Elektronenstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, die aus negativ oder positiv geladenen Elektronen besteht.

ANMERKUNG: Positiv geladene Elektronen werden als „Positronen“ bezeichnet.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.1.2.1.1 Betastrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, die aus negativen oder positiven Elektronen besteht, welche beim Betazerfall vom Atomkern emittiert werden.

ANMERKUNG 1: Da die Zerfallsenergie bzw. bei nachfolgendem Gammaübergang der um die Photonenenergie verminderte Anteil statistisch auf Betateilchen, Neutrino (bzw. Antineutrino) und Kern verteilt wird, ist das Energiespektrum der BETA STRAHLUNG ein kontinuierliches SPEKTRUM, das sich von der Energie Null bis zu einer für das betreffende RADIONUKLID charakteristischen MAXIMALENERGIE erstreckt. Bei komplexem Zerfallsschema ergibt sich eine Überlagerung mehrerer kontinuierlicher Spektren.

[DIN 6814-4 : 1990-02]

ANMERKUNG 2: Die von einem ELEKTRONENBESCHLEUNIGER erzeugte ELEKTRONENSTRAHLUNG ist demnach keine BETA STRAHLUNG.

#### 4.1.2.2 Hadronenstrahlung; Strahlung schwerer Teilchen

KORPUSKULARSTRAHLUNG, die aus stark wechselwirkenden, d. h. der Kernkraft unterliegenden TEILCHEN, nämlich Mesonen und Baryonen, besteht. [DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.1.2.2.1 Mesonenstrahlung

KORPUSKULARSTRAHLUNG, die aus Hadronen mit ganzzahligem Spin, z. B. aus Pionen ( $\pi^+$ ,  $\pi^-$ ,  $\pi^0$ ), besteht.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.1.2.2.2 Baryonenstrahlung

KORPUSKULARSTRAHLUNG, die aus Hadronen mit halbzahligem Spin, z. B. aus Protonen oder Neutronen, besteht.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.1.2.3 Ionenstrahlung

KORPUSKULARSTRAHLUNG, die aus Atomkernen oder aus Ionen mit der Mindestmasse eines Deuterons, z. B. Deuteronen, Alphateilchen,  $^{12}\text{C}$ -Ionen, besteht.  
[DIN 6814-2 : 2000-07]

## 4.2 Strahlungsfeldkomponente

Gruppe von TEILCHEN, die durch ihre Rolle bei WECHSELWIRKUNGEN gekennzeichnet werden, die sich nach ihrer Art oder nach dem Ort ihrer Entstehung oder hinsichtlich ihres Durchganges durch Materieschichten unterscheiden oder die – unter geometrischen oder Strahlenschutz-Gesichtspunkten – einen bestimmten Raumbereich erfüllen.

ANMERKUNG: Mit Hilfe der räumlichen Grenzen des STRAHLENFELDES sind z. B. die Begriffe NUTZSTRAHLUNG und STÖRSTRAHLUNG festgelegt.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

### 4.2.1 Primärstrahlung

Bei RÖNTGENSTRAHLUNG: die im Targetsystem einer RÖNTGEN-EINRICHTUNG oder BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG entstehende RÖNTGENSTRAHLUNG, soweit sie einen interessierenden Punkt ohne WECHSELWIRKUNG mit Materie erreicht.

Bei KORPUSKULARSTRAHLUNG aus einem TEILCHENBESCHLEUNIGER (außer Neutronenstrahlung): die im TEILCHENBESCHLEUNIGER beschleunigten KORPUSKELN, nach Modifikation ihrer Orts-, Richtungs- und Energieverteilung durch das Strahlerzeugungssystem und die durchstrahlte Luftsäule.

Bei Neutronenstrahlung aus einem TEILCHENBESCHLEUNIGER oder einem Kernreaktor: die im TARGETSYSTEM eines TEILCHENBESCHLEUNIGERS durch Kernreaktionen oder in einem

Kernreaktor durch Kernspaltung erzeugten Neutronen, soweit sie einen interessierenden Punkt ohne WECHSELWIRKUNG mit Materie erreichen.

Bei STRAHLUNG aus RADIONUKLIDEN: die im radioaktiven Material einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG oder eines STRAHLERS durch spontane Kernumwandlung erzeugten TEILCHEN – z. B. Alphateilchen, Betateilchen, Gammaquanten, Neutronen –, soweit sie einen interessierenden Punkt ohne WECHSELWIRKUNG mit Materie erreichen.

ANMERKUNG 1: Die zum interessierenden Punkt gelangende SEKUNDÄRSTRAHLUNG gehört nicht zur PRIMÄRSTRAHLUNG.

ANMERKUNG 2: Die Begriffe PRIMÄRSTRAHLUNG, SEKUNDÄRSTRAHLUNG und STREUSTRAHLUNG entsprechen der Anwendung bei Dosisberechnungen und bei bildgebenden Systemen. Zur Erhöhung der Genauigkeit von Dosisberechnungen für PHOTONENSTRAHLUNG werden oft neben der in den Körper eintretenden PRIMÄRSTRAHLUNG und der im Körper ausgelösten STREUSTRAHLUNG auch die in den Körper eintretende STREUSTRAHLUNG, z. B. die in der PRIMÄRBLLENDE und im AUSGLEICHFILTER eines ELEKTRONENBESCHLEUNIGERS ausgelöste STREUSTRAHLUNG (head scatter), und die in den Körper eintretende SEKUNDÄRSTRAHLUNG, z. B. SEKUNDÄRELEKTRONEN, getrennt berücksichtigt.

ANMERKUNG 3: Der Quellbereich der PRIMÄRSTRAHLUNG umfaßt z. B. bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN für die Therapie mit ULTRAHARTER RÖNTGENSTRAHLUNG das Bremsstrahlungstarget sowie bei bestimmten Beschleunigerkonstruktionen auch das Elektronenstrahl-Austrittsfenster und gegebenenfalls den Elektronenstrahlfänger.

ANMERKUNG 4: Die extrafokale Strahlung einer Röntgenröhre ist ebenfalls Teil der PRIMÄRSTRAHLUNG.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

### 4.2.2 Nutzstrahlung

Bei STRAHLENFELDERN: IONISIERENDE STRAHLUNG der zur Anwendung bestimmten Art innerhalb des STRAHLENFELDES vor Eintritt in den Patienten, nach Modifikation durch das BLENDENSYSTEM und durch andere Komponenten, die die Fluenzverteilung in der Feldebene beeinflussen.

Bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN: IONISIERENDE STRAHLUNG der zur Anwendung bestimmten Art außerhalb des Applikators.

ANMERKUNG:

- Bei RÖNTGENSTRAHLUNG aus RÖNTGENEINRICHTUNGEN ist die NUTZSTRAHLUNG die vom elektronischen Brennfleck emittierte RÖNTGENSTRAHLUNG.
- Bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zählen zur NUTZSTRAHLUNG die GAMMASTRAHLUNG des wesentlichen Nuklids und die Photonen-Streustrahlung innerhalb des STRAHLENFELDES.
- Bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Röntgenstrahlungsbetrieb zählen zur NUTZSTRAHLUNG die im Targetsystem erzeugte und im AUSGLEICHFILTER geschwächte BREMSSTRAHLUNG sowie die Photonen-Streustrahlung innerhalb des STRAHLENFELDES.
- Bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Elektronenstrahlungsbetrieb zählen zur Nutzstrahlung die im Streufilter- oder Scansystem abgelenkten sowie in Luft gestreuten energiereichen Elektronen innerhalb des STRAHLENFELDES.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

### 4.2.3 Fremdstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG innerhalb des STRAHLENFELDES, die zusätzlich zur NUTZSTRAHLUNG auftritt, aber von anderer Art ist als die zur Anwendung bestimmte STRAHLUNG.

**ANMERKUNG 1:** FREMDSTRAHLUNG kann simultan mit der NUTZSTRAHLUNG in der Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG entstehen, z.B. bei Kernreaktionen, aber auch bei WECHSELWIRKUNGEN der NUTZSTRAHLUNG in Bauteilen eines BLENDENSYSTEMS.

**ANMERKUNG 2:** FREMDSTRAHLUNG ist z. B.

- bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Röntgenstrahlungsbetrieb die durch PAARBILDUNG oder COMPTON-STREUUNG im BLENDENSYSTEM entstehende Elektronen-Sekundärstrahlung,
- bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Elektronenstrahlungsbetrieb die im Elektronenstrahl-Austrittsfenster und die im STREUFILTERSYSTEM des ELEKTRONENBESCHLEUNIGERS ausgelöste BREMSSTRAHLUNG.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.2.4 Störstrahlung

Gesamte IONISIERENDE STRAHLUNG außerhalb des STRAHLENFELDES.

**ANMERKUNG:** Als Komponenten der STÖRSTRAHLUNG können z. B. auftreten:

- Photonen-Streustrahlung, die durch WECHSELWIRKUNG von NUTZSTRAHLUNG mit Materie entsteht,
- DURCHLASSSTRAHLUNG,
- gegebenenfalls gestreute oder durch Kern-Photoeffekt gebildete Neutronenstrahlung,
- Elektronen-Streustrahlung.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.2.5 Streustrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG an einem interessierenden Punkt, die durch STREUUNG einer einfallenden Strahlung an Materie entsteht; ausgenommen ist die STRAHLUNG der durch Kernreaktionen aktivierten Materialien.

STREUSTRAHLUNG ist von der gleichen Art wie die einfallende STRAHLUNG, sie unterscheidet sich von dieser jedoch in der Richtungsverteilung, in der Regel auch in der spektralen Verteilung.

**ANMERKUNG:** Wegen der geringen MITTLEREN FREIEN WEG-LÄNGE bei der ELASTISCHEN STREUUNG von Elektronen z. B. in STREUFILTERN und in Luft tritt bei ENERGIEREICHER ELEKTRONENSTRAHLUNG an Punkten der Körperoberfläche die PRIMÄRSTRAHLUNG gegenüber der STREUSTRAHLUNG stark zurück.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.2.6 Sekundärstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG an einem interessierenden Punkt, die durch WECHSELWIRKUNGEN einer einfallenden STRAHLUNG mit Materie entsteht; ausgenommen ist die STRAHLUNG der durch Kernreaktionen aktivierten Materialien.

**ANMERKUNG 1:** Bei PERKUTANER THERAPIE mit PHOTONENSTRAHLUNG besteht die SEKUNDÄRSTRAHLUNG im Körper vor allem aus außerhalb oder innerhalb des Körpers erzeugten SEKUNDÄRELEKTRONEN. In der Röntgendiagnostik besteht eine wichtige SEKUNDÄRSTRAHLUNG an der Bildempfänger-Eingangsfläche aus den im Umhüllungsmaterial der strahlungsempfindlichen Schicht, z. B. in den Verstärkungsfolien eines Film-Folien-Systems, ausgelösten SEKUNDÄRELEKTRONEN.

**ANMERKUNG 2:** Ist die einfallende STRAHLUNG STÖRSTRAHLUNG, so wird die bei WECHSELWIRKUNGEN dieser STRAHLUNG mit Materie entstehende STRAHLUNG im Strahlenschutz als „Tertiärstrahlung“ bezeichnet.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.2.7 Durchlaßstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, die solche Bauteile durchdringt, die den Austritt von IONISIERENDER STRAHLUNG aus einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG oder einer ihrer Komponenten verhindern oder die STRAHLUNG in ausreichendem Maße schwächen sollen, um Strahlenschutzforderungen zu erfüllen. [DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.2.7.1 Blendendurchlaßstrahlung

DURCHLASSSTRAHLUNG, die die schwächenden Teile einer BLENDE oder eines BLENDENSYSTEMS, welche(s) teilweise oder ganz geschlossen ist, innerhalb des größten einblendbaren STRAHLENFELDES durchdringt. [DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.2.7.2 Gehäusedurchlaßstrahlung

DURCHLASSSTRAHLUNG, die das Gehäuse einer Komponente einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG durchdringt, gegebenenfalls außerhalb der Fläche des größten einblendbaren STRAHLENFELDES an der Strahlungsaustrittsöffnung der Einrichtung. [DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.3 Energie ionisierender Strahlung

##### 4.3.1 Teilchenenergie $E$

Energie eines TEILCHENS ausschließlich der Ruheenergie.

Einheit: „Elektronvolt“ (Einheitenzeichen: eV)

$1 \text{ eV} = 1,6022 \cdot 10^{-19} \text{ J}$

**ANMERKUNG:** In der Anwendung wird im allgemeinen in der Benennung „TEILCHENENERGIE“ die Benennung des interessierenden TEILCHENS eingesetzt, z.B. „Elektronenenergie“, „Photonenenergie“.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.3.2 Maximalenergie $E_{\max}$ (bei IONISIERENDER STRAHLUNG)

Höchste in einer PHOTONENSTRAHLUNG oder einer KORPUSKULARSTRAHLUNG vorkommende TEILCHENENERGIE.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.3.3 Grenzünergie $E_g$

MAXIMALENERGIE einer BREMSSTRAHLUNG.

**ANMERKUNG 1:** Bei weicher Röntgenstrahlung und bei harter Röntgenstrahlung ist die GRENZENERGIE gleich dem Produkt aus der ERZEUGUNGSSPANNUNG und der elektrischen Elementarladung  $e$ .

**ANMERKUNG 2:** Bei ULTRAHARTER PHOTONENSTRAHLUNG ist die GRENZENERGIE näherungsweise gleich dem Produkt aus dem NENNWERT DER ERZEUGUNGSSPANNUNG und der elektrischen Elementarladung  $e$ .

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.3.4 Nenn-Energie $E_{\text{nenn}}$ (bei ELEKTRONENSTRAHLUNG aus ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN)

Gerundeter Wert der WAHRSCHEINLICHSTEN ENERGIE der Elektronen unmittelbar nach Passieren des Elektronenstrahl-Austrittsfensters. [DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.3.5 Erzeugungsspannung (bei Röntgenröhren)

Scheitelwert der Röhrenspannung. [DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.3.5.1 Nennwert der Erzeugungsspannung (bei RÖNTGENSTRAHLUNG aus TEILCHENBESCHLEUNIGERN)

Spannung, mit der die auf das TARGET auftreffenden Elektronen auf ihre NENN-ENERGIE beschleunigt würden.

**ANMERKUNG:** Der NENNWERT DER ERZEUGUNGSSPANNUNG läßt nur näherungsweise einen Rückschluß auf die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN zu, da diese auch von Art und Dicke des TARGETS abhängt.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.3.6 effektive Energie $E_{\text{eff}}$ (bei PHOTONENSTRAHLUNG)

TEILCHENENERGIE derjenigen monoenergetischen PHOTONENSTRAHLUNG, die den gleichen physikalischen Effekt hervorruft wie eine betrachtete SPEKTRAL VERTEILTE PHOTONENSTRAHLUNG.

ANMERKUNG: Die EFFEKTIVE ENERGIE hängt vom betrachteten Effekt ab. Beispiel: SCHWÄCHUNG in der Geometrie des ENGEN STRAHLENFELDES.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.4 Teilchenflußdichte $\varphi$

Differentialquotient  $\frac{d^2N}{dA \cdot dt}$ ; dabei ist  $d^2N$  die Anzahl der TEILCHEN, die in dem Zeitintervall  $dt$  in eine Kugel mit der Querschnittsfläche  $dA$  eintreten:

$$\varphi = \frac{d^2N}{dA \cdot dt} \quad (1)$$

ANMERKUNG: Die TEILCHENFLUSSDICHTHE wird in der Regel für eine bestimmte Teilchenart angegeben, z. B. Photonenflußdichte, Elektronenflußdichte, Neutronenflußdichte.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.4.1 spektrale Teilchenflußdichte $\varphi_E$

Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTHE  $\varphi$  in bezug auf die Energie  $E$  der TEILCHEN:

$$\varphi_E = \frac{d\varphi(E)}{dE} \quad (2)$$

Dabei ist  $d\varphi(E)$  die Flußdichte aller TEILCHEN, deren Energie in dem Energieintervall zwischen  $E$  und  $E + dE$  liegt.

ANMERKUNG: Die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTHE  $\varphi_E$  ist eine Funktion der Energie.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.5 Strahlungsqualität

Parameter zur Klassifizierung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTHE einer STRAHLUNGSART für einen betrachteten Ort.

ANMERKUNG 1: Die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTHE 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: Welche Parameter zur Kennzeichnung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTHE bei der Protokollierung strahlentherapeutischer Maßnahmen erforderlich sind, ist in DIN 6827-1 geregelt.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.1 Strahlungshärte

Klassifizierung einer PHOTONENSTRAHLUNG im Hinblick auf ihre SCHWÄCHUNG beim Durchgang durch Materie.

ANMERKUNG 1: Zur Klassifizierung dienen Bereiche der ERZEUGUNGSSPANNUNG oder der MAXIMALENERGIE.

ANMERKUNG 2: Die Schwächung einer PHOTONENSTRAHLUNG hängt außer von ihrem SPEKTRUM auch von geometrischen Faktoren ab, z. B. von den betrachteten Fokus-Abständen („geometrische Schwächung“) und von der FELDDGRÖSSE.

ANMERKUNG 3: Je nach STRAHLUNGSHÄRTE wird von WEICHER, HARDER oder ULTRAHARTER PHOTONENSTRAHLUNG bzw. GAMMASTRAHLUNG gesprochen.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.1.1 weiche Photonenstrahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG bis zu 100 kV und GAMMASTRAHLUNG mit einer MAXIMALENERGIE bis zu 50 keV.

ANMERKUNG: Wenn es sich um RÖNTGENSTRAHLUNG handelt, wird oft auch die Benennung „weiche Röntgenstrahlung“ verwendet.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.1.2 harte Photonenstrahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG über 100 kV bis zu 1 MV und GAMMASTRAHLUNG mit einer MAXIMALENERGIE über 50 keV bis zu 0,5 MeV.

ANMERKUNG: Wenn es sich um RÖNTGENSTRAHLUNG handelt, wird oft auch die Benennung „harte Röntgenstrahlung“ verwendet.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.1.3 ultraharte Photonenstrahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG mit einem NENNWEIT DER ERZEUGUNGSSPANNUNG über 1 MV und GAMMASTRAHLUNG mit einer MAXIMALENERGIE über 0,5 MeV.

Wenn es sich um RÖNTGENSTRAHLUNG handelt, wird oft auch die Benennung „ultraharte Röntgenstrahlung“ verwendet.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.2 energiereiche Elektronenstrahlung

ELEKTRONENSTRAHLUNG aus ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN mit einer MAXIMALENERGIE von mehr als 1 MeV.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.3 erste Halbwertschichtdicke $s_1$

Parameter zur Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT einer RÖNTGENSTRAHLUNG: Dicke einer schwächenden Schicht, durch die unter festgelegten Meßbedingungen die LUFTKERMALEISTUNG einer betrachteten RÖNTGENSTRAHLUNG auf die Hälfte ihres Wertes ohne schwächende Schicht reduziert wird.

ANMERKUNG 1: Für „HALBWERTSCHICHTDICKE“ ist auch die Benennung „Halbwertdicke“ gebräuchlich.

ANMERKUNG 2: Ist eine Mißverständnis ausgeschlossen, so dürfen für „ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE“ auch die Kurzbenennungen „HALBWERTSCHICHTDICKE“ bzw. „Halbwertdicke“ verwendet werden.

ANMERKUNG 3: Die ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE hängt vom Material der schwächenden Schicht ab.

ANMERKUNG 4: Die Meßbedingungen zur Bestimmung der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKE sind in DIN 6809-1 festgelegt.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.3.1 zweite Halbwertschichtdicke $s_2$

Parameter zur Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT einer RÖNTGENSTRAHLUNG: Dicke einer schwächenden Schicht, um die die ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE vergrößert werden muß, damit die LUFTKERMALEISTUNG der betrachteten RÖNTGENSTRAHLUNG von der Hälfte auf ein Viertel des Wertes ohne schwächende Schicht reduziert wird.

ANMERKUNG: Für „ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE“ ist auch die Kurzbenennung „zweite Halbwertdicke“ gebräuchlich.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

##### 4.5.3.2 Homogenitätsgrad $H$

Quotient ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE  $s_1$  durch ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE  $s_2$ :

$$H = \frac{s_1}{s_2} \quad [DIN 6814-2 : 2000-07] \quad (3)$$

#### 4.5.4 Strahlungsqualitätsindex $Q$

Parameter, durch den die RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTe einer ULTRAHARTEN RÖNTGENSTRAHLUNG charakterisiert wird.

ANMERKUNG 1: Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX  $Q$  wird bestimmt als Quotient  $M_{20}$  durch  $M_{10}$ , wobei  $M_{20}$  die Anzeige eines IONISATIONS DOSIMETERS bei einer Meßtiefe von 20 cm,  $M_{10}$  die Anzeige bei 10 cm Meßtiefe ist, der Detektor in 100 cm Fokusabstand in einem quasi-unendlichen Wasserphantom angeordnet ist, und die GEOMETRISCHE FELDDGRÖSSE am Detektor 10 cm × 10 cm beträgt:

$$Q = \frac{M_{20}}{M_{10}} \quad (4)$$

ANMERKUNG 2: Auf den STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX hat die Kontamination der PRIMÄRSTRAHLUNG mit FREMDSTRAHLUNG praktisch keinen Einfluß. Er ist daher als Kenngröße für die RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTe der PRIMÄRSTRAHLUNG besser geeignet als Kenngrößen, die auf das Maximum der TIEFENDOSISVERTEILUNG bezogen sind.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.5.5 Durchdringungsvermögen $T_{80}$

KENNMERKMAL von ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN: Tiefe des – gegebenenfalls: distalen – Punktes auf der ZENTRALACHSE, in dem unter festgelegten Bestrahlungsbedingungen in einem quasi-unendlichen PHANTOM die ENERGIEDOSIS 80 % der maximalen ENERGIEDOSIS auf der ZENTRALACHSE beträgt.

ANMERKUNG: Das DURCHDRINGUNGSVERMÖGEN wird gelegentlich auch mit „80 %-Tiefe“ bezeichnet.

#### 4.5.6 praktische Reichweite $R_p$ (bei ENERGIEREICHER ELEKTRONENSTRAHLUNG)

In einem Standardmedium (Wasser) gemessene Tiefe des Schnittpunktes einer Geraden, die den linear abfallenden Teil einer unter bestimmten Meßbedingungen ermittelten Elektronen-Tiefendosis-Kurve approximiert, mit dem geradlinig nach kleineren Tiefen hin extrapolierten Bremsstrahlungs-Ausläufer dieser TIEFENDOSISKURVE.

ANMERKUNG: Aus der PRAKTISCHEN REICHWEITE läßt sich die WAHRSCHEINLICHSTE ENERGIE der Elektronen an der Phantomboberfläche ermitteln.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.5.7 Halbwerttiefe $R_{50}$ (bei ENERGIEREICHER ELEKTRONENSTRAHLUNG)

In einem Standardmedium (Wasser) gemessene Tiefe des Punktes, an dem unter bestimmten Meßbedingungen 50 % der maximalen Anzeige eines Ionisationsdosimeters erreicht werden.

ANMERKUNG: Aus der HALBWERTTIEFE läßt sich die mit der SPEKTRALEN TEILCHENFLUENZ gewichtete mittlere Energie der Elektronen an der Phantomboberfläche ermitteln.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.5.8 therapeutische Reichweite

Tiefe des – gegebenenfalls: distalen – Punktes auf der ZENTRALACHSE, in der die auf ihr Energiedosis-Maximum normierte Elektronen-Tiefendosisverteilung einen nach praktischen und medizinischen Gesichtspunkten festgelegten Wert erreicht.

ANMERKUNG: Der Prozentwert, mit dessen Hilfe die THERAPEUTISCHE REICHWEITE festgelegt wird, wird – je nach dem Verlauf der TIEFENDOSISVERTEILUNG und den Anforderungen der STRAHLENTHERAPIE – unterschiedlich festgelegt. In Gebrauch sind Werte zwischen 80 % und 95 %.

#### 4.5.9 Gewebe-Halbwerttiefe

Tiefe des – gegebenenfalls: distalen – Punktes auf der ZENTRALACHSE, in der unter angegebenen geometrischen Bedingungen bei einer anzugebenden STRAHLUNGSQUALITÄT in einem quasi-unendlichen Wasserphantom 50 % der ENERGIEDOSIS im Dosismaximum auf der ZENTRALACHSE erreicht wird.

### 4.6 Beeinflussung ionisierender Strahlung durch Materie

#### 4.6.1 Absorption

Verminderung der Anzahl der aus einer Materieschicht austretenden TEILCHEN im Vergleich zur Anzahl der in die Schicht eintretenden TEILCHEN der gleichen Art als Resultat von WECHSELWIRKUNGEN zwischen diesen TEILCHEN und dem Material, bei denen sie absorbiert werden.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.6.2 Streuung

Änderung der Winkelverteilung der austretenden TEILCHEN im Vergleich zu derjenigen der in eine Materieschicht eintretenden TEILCHEN als Resultat von WECHSELWIRKUNGEN zwischen diesen TEILCHEN und dem Material der Schicht.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.6.3 Schwächung

Verminderung einer STRAHLUNGSFELDGRÖSSE durch TEILCHENABSORPTION und STREUUNG.

ANMERKUNG 1: Je kleiner der betrachtete Raumwinkel der austretenden STRAHLUNG ist, um so stärker trägt die STREUUNG zu dieser Verminderung bei.

ANMERKUNG 2: Je größer der betrachtete Raumwinkel der austretenden STRAHLUNG ist, um so größer ist der in ihm enthaltene Anteil gestreuter TEILCHEN.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.6.4 Härtung

Änderung der SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTe einer HETEROGENEN RÖNTGENSTRAHLUNG durch stärkere Verminderung des Anteils der PHOTONEN, für die ein höherer TOTALER LINEARER SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT gilt, beim Durchgang dieser STRAHLUNG durch eine Materieschicht.

ANMERKUNG 1: Durch die HÄRTUNG vermindert sich der mittlere TOTALE LINEARE SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT der STRAHLUNG. Die über die TEILCHENFLUENZ gemittelte Energie verschiebt sich in Richtung auf die Energie, bei der der mittlere totale lineare Schwächungskoeffizient einen Minimalwert hat.

ANMERKUNG 2: In der Regel führt bei WEICHER und bei HARDER PHOTONENSTRAHLUNG die HÄRTUNG zu einer Zunahme der mittleren Energie. In der Umgebung von Absorptionskanten sowie bei ULTRAHARTER PHOTONENSTRAHLUNG und schwächenden Materialien mit hohem WIRKUNGSQUERSCHNITT für PAARBILDUNG kann die mittlere Energie der STRAHLUNG durch HÄRTUNG jedoch auch abnehmen.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 4.6.5 Filterung

Änderung der SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTe, der Richtungsverteilung der TEILCHEN oder der Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTe über den Querschnitt des STRAHLENFELDES durch TEILCHENABSORPTION oder STREUUNG in einer Materieschicht.

ANMERKUNG: Je nachdem, welche der genannten Folgen der TEILCHENABSORPTION, STREUUNG oder SCHWÄCHUNG überwiegt, wird zwischen HÄRTUNGSFILTERN, STREUFILTERN und SCHWÄCHUNGSFILTERN unterschieden.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

## 5 Radioaktivität

Eigenschaft bestimmter Nuklide, spontan KORPUSKULAR- oder GAMMASTRAHLUNG aus dem Atomkern zu emittieren oder nach Einfang eines Hüllenelektrons durch den Kern RÖNTGENSTRAHLUNG aus der Hülle zu emittieren. [DIN 6814-4 : 1990-02]

### 5.1 Isotope

Nuklide mit derselben Protonenzahl  $Z$ , aber unterschiedlicher Neutronenzahl  $N$ . [DIN 6814-4 : 1990-02]

#### 5.1.1 Radionuklid

Radioaktives Nuklid im Grundzustand oder in einem metastabilen Zustand. [DIN 6814-4 : 1990-02]

#### 5.1.2 Radioisotop

Radioaktives ISOTOP eines Elements. [DIN 6814-4 : 1990-02]

### 5.2 Aktivität $A$

Differentialquotient  $dN^*/dt$ ; dabei ist  $dN^*$  der Erwartungswert für die Anzahl der spontanen Übergänge aus einem bestimmten Energiezustand eines Radionuklids in der Zeit  $dt$ . Besteht zum Bezugszeitpunkt die Menge des betrachteten RADIONUKLIDS aus  $N$  Atomen, so gilt, falls keine gleichzeitige Nachbildung erfolgt:

$$A = \frac{dN^*}{dt} = -\frac{dN}{dt} = \lambda N, \quad (5)$$

wobei  $\lambda$  die ZERFALLSKONSTANTE des betreffenden RADIONUKLIDS ist.

Einheit der AKTIVITÄT im internationalen Einheitensystem (SI) ist das Becquerel mit dem Zeichen Bq:

$$1 \text{ Bq} = \frac{1}{s} \quad [\text{DIN 6814-4 : 1990-02}] \quad (6)$$

#### 5.2.1 spezifische Aktivität $a$ eines radioaktiven Stoffes

Quotient aus der in einer Menge der Masse  $m$  eines Stoffes enthaltenen AKTIVITÄT  $A$  und der Masse  $m$ .

$$a = \frac{A}{m} \quad (7)$$

Einheit der SPEZIFISCHEN AKTIVITÄT im internationalen Einheitensystem (SI) ist das Bq kg<sup>-1</sup>. [DIN 6814-4 : 1990-02]

### 5.3 Zerfallskonstante $\lambda$

Differentialquotient  $dW$  durch  $dt$ ; dabei ist  $dW$  die Wahrscheinlichkeit für die radioaktive Umwandlung oder den isomeren Übergang eines Atoms in der Zeit  $dt$ :

$$\lambda = \frac{dW}{dt} \quad [\text{DIN 6814-4 : 1990-02}] \quad (8)$$

### 5.4 Halbwertszeit $T_{1/2}$

Zeitspanne, in der die AKTIVITÄT eines RADIONUKLIDS auf die Hälfte abnimmt.

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \tau \ln 2 \approx \frac{0,693}{\lambda} = 0,693 \tau \quad (9)$$

[DIN 6814-4 : 1990-02]

Dabei ist  $\lambda$  die Zerfallskonstante und  $\tau$  die mittlere Lebensdauer.

### 5.5 radioaktiver Stoff

Stoff, der RADIONUKLIDE enthält. [DIN 6814-4 : 1990-02]

#### 5.5.1 umschlossener radioaktiver Stoff<sup>1)</sup>

RADIOAKTIVER STOFF, der von einer festen, inaktiven Hülle umschlossen oder in festen, inaktiven Stoffen ständig so

eingebettet ist, daß bei üblicher betriebsmäßiger Beanspruchung ein Austritt radioaktiver Materialien mit Sicherheit verhindert wird; eine äußere Abmessung muß mindestens 2 mm betragen.

#### 5.5.2 offener radioaktiver Stoff<sup>1)</sup>

Alle RADIOAKTIVEN STOFFE mit Ausnahme der UMSCHLOSSENEN RADIOAKTIVEN STOFFE.

## 6 Strahlungsquelle, Strahler

### 6.1 Strahlungsquelle

Geometrischer Bereich, in dem durch WECHSELWIRKUNGEN von STRAHLUNG mit Materie oder durch spontane Kern- und Teilchenumwandlungen ionisierende TEILCHEN erzeugt werden. Für die in einem TEILCHENBESCHLEUNIGER beschleunigten KORPUSKELN gilt als STRAHLUNGSQUELLE das Vakuumfenster, durch das die KORPUSKELN austreten.

ANMERKUNG: Man unterscheidet nach der Geometrie Punkt-, Linien-, Flächen- und Volumenquellen, nach der Funktion Primärstrahlungs-, Sekundärstrahlungs- und Streustrahlungsquellen sowie STRAHLUNGSQUELLEN in Form aktivierter Materialien.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 6.1.1 radioaktive Strahlungsquelle

RADIOAKTIVER STOFF, dessen AKTIVITÄT und SPEZIFISCHE AKTIVITÄT bestimmte Werte überschreiten.

ANMERKUNG: Diese Definition weicht von der in DIN 6853-3 : 1992-12 gegebenen ab; sie ist eine Übersetzung der Definition aus IEC 60788 : 1984.

#### 6.1.1.1 umschlossene Strahlungsquelle

UMSCHLOSSENER RADIOAKTIVER STOFF, der für eine vorgesehene Anwendung in einer bestimmten äußeren Form vorliegt.

#### 6.1.2 virtueller Quellpunkt

Punkt zur Beschreibung der Lage des Quellbereiches der PRIMÄRSTRAHLUNG unter den Betriebsbedingungen der RÖNTGEN- bzw. BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG.

ANMERKUNG 1: In der TELETHERAPIE ist der VIRTUELLE QUELLPUNKT der rückwärtige Schnittpunkt der in die Körperoberfläche eintretenden Nadelstrahlen.

ANMERKUNG 2: Zur Messung der Lage des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES stehen geometrische Methoden wie z. B. die Anwendung von Lochkameraaufnahmen zur Verfügung [6, 7, 8].

ANMERKUNG 3: Die Lage des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES kann in bezug zu den mechanischen Strukturen des STRAHLERKOPFES unterschiedlich sein, z. B. bei ELEKTRO-NENBESCHLEUNIGERN je nach STRAHLUNGSART und -ENERGIE, bzw. bei RÖNTGENEINRICHTUNGEN je nach elektronischem Brennfleck. Außerdem kann sie sich zeitlich verändern, bei ELEKTRO-NENBESCHLEUNIGERN z. B. durch Schwankungen der ERZEUGUNGSSPANNUNG.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 6.1.3 Target

Teil einer Röntgenröhre oder eines TEILCHENBESCHLEUNIGERS, auf den zur Erzeugung IONISIERENDER STRAHLUNG oder anderer TEILCHEN beschleunigte TEILCHEN gerichtet werden. [DIN 6814-2 : 2000-07]

<sup>1)</sup> Diese Definition ist der Definition in der Strahlenschutzverordnung [3] angepaßt.

**ANMERKUNG:** Je nachdem, ob die Dicke des TARGETS klein im Vergleich zur Reichweite der erzeugenden TEILCHEN ist oder in gleicher Größenordnung liegt, wird von einem „dünnen Target“ oder von einem „dicken Target“ gesprochen.

#### 6.1.4 elektronischer Brennfleck

Schnittfläche des Strahles beschleunigter TEILCHEN mit der Targetoberfläche.

#### 6.1.5 Fokus

Punkt, der zur angenäherten Beschreibung der Lage des Quellbereiches der PRIMÄRSTRAHLUNG dient, der jedoch in bezug zu den mechanischen Strukturen des STRAHLER-KOPFES unveränderlich festgelegt ist.

**ANMERKUNG 1:** Bei RÖNTGENEINRICHTUNGEN gilt als FOKUS die Sollposition des Flächenschwerpunktes des elektronischen Brennflecks.

**ANMERKUNG 2:** Bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE gilt als FOKUS der Mittelpunkt der dem Strahlungsaustrittsfenster der Einrichtung zugekehrten Fläche der äußeren QUELLENKAPSEL.

**ANMERKUNG 3:** Bei ELEKTROKENBESCHLEUNIGERN im Röntgenstrahlungsbetrieb gilt als FOKUS die Sollposition des Mittelpunktes der vom Elektronenstrahl getroffenen Fläche des TARGETS.

**ANMERKUNG 4:** Bei ELEKTROKENBESCHLEUNIGERN im Elektronenstrahlungsbetrieb gilt als FOKUS im allgemeinen ein Punkt, der sich mit dem FOKUS im Röntgenstrahlungsbetrieb deckt.

**ANMERKUNG 5:** Der FOKUS dient zur Festlegung des Anfangspunktes des ZENTRALSTRAHLS.

**ANMERKUNG 6:** Die Lage des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES kann je nach den Betriebsbedingungen der RÖNTGEN- bzw. BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG von der Fokusposition abweichen.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

## 6.2 Strahler

UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE;

bei RÖNTGENEINRICHTUNGEN und Einrichtungen zur RÖNTGEN-OBERFLÄCHEN- oder -TIEFENTHERAPIE: Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG einschließlich SCHUTZGEHÄUSE.

**ANMERKUNG:** Siehe auch 21.4 „STRAHLERKOPF“.

### 6.2.1 Punktstrahler

UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE so geringer Abmessungen, daß bei Berechnung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG für die medizinische Anwendung von einer punktförmigen STRAHLUNGSQUELLE ausgegangen werden kann.

### 6.2.2 Linienstrahler

UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE, deren Ausdehnung in einer Richtung so groß gegen die Ausdehnung in den dazu senkrechten Richtungen ist, daß bei Berechnungen der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG für die medizinische Anwendung von einer linienförmigen STRAHLUNGSQUELLE ausgegangen werden kann.

**ANMERKUNG:** Es ist dabei unerheblich, ob der LINIEN-STRAHLER gerade oder gekrümmt ist.

### 6.2.3 Flächenstrahler

UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE, deren Ausdehnung in einer Richtung so klein ist gegen die Ausdehnung in den dazu senkrechten Richtungen, daß bei Berechnungen der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG für die medizinische Anwendung von einer flächenförmigen STRAHLUNGSQUELLE ausgegangen werden kann.

**ANMERKUNG:** Es ist dabei unerheblich, ob der FLÄCHEN-STRAHLER eben oder gekrümmt ist.

### 6.2.4 Einzelstrahler

UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE zur Anwendung bei der AFTERLOADING-TECHNIK, die zur Erzielung einer gewünschten PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG während der BESTRAHLUNG bewegt werden kann.

**ANMERKUNG:** EINZELSTRAHLER sind dauerhaft gekennzeichnet.

### 6.2.5 Strahlerreihe

Aneinanderreihung UMSCHLOSSENER STRAHLUNGSQUELLEN zur Anwendung in AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN, gegebenenfalls durch inaktive Zwischenstücke getrennt, die entweder unveränderlich zusammengefaßt ist oder vor jeder BESTRAHLUNG neu zusammengesetzt wird.

**ANMERKUNG:** Anforderungen an die STRAHLER einer STRAHLERREIHE sind in DIN 6853-3 : 1992-12 festgelegt.

#### 6.2.5.1 Teilstrahler

UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE einer STRAHLERREIHE, die vor jeder BESTRAHLUNG neu zusammengesetzt wird.

#### 6.2.5.2 Kombinationsstrahler

STRAHLERREIHE, die unveränderlich aus UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN gleicher oder unterschiedlicher Art und KENNDOSISLEISTUNG und, wenn erforderlich, aus inaktiven Distanzstücken zusammengesetzt ist.

**ANMERKUNG:** KOMBINATIONSSTRAHLER sind dauerhaft gekennzeichnet.

## 7 Strahlenfeld, Strahlenfeld-Eigenschaften

### 7.1 Strahlenfeld; Feld

Von STRAHLUNG erfüllter räumlicher Bereich, der innerhalb dervom VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehenden, die WIRKSAMEN KANTEN des BLENDENSYSTEMS schneidenden geometrischen Strahlen liegt.

**ANMERKUNG 1:** Während mit dem Begriff „STRAHLUNG“ zusammengesetzte Begriffe – z. B. „STRAHLUNGSFELD“, „STRAHLUNGSQUALITÄT“ – allgemein auf das Vorhandensein oder die Eigenschaften von STRAHLUNG abzielen, weisen mit dem Begriff „STRAHLENFELD“ gebildete oder assoziierte Begriffe – z. B. „STRAHLENFELDACHSE“, „FELDEBENE“, „FELDAUSGLEICH“ – auf geometrische oder dosimetrische Eigenschaften eines STRAHLENFELDES hin. Zur sprachlichen Unterscheidung wird das Strahlenfeld auch als „geometrisches Strahlenfeld“ bezeichnet.

**ANMERKUNG 2:** Ein STRAHLENFELD wird stets durch seine GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE beschrieben, das ist die Schnittfläche des STRAHLENFELDES mit einer durch ihren Abstand vom FOKUS spezifizierten Ebene senkrecht zum ZENTRALSTRAHL. Aus der FELDGRÖSSE geht also eindeutig die räumliche Ausdehnung des STRAHLENFELDES hervor.

**ANMERKUNG 3:** Die von BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN angenommenen oder berechneten Strahlenfelder können von den hier definierten tatsächlichen STRAHLENFELDERN abweichen.

**ANMERKUNG 4:** In bisher gültigen Normen und in der Röntgenverordnung [5] wird das STRAHLENFELD als Nutzstrahlenbündel bezeichnet.

[DIN 6814-2 : 2000-07]

#### 7.1.1 Strahlenfeldachse

Geometrischer Strahl, der vom VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehend durch die geometrische Mitte der STRAHLENFELD-FLÄCHE verläuft.

**ANMERKUNG:** Bei IRREGULÄREN STRAHLENFELDERN läßt sich eine STRAHLENFELDACHSE unter Umständen nicht angeben, z. B. wenn die Form der STRAHLENFELD-FLÄCHE keine Symmetrie aufweist.

### 7.1.1.1 Zentralachse

STRAHLENFELDACHSE REGULÄRER STRAHLENFELDER oder REGULÄRER SIMULIRTER STRAHLENFELDER.

### 7.1.2 Zentralstrahl

Geometrischer Strahl, der vom FOKUS ausgeht und durch einen in bezug zum BLENDESYSTEM zentralen, festgelegten Punkt verläuft.

ANMERKUNG 1: Bei BESTRAHLUNGSGERÄTEN bzw. RÖNTGEN-UNTERSUCHUNGSGERÄTEN mit der Möglichkeit zur BLENDE-ROTATION kann dieser Punkt z. B. der Drehpunkt des Rotationslagers der BLENDEVORRICHTUNG sein.

ANMERKUNG 2: Bei BESTRAHLUNGSGERÄTEN bzw. RÖNTGEN-UNTERSUCHUNGSGERÄTEN ohne Möglichkeit zur BLENDE-ROTATION kann dieser Punkt z. B. der Mittelpunkt der Strahlungsausstrittsöffnung im SCHUTZGEHÄUSE oder der Mittelpunkt der Austrittsöffnung der NUTZSTRAHLUNG aus dem STRAHLERKOPF sein.

### 7.1.3 Halbschattenbreite

Abstand zweier Punkte, die in einer FELDEBENE auf einer Geraden senkrecht zur Begrenzung der STRAHLENFELD-FLÄCHE liegen, und zwischen denen in einem Bereich um den Rand der STRAHLENFELD-FLÄCHE die relative ENERGIEDOSIS von einem zu spezifizierenden Wert auf einen niedrigeren, zu spezifizierenden Wert abnimmt. Bezugswert der ENERGIEDOSIS ist die ENERGIEDOSIS auf der ZENTRALACHSE in der gleichen FELDEBENE.

ANMERKUNG 1: Bei IRREGULÄREN STRAHLENFELDERN ist der Bezugswert der ENERGIEDOSIS der entsprechende Wert für die ÄQUIVALENTE FELDEGRÖSSE mit quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE.

ANMERKUNG 2: Wird die HALBSCHATTENBREITE als KENNMERKMAL angegeben, so sind genormte Meßbedingungen einzuhalten, siehe z. B. DIN 6847-4 : 1990-10.

### 7.1.4 Feldausgleich

Zusammenfassende Benennung für Eigenschaften der DOSISQUERVERTEILUNG in einem quasi-unendlichen PHANTOM, bestehend aus den Angaben der VARIATION DER DOSISQUERVERTEILUNG, der FELDSYMMETRIE und der FELD-DOSISÜBERHÖHUNG.

ANMERKUNG: Werden Werte für die unter „FELDAUSGLEICH“ zusammengefaßten Eigenschaften als Werte von KENNMERKMALEN angegeben, so gelten sie nur unter denen für die Ermittlung dieser Merkmalswerte festgelegten Bedingungen, siehe z. B. DIN 6847-4 : 1990-10.

#### 7.1.4.1 ausgeglichenes Feld

Nach festgelegten Regeln zu konstruierende Teilfläche innerhalb der STRAHLENFELD-FLÄCHE.

ANMERKUNG: Zu den Regeln zur Konstruktion der Teilfläche siehe z. B. DIN 6847-4 : 1990-10.

#### 7.1.4.2 Variation der Dosisquerverteilung

Quotient des höchsten durch den niedrigsten Wert der ENERGIEDOSIS innerhalb des AUSGEGLICHENEN FELDES.

ANMERKUNG: In DIN 6847-4 : 1990-10 wird die VARIATION DER DOSISQUERVERTEILUNG „Schwankungsbreite der DOSISQUERVERTEILUNG“ genannt.

#### 7.1.4.3 Feldsymmetrie

Maximalwert des Verhältnisses der Wasser-Energiedosen in Punkten, die in einer FELDEBENE innerhalb des AUSGEGLICHENEN FELDES symmetrisch zur ZENTRALACHSE liegen.

#### 7.1.4.4 Feld-Dosisüberhöhung; Dosisüberhöhung

Verhältnis des maximalen Wertes der ENERGIEDOSIS innerhalb des AUSGEGLICHENEN FELDES zur ENERGIEDOSIS auf der ZENTRALACHSE, ermittelt in derjenigen FELDEBENE, in der das Maximum der TIEFENDOSISVERTEILUNG liegt.

ANMERKUNG 1: In DIN 6847-4 : 1990-10 wird die FELD-DOSISÜBERHÖHUNG „maximales Energiedosisverhältnis“ genannt.

ANMERKUNG 2: Von der FELD-DOSISÜBERHÖHUNG ist die DOSISSPITZE zu unterscheiden.

### 7.1.5 simuliertes Strahlenfeld (bei THERAPIESIMULATOREN)

Von STRAHLUNG erfüllter räumlicher Bereich, der innerhalb der vom VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehenden, die Längsachsen der SCHATTENDRÄHTE eine MESSBLENDE schneidenden geometrischen Strahlen liegt.

## 7.2 Schnittebenen des Strahlenfeldes

### 7.2.1 Feldebene

Ebene senkrecht zum ZENTRALSTRAHL in anzugebendem Abstand vom FOKUS.

### 7.2.2 Hauptebene

Ebene, die die Zb-Achse und entweder die Xb- oder die Yb-Achse des BLENDEKOORDINATENSYSTEMS „b“ enthält.

ANMERKUNG 1: Bei ISOZENTRISCHEN ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN wird die beim BLENDENDREHWINKEL 0° ermittelte PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG in derjenigen HAUPTEBENE, die die Zb-Achse und die Xb-Achse des BLENDEKOORDINATENSYSTEMS „b“ enthält, auch durch den Zusatz „crossplane“ – entsprechend in der HAUPTEBENE (Zb, Yb) durch den Zusatz „inplane“ – gekennzeichnet. Die Zusatzkennzeichnungen rühren daher, daß bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN mit Umlenkmagnet idealisiert die Elektronen auf einer Bahn, die in der „inplane“-Ebene liegt, beschleunigt werden. „Crossplane“ kennzeichnet entsprechend die dazu senkrechte, das ISOZENTRUM enthaltende Ebene.

ANMERKUNG 2: Bei kreisförmiger STRAHLENFELD-FLÄCHE gelten als HAUPTEBENEN die Ebenen, die den ZENTRALSTRAHL und durch die Konstruktion des BESTRAHLUNGSGERÄTES ausgezeichnete Geraden enthalten, z. B. bei ISOZENTRISCHEN BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN die TRAGARM-ROTATIONSACHSE und eine Senkrechte dazu.

## 7.3 Strahlenfeld-Fläche; Feldfläche

Schnittfläche des STRAHLENFELDES mit einer FELDEBENE.

### 7.3.1 reguläres Strahlenfeld; reguläres Feld

Symmetrisch zum ZENTRALSTRAHL eingeblendetes STRAHLENFELD mit rechteckiger STRAHLENFELD-FLÄCHE, wobei zur Einblendung keine SATELLITENBLENDE verwendet wird. Symmetrisch zum ZENTRALSTRAHL eingeblendete STRAHLENFELDER mit runder STRAHLENFELD-FLÄCHE zählen ebenfalls zu den REGULÄREN STRAHLENFELDERN, wenn zu ihrer Einblendung ein zum ZUBEHÖR der BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG gehörender BESTRAHLUNGSTUBUS verwendet wird.

ANMERKUNG: Nicht symmetrisch zum ZENTRALSTRAHL eingeblendete STRAHLENFELDER mit rechteckiger Form der STRAHLENFELD-FLÄCHE zählen nicht zu den REGULÄREN STRAHLENFELDERN, da sich die SPEZIFISCHE DOSIS auf der STRAHLENFELDACHSE von symmetrisch und asymmetrisch eingeblendeten STRAHLENFELDERN auch unter sonst gleichen Bedingungen, insbesondere auch bei gleicher GEOMETRISCHER FELDEGRÖSSE, unterscheidet.

### 7.3.2 irreguläres Strahlenfeld; irreguläres Feld

STRAHLENFELD, zu dessen Einblendung

- eine BETRIEBSBLENDE verwendet wird, das STRAHLENFELD jedoch nicht symmetrisch zum ZENTRALSTRAHL eingeblendet ist, oder
- eine SATELLITENBLENDE verwendet wird oder
- eine LAMELLENBLENDE verwendet wird, und es sich nicht um ein symmetrisch zum ZENTRALSTRAHL eingeblendetes STRAHLENFELD mit rechteckiger Form der STRAHLENFELD-FLÄCHE handelt.

## 7.4 Feld-Mittellinie

Schnittlinie zwischen einer HAUPTEBENE und einer FELDEBENE.

## 7.5 Feldgröße

Beschreibung der Größe eines STRAHLENFELDES durch Angabe einer charakteristischen Fläche in einer bestimmten FELDEBENE.

ANMERKUNG: Die Feldebene kann z.B. diejenige im FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND oder diejenige im FOKUS-SATELLITENBLENDE-ABSTAND sein.

### 7.5.1 Feldabmessung

Abstand einer vom FOKUS in die FELDEBENE im NORMALEN BESTRAHLUNGSABSTAND projizierten WIRKSAMEN KANTE DES BLENDESYSTEMS von der zu der jeweiligen Kante parallelen FELDMITTELLINIE; bei Multielementblenden (LAMELLENBLENDE) wird die FELDABMESSUNG für jedes Element (jede Lamelle) getrennt angegeben.

ANMERKUNG: In der Regel interessieren die zur NENN-FELDGRÖSSE gehörenden FELDABMESSUNGEN.

### 7.5.2 geometrische Feldgröße

Beschreibung der räumlichen Ausdehnung eines STRAHLENFELDES mit Hilfe von Angaben, durch die die Schnittfläche des STRAHLENFELDES mit einer anzugebenden FELDEBENE gekennzeichnet wird.

ANMERKUNG 1: Da eine FELDEBENE stets durch ihren Abstand vom FOKUS festgelegt wird, wird durch die GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE die räumliche Ausdehnung eines STRAHLENFELDES eindeutig beschrieben.

ANMERKUNG 2: In der Regel interessieren die zur NENN-FELDGRÖSSE gehörenden FELDABMESSUNGEN.

### 7.5.3 dosimetrische Feldgröße

FELDGRÖSSE, bei der die interessierende Fläche durch die 50 %-ISODOSENKURVE in der betrachteten FELDEBENE eingegrenzt ist, wobei die DOSISQUERVERTEILUNG auf die ENERGIEDOSIS auf der STRAHLENFELDACHSE in der gleichen FELDEBENE normiert ist.

ANMERKUNG: Bei ULTRAHARTER PHOTONENSTRAHLUNG unterscheiden sich die GEOMETRISCHE und die DOSIMETRISCHE FELDGRÖSSE nur unwesentlich.

### 7.5.4 Nennfeldgröße

GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE im NORMALEN BESTRAHLUNGS-ABSTAND.

### 7.5.5 äquivalente Feldgröße

GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE, bei der bei gleichem Fokus-Oberflächenabstand die TIEFENDOSISVERTEILUNG und die Wasser-Energiedosisleistung bzw. die SPEZIFISCHE DOSIS im interessierenden DOSISPUNKT in genügender Näherung gleich sind wie bei einer gegebenen GEOMETRISCHEN FELDGRÖSSE.

ANMERKUNG: Von besonderer Bedeutung ist die ÄQUIVALENTE FELDGRÖSSE des STRAHLENFELDES mit quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE.

## 7.6 Feldpforte

Schnittfläche eines STRAHLENFELDES mit der Körperoberfläche, bei BEWEGUNGSBESTRAHLUNGEN gesamte vom STRAHLENFELD auf der Körperoberfläche überstrichene Fläche.

### 7.6.1 Eintritts-Feldpforte

FELDPORTE, durch die ein STRAHLENFELD in einen Körper eintritt.

### 7.6.2 Austritts-Feldpforte

FELDPORTE, durch die ein STRAHLENFELD aus einem Körper austritt.

## 8 Materialäquivalenz, Phantom, Prüfvorrichtung

### 8.1 Materialäquivalenz

Eigenschaft eines Materials, ein gegebenes Material bezüglich bestimmter physikalischer Kenngrößen eines RADIOLOGISCHEN Verfahrens nachzubilden.

ANMERKUNG 1: Entsprechende Bedeutung hat das Adjektiv „**materialäquivalent**“.

ANMERKUNG 2: Die Auswahl der physikalischen Kenngrößen ist abhängig von den betrachteten diagnostischen oder therapeutischen Verfahren.

#### 8.1.1 Gewebeäquivalenz

Eigenschaft eines Materials, materialäquivalent hinsichtlich eines bestimmten Körpergewebes zu sein.

ANMERKUNG: Entsprechende Bedeutung hat das Adjektiv „**gewebeäquivalent**“.

### 8.2 Phantom (in der radiologischen Technik)

Objekt, das einen menschlichen oder gegebenenfalls tierischen Körper oder einen Teil desselben so nachbildet, daß es sich bei einem betrachteten diagnostischen, therapeutischen oder dosimetrischen Verfahren in ausreichender Näherung physikalisch so verhält wie der Körper oder dessen Teil. [DIN 6814-16 : 1996-03]

#### 8.2.1 Dosimetrie-Phantom

PHANTOM aus einem Material, das die Eigenschaft der MATERIALÄQUIVALENZ in bezug auf IONISIERENDE STRAHLUNG hat.

ANMERKUNG 1: Die MATERIALÄQUIVALENZ kann sich entweder auf die im Phantom- bzw. nachzubildenden Material erzeugte ENERGIEDOSIS oder auf die MESSSIGNALE von Dosimetersonden beziehen, die in diese Materialien eingebracht wurden. In der Praxis ist in der Regel die zweite Bedeutung gemeint. Dies wird durch Übereinstimmung des Phantommaterials mit dem nachzubildenden Material in den linearen WECHSELWIRKUNGSKOEFFIZIENTEN der PHOTONEN erreicht.

ANMERKUNG 2: Die MATERIALÄQUIVALENZ eines Phantommaterials kann auf einen bestimmten Bereich der STRAHLUNGSQUALITÄT beschränkt sein.

ANMERKUNG 3: PHANTOME werden außer nach ihrer Art (siehe 8.2.2 bis 8.2.7) auch nach dem Material unterschieden, aus dem sie im wesentlichen bestehen, z. B. Wasserphantom, PMMA-Phantom.

#### 8.2.2 regelmäßiges Phantom

PHANTOM mit einer einfachen geometrischen Form (z. B. Kubus, Quader, Kreiszylinder).

#### 8.2.3 körperform-ähnliches Phantom

PHANTOM, dessen äußere Form einem Körper oder dem Teil eines Körpers nachgebildet ist.

#### 8.2.4 homogenes Phantom

PHANTOM, das aus einheitlichem Material gleicher Dichte besteht.

ANMERKUNG: Wasserphantome werden als HOMOGENE PHANTOME angesehen, wenn ihre Wände die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG nicht wesentlich beeinflussen.

#### 8.2.5 inhomogenes Phantom

PHANTOM, das aus Materialien unterschiedlicher Zusammensetzung oder Dichte besteht.

#### 8.2.6 körperähnliches Phantom

INHOMOGENES, KÖRPERFORM-ÄHNLICHES PHANTOM.

#### 8.2.7 quasi-unendliches Phantom

Homogenes DOSIMETRIE-PHANTOM – bei BESTRAHLUNG von außen mit ebener Strahlungseintrittsfläche –, das mindestens so groß ist, daß durch eine weitere Vergrößerung des PHANTOMS die Dosiswerte in allen interessierenden Punkten im PHANTOM in ausreichender Näherung nicht mehr beeinflusst werden.

ANMERKUNG: Die Mindestabmessungen eines QUASI-UNENDLICHEN PHANTOMS hängen von den Bestrahlungsbedingungen ab.

### 8.3 Prüfvorrichtung

Vorrichtung zur Durchführung der QUALITÄTSPRÜFUNG bezüglich einzelner oder mehrerer QUALITÄTSMERKMALE.  
[DIN 6814-16 : 1996-03]

#### 8.3.1 Prüfkörper

Objekt zur QUALITÄTSPRÜFUNG einzelner oder mehrerer QUALITÄTSMERKMALE, das Forderungen bezüglich Maßen, Material und Strukturen erfüllt. [DIN 6814-16 : 1996-03]

## 9 Dosis

### 9.1 Allgemeine Dosisbegriffe

#### 9.1.1 Energiedosis $D$

Differentialquotient  $d\bar{E}$  durch  $dm$ ; dabei ist  $d\bar{E}$  die mittlere Energie, die auf das Material in einem Volumenelement  $dV$  übertragen wird, und  $dm = \rho dV$  die Masse des Materials mit der Dichte  $\rho$  in diesem Volumenelement:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{d\bar{E}}{dV} \quad (10)$$

Einheit der Energiedosis: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (11)$$

ANMERKUNG 1: Die Angabe einer ENERGIEDOSIS schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von  $dm$ , ein. Beispiele: Wasser-Energiedosis  $D_w$ , Luft-Energiedosis  $D_a$ ).

[DIN 6814-3]

ANMERKUNG 2: In der STRAHLENTHERAPIE wird in der Regel die ENERGIEDOSIS für Wasser  $D_w$  (Wasser-Energiedosis, hierfür in der STRAHLENTHERAPIE auch die Kurzbezeichnungen „Energiedosis“, „Dosis“) angegeben. Wird hiervon abweichend die ENERGIEDOSIS für ein anderes Bezugsmaterial angegeben, so wird dieses Material genannt, z. B. Fettgewebe-Energiedosis, Knochen-Energiedosis).

#### 9.1.2 Energiedosisleistung $\dot{D}$

Differentialquotient  $dD$  durch  $dt$ ; dabei ist  $dD$  die Energiedosis, die in der Zeit  $dt$  erzeugt wird:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (12)$$

Einheit der Energiedosisleistung: „Gray je Sekunde“ (Einheitenzeichen Gy/s)

$$1 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \quad (13)$$

Weitere Einheiten der Energiedosisleistung sind das „Gray je Minute“ (Gy/min) und das „Gray je Stunde“ (Gy/h). [DIN 6814-3]

ANMERKUNG 1: Alle Angaben einer ENERGIEDOSISLEISTUNG werden durch die Angabe des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von  $dm$ , vervollständigt. In der STRAHLENTHERAPIE wird in der Regel die ENERGIEDOSIS für Wasser  $\dot{D}_w$  (Wasser-Energiedosisleistung, hierfür in der STRAHLENTHERAPIE auch kurz: Energiedosisleistung, Dosisleistung) angegeben. Wird hiervon abweichend die ENERGIEDOSISLEISTUNG für ein anderes Bezugsmaterial angegeben, so wird dieses Material genannt, z. B. Fettgewebe-Energiedosisleistung, Knochen-Energiedosisleistung).

ANMERKUNG 2: Bei bestimmten Anwendungen interessiert die mittlere Energiedosisleistung  $\bar{D}$ :

$$\bar{D} = \frac{1}{\tau} \int_{t_1}^{t_1 + \tau} \dot{D}(t) dt \quad (14)$$

Dabei ist:

$t_1$  der Startzeitpunkt einer Beobachtung,  
 $\tau$  die Dauer der Beobachtung,  
wobei  $\tau$  angepaßt an Anwendung oder Fragestellung gewählt wird, z. B. bei gepulster STRahlung aus einem TEILCHENBESCHLEUNIGER groß gegen die Pausendauer.

#### 9.1.3 Kerma $K$

Differentialquotient  $dE_{tr}$  durch  $dm$ ; dabei ist  $dE_{tr}$  die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen TEILCHEN, die von indirekt IONISIERENDER STRahlung aus dem Material in einem Volumenelement  $dV$  freigesetzt werden, und  $dm = \rho dV$  die Masse des Materials mit der Dichte  $\rho$  in diesem Volumenelement:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{tr}}{dV} \quad (15)$$

Einheit der Kerma: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad [\text{DIN 6814-3}] \quad (16)$$

ANMERKUNG: Die Angabe einer KERMA schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von  $dm$ , ein.

#### 9.1.3.1 Luftkerma $K_a$

KERMA für das Bezugsmaterial Luft.

#### 9.1.4 Kermaleistung $\dot{K}$

Differentialquotient  $dK$  durch  $dt$ ; dabei ist  $dK$  die KERMA, die in der Zeit  $dt$  erzeugt wird:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (17)$$

Einheit der KERMALEISTUNG: „Gray je Sekunde“ (Einheitenzeichen Gy/s)

$$1 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \quad (18)$$

Weitere Einheiten der KERMALEISTUNG sind das „Gray je Minute“ (Gy/min) und das „Gray je Stunde“ (Gy/h).

ANMERKUNG: Die Angabe einer KERMALEISTUNG schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von  $dm$ , ein.

[DIN 6814-3]

#### 9.1.4.1 Luftkermaleistung $\dot{K}_a$

KERMALEISTUNG für das Bezugsmaterial Luft.

## 9.2 Klinische Dosisbegriffe

ANMERKUNG: Die in 9.2 für Werte der ENERGIEDOSIS zusammengestellten Begriffe und Definitionen gelten sinngemäß auch für die ENERGIEDOSISLEISTUNG.

#### 9.2.1 Punktdosis

ENERGIEDOSIS in einem DOSISPUNKT.

##### 9.2.1.1 akkumulierte Dosis

ENERGIEDOSIS, die bis zu einem bestimmten Zeitpunkt einer STRAHLENBEHANDLUNG in einem DOSISPUNKT erreicht worden ist.

##### 9.2.2 Referenzdosis $D_R$

ENERGIEDOSIS, die für die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG im KLINISCHEN ZIELVOLUMEN als repräsentativ angesehen wird.

ANMERKUNG: In der TELETHERAPIE mit Photonen-Strahlenfeldern ist die REFERENZDOSIS die ENERGIEDOSIS in dem nach international anerkannten Regeln festzulegenden REFERENZ-DOSISPUNKT [1].

<sup>2)</sup> Der Index „a“ kennzeichnet das Bezugsmaterial Luft in Anpassung an den internationalen Gebrauch.

#### 9.2.2.1 Einzel-Referenzdosis $D_{R,e}$ ; Einzeldosis $D_{R,e}$

REFERENZDOSIS, die je FRAKTION erreicht werden soll oder erreicht wurde.

#### 9.2.2.2 verordnete Referenzdosis $D_{R,v}$ ; verordnete Dosis $D_{R,v}$

REFERENZDOSIS, die im Verlauf einer STRAHLENBEHANDLUNG erreicht werden soll.

#### 9.2.2.3 Gesamt-Referenzdosis $D_{R,g}$ ; Gesamtdosis $D_{R,g}$

REFERENZDOSIS, die nach Abschluß einer STRAHLENBEHANDLUNG erreicht worden ist.

### 9.2.3 Minimaldosis

Kleinsten Wert der ENERGIEDOSIS in einem betrachteten Volumen.

#### 9.2.3.1 Minimaldosis im Zielvolumen $D_{Z,min}$

MINIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN innerhalb des Körpers.

ANMERKUNG 1: Die MINIMALDOSIS im KLINISCHEN ZIELVOLUMEN wird im allgemeinen als gleich der MINIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN angesehen. Jedoch kann diese Regel zu klinisch nicht sinnvollen Werten führen, z. B. dann, wenn zur Berücksichtigung von Änderungen des Körperquerschnittes durch Atmung Grenzen des PLANUNGS-ZIELVOLUMENS außerhalb des Körpers verlaufen. In diesen Fällen wird als MINIMALDOSIS im KLINISCHEN ZIELVOLUMEN ein klinisch relevanter Wert innerhalb des Körpers angesehen.

ANMERKUNG 2: Die MINIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN kann ausschlaggebend für den Behandlungserfolg sein. Sie ist daher ein wichtiges Optimierungskriterium bei der BESTRAHLUNGSPLANUNG.

ANMERKUNG 3: Die MINIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN ist als REFERENZDOSIS aus folgendem Grunde nicht geeignet: Wird ihr relativer Wert – wie üblich – so festgelegt, daß der Energiedosisgradient nach kleineren Energiedosiswerten deutlich größer ist als nach größeren Energiedosiswerten, so ist dieser relative Wert und die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG innerhalb des PLANUNGS-ZIELVOLUMENS u. a. von der STRAHLUNGQUALITÄT und der BESTRAHLUNGSTECHNIK abhängig: Die MINIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN ist damit nicht repräsentativ für die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN.

### 9.2.4 Maximaldosis

Größter Wert der ENERGIEDOSIS in einem betrachteten Volumen.

#### 9.2.4.1 Maximaldosis im Zielvolumen $D_{Z,max}$

MAXIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN.

ANMERKUNG 1: Die MAXIMALDOSIS im KLINISCHEN ZIELVOLUMEN wird als gleich der MAXIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN angesehen.

ANMERKUNG 2: In [1] werden kleinvolumige, klinisch nicht bedeutsame Dosisüberhöhungen bei der Ermittlung der MAXIMALDOSIS im ZIELVOLUMEN ausgeschlossen.

### 9.2.5 mittlere Dosis

Arithmetischer Mittelwert der ENERGIEDOSIS in einem betrachteten Volumen.

#### 9.2.5.1 mittlere Dosis im Zielvolumen $\bar{D}_Z$

MITTLERE DOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN.

ANMERKUNG 1: Die MITTLERE DOSIS im KLINISCHEN ZIELVOLUMEN wird als gleich der MITTLEREN DOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN angesehen.

ANMERKUNG 2: Vgl. Anmerkung 1 zu 9.2.3.1.

### 9.2.6 Modal-Dosis

Maximalwert in einem DIFFERENTIELLEN DOSISHISTOGRAMM der Energiedosisverteilung in einem betrachteten Volumen.

#### 9.2.6.1 Modal-Dosis im Zielvolumen $D_{Z,mod}$

MODAL-DOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN.

ANMERKUNG 1: Die MODAL-DOSIS im KLINISCHEN ZIELVOLUMEN wird als gleich der MODAL-DOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN angesehen.

ANMERKUNG 2: Vgl. Anmerkung 1 zu 9.2.3.1.

#### 9.2.7 Gewebe-Oberflächendosis $D_O$

ENERGIEDOSIS in der Tiefe 0,07 mm.

ANMERKUNG: Die ENERGIEDOSIS in der Tiefe 0,07 mm wird als repräsentativ für die durch die STRAHLUNG in der Gewebeoberfläche ausgelösten Wirkungen angesehen.

#### 9.2.8 Dosis im Risikobereich $D_L$

Maximalwert der ENERGIEDOSIS in einem RISIKOBEREICH.

ANMERKUNG: Der Maximalwert wurde aus Sicherheitsgründen gewählt. Die Abschätzung und Bewertung eines Risikos erfordert im allgemeinen neben strahlenbiologischen Daten die Kenntnis sowohl von Dosis-Volumen-HISTOGRAMMEN als auch der zeitlichen Energiedosisverteilung.

#### 9.2.8.1 Einzel-Grenzdosis $D_{L,e}$

ENERGIEDOSIS, die in einem RISIKOBEREICH je FRAKTION nicht überschritten werden soll.

ANMERKUNG 1: In DIN 6827-1 : 2000-09 wird für die EINZEL-GRENZDOSIS noch die Benennung Einzel-Toleranzdosis verwendet.

ANMERKUNG 2: Sowohl die EINZEL- als auch die GESAMT-GRENZDOSIS wird unter Berücksichtigung sowohl der Wahrscheinlichkeit für Nebenwirkungen und Spätfolgen als auch individueller Faktoren festgesetzt.

#### 9.2.8.2 Gesamt-Grenzdosis $D_{L,g}$

ENERGIEDOSIS, die in einem RISIKOBEREICH insgesamt im Verlauf der STRAHLENBEHANDLUNG nicht überschritten werden soll.

ANMERKUNG: In DIN 6827-1 : 2000-09 wird für die GESAMT-GRENZDOSIS noch die Benennung Gesamt-Toleranzdosis verwendet.

#### 9.2.9 Dosisspitze $D_{hs}$

Maximalwert der ENERGIEDOSIS im BESTRAHLTEN VOLUMEN, jedoch außerhalb des PLANUNGS-ZIELVOLUMENS, sofern dieser Wert größer ist als die REFERENZDOSIS.

#### 9.2.10 Integraldosis $W_D$

Integral der ENERGIEDOSIS  $D$  über die Masse  $m$  eines Körpers oder Körperbereiches:

$$W_D = \int_m D \, dm = \int_v D \, \rho \, dV, \quad (19)$$

dabei ist  $\rho$  die Dichte des Materials im betrachteten Körper (Körperbereich) und  $V$  dessen Volumen.

Einheit: „Gray mal Kilogramm“

1 Gy · kg = 1 J

ANMERKUNG 1: Die Angabe einer INTEGRALDOSIS schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von  $dm$ , ein. Wird der Begriff ohne Nennung des Materials verwendet, wird als Bezugsmaterial Wasser vorausgesetzt.

ANMERKUNG 2: Die INTEGRALDOSIS ist gleich der gesamten, von der IONISIERENDEN STRAHLUNG auf den Körper (-bereich) übertragenen Energie.

### 9.3 Dosimetrische Kenngrößen für Strahler

#### 9.3.1 Kenn dosisleistung

Unter Einhaltung vereinbarter Bezugsbedingungen ermittelte Dosisleistung als Kenngröße für einen STRAHLER.

[DIN 6814-3]

### 9.3.1.1 Kenndosisleistung $\dot{D}_{w,100}$ (bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN, GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN und RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Maximalwert der Wasser-Energiedosisleistung, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL in einem QUASI-UNENDLICHEN Wasser- oder wasseräquivalenten PHANTOM bei 100 cm Fokus-Meßort-Abstand und einer GEOMETRISCHEN FELDGROSSE von 10 cm × 10 cm in 100 cm Fokus-Abstand.

[DIN 6814-3]

ANMERKUNG 1: Der Fokus-Abstand der Strahlungseintrittsfläche des PHANTOMS wird so gewählt, daß sich am Meßort die höchstmögliche ENERGIEDOSISLEISTUNG ergibt. Die Phantomgröße wird so gewählt, daß eine weitere Vergrößerung seiner Abmessungen den Meßwert  $\dot{D}_{w,100}$  nicht mehr verändert.

ANMERKUNG 2: Bei RÖNTGEN-OBERFLÄCHENTHERAPIE-EINRICHTUNGEN ist es zweckmäßig, eine ENERGIEDOSISLEISTUNG in kleinerem Abstand als 100 cm und bei kleinerer GEOMETRISCHER FELDGROSSE als 10 cm × 10 cm als KENNDOSISLEISTUNG zu benutzen. Die Angabe der KENNDOSISLEISTUNG wird in diesem Fall durch die Bezugsbedingungen ergänzt.

### 9.3.1.2 Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}$ (bei UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN für die BRACHYTHERAPIE)

LUFTKERMALEISTUNG frei in Luft in 100 cm Abstand vom Schwerpunkt der Aktivitätsverteilung des STRAHLERS.

[DIN 6814-3]

ANMERKUNG: In der KENNDOSISLEISTUNG  $\dot{K}_{a,100}$  ist der Einfluß der SCHWÄCHUNG und STREUUNG der STRAHLUNG in der Luft, im STRAHLER und gegebenenfalls im APPLIKATOR enthalten.

### 9.3.1.3 Kenndosisleistung $\dot{D}_{T,w,100}$ (bei Neutronenbestrahlungseinrichtungen)

Maximalwert der Summe der Wasser-Energiedosisleistungen für Neutronenstrahlung und begleitende GAMMASTRahlung, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL in einem QUASI-UNENDLICHEN Wasser- oder wasseräquivalenten PHANTOM bei 100 cm Fokus-Meßort-Abstand und einer GEOMETRISCHEN FELDGROSSE von 10 cm × 10 cm in 100 cm Fokus-Abstand; zusätzlich wird für den gleichen Meßort die Wasser-Energiedosisleistung der begleitenden GAMMASTRahlung angegeben. [DIN 6814-3]

### 9.3.1.4 längenbezogene Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}^L$ (bei LINIENSTRAHLERN)

Quotient KENNDOSISLEISTUNG  $\dot{K}_{a,100}$  durch Länge  $L$  des STRAHLERS:

$$\dot{K}_{a,100}^L = \frac{\dot{K}_{a,100}}{L} \quad (20)$$

ANMERKUNG: Wird die LÄNGENBEZOGENE KENNDOSISLEISTUNG als QUALITÄTSMERKMAL von LINIENSTRAHLERN verwendet, kann sie sich auch auf einen Teil eines LINIENSTRAHLERS beziehen, z. B. auf Abschnitte von jeweils 10 mm Länge.

### 9.3.1.5 flächenbezogene Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}^F$ (bei FLÄCHENSTRAHLERN)

Quotient KENNDOSISLEISTUNG  $\dot{K}_{a,100}$  durch Fläche  $F$  des STRAHLERS:

$$\dot{K}_{a,100}^F = \frac{\dot{K}_{a,100}}{F} \quad (21)$$

## 9.4 Gesamtkennndosis $K_g$ (in der BRACHYTHERAPIE mit UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN)

Summe der Produkte der KENNDOSISLEISTUNGEN und der entsprechenden BESTRAHLUNGSZEITEN.

## 10 physikalische Dosisverteilung

Zuordnung von Werten einer Dosisgröße zu interessierenden Punkten.

ANMERKUNG 1: PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNGEN sind Verteilungen der ENERGIEDOSIS, der IONENDOSIS oder der KERMA bzw. der ENERGIEDOSISLEISTUNG, der IONENDOSISLEISTUNG oder der KERMALEISTUNG.

ANMERKUNG 2: Die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG enthält keine klinisch-strahlenbiologischen oder im Strahlenschutz verwendeten Bewertungsfaktoren.

[DIN 6814-3].

ANMERKUNG 3: In der STRAHLENTHERAPIE werden vorwiegend Verteilungen der Wasser-Energiedosis und der Wasser-Energiedosisleistung angewendet, jedoch sind auch andere Bezugsmaterialien üblich.

ANMERKUNG 4: Im folgenden wird nur auf Verteilungen der ENERGIEDOSIS Bezug genommen; alle Definitionen gelten für die ENERGIEDOSISLEISTUNG entsprechend.

### 10.1 absolute Dosisverteilung

Zuordnung absoluter ENERGIEDOSEN zu interessierenden Punkten.

### 10.2 normierte Dosisverteilung

Zuordnung relativer, auf einen ausgewählten Wert der ENERGIEDOSIS normierten ENERGIEDOSEN zu interessierenden Punkten.

### 10.3 Isodosenfläche

Fläche, die alle Punkte gleicher ENERGIEDOSIS enthält.

### 10.4 Isodosenkurve; Isodose

Kurve, die alle Punkte gleicher ENERGIEDOSIS in einer betrachteten Ebene, z. B. einer HAUPTEBENE oder einer FELDEBENE, enthält.

### 10.5 Isodosendiagramm

Grafische Darstellung von ISODOSENKURVEN oder ISODOSENFLÄCHEN.

#### 10.5.1 Isodosenplan

ISODOSENDIAGRAMM in der BESTRAHLUNGSPLANUNG.

### 10.6 Dosisprofil

PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG auf einer Geraden.

#### 10.6.1 Tiefendosisverteilung

PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG auf der STRAHLENFELDACHSE, ersatzweise auf einer Hilfsgeraden, innerhalb eines bestrahlten Körpers.

##### 10.6.1.1 Tiefendosiskurve

Grafische Darstellung einer TIEFENDOSISVERTEILUNG.

#### 10.6.2 Dosisquerprofil

DOSISPROFIL auf einer FELD-MITTELLINIE.

### 10.7 Dosisquerverteilung

PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG in einer FELDEBENE.

### 10.8 Isodosenneigungswinkel

Winkel zur Kennzeichnung der Wirkung eines KEILFILTERS auf die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG, gewonnen nach einem standardisierten Meßverfahren.

ANMERKUNG 1: Unter den Bedingungen des standardisierten Meßverfahrens kennzeichnet der ISODOSEN-NEIGUNGSWINKEL die Neigung einer ISODOSENFLÄCHE gegen eine FELDEBENE.

ANMERKUNG 2: Zu den genormten Meßverfahren zur Bestimmung des ISODOSENNEIGUNGSWINKELS siehe DIN 6847-4.

## 11 Dosishistogramm

DIFFERENTIELLES oder KUMULATIVES DOSISHISTOGRAMM.

### 11.1 differentielles Dosishistogramm

Zusammenhang zwischen der Häufigkeit klassierter Werte der ENERGIEDOSIS und den Klassenmitten zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung der ENERGIEDOSEN innerhalb einer Fläche oder eines Volumens.

ANMERKUNG 1: Von einem DOSISHISTOGRAMM wird auch dann gesprochen, wenn die Darstellungsform nicht die eines Säulendiagramms, sondern ein Linienzug ist, dessen Ordinatenwerte die Schätzwerte der Häufigkeitsverteilung bei unendlich geringer Klassenbreite wiedergibt.

ANMERKUNG 2: Es werden auch Darstellungen angewendet, in denen die Zuordnung von Zahlen bzw. Größen zur Abszisse und zur Ordinate vertauscht ist.

ANMERKUNG 3: Anstelle der ENERGIEDOSIS kann auch die ENERGIEDOSISLEISTUNG treten: Dosisleistungs-Histogramm.

### 11.2 kumulatives Dosishistogramm; integrales Dosishistogramm

Zusammenhang zwischen der Differenz  $\hat{G} - G_j$  und  $j$ , wobei  $\hat{G}$  die über alle Klassen der Energiedosiswerte erstreckte Summe der Besetzungszahlen,  $G_j$  die über die Klassen 1 bis  $j$  erstreckte Summe der Besetzungszahlen ist. Die Besetzungszahlen werden für eine endliche Zahl von Punkten innerhalb einer Fläche oder eines Volumens ermittelt.

ANMERKUNG: Siehe Anmerkungen zu 11.1.

### 11.3 Dosis-Flächen-Histogramm

DOSISHISTOGRAMM, bei dem die Besetzungszahlen eines DIFFERENTIELLEN DOSISHISTOGRAMMS bzw. die Differenz  $\hat{G} - G_j$  eines KUMULATIVEN DOSISHISTOGRAMMS durch die hierzu korrespondierenden Teilflächen der gesamten betrachteten Fläche ersetzt sind (differentielles Dosis-Flächen-Histogramm bzw. kumulatives Dosis-Flächen-Histogramm).

ANMERKUNG: Zum Beispiel geht aus einem differentiellen Dosis-Flächen-Histogramm hervor, in welchen Teilflächen oder Anteilen einer Gesamtfläche die ENERGIEDOSIS innerhalb des zur Klassierung verwendeten Wertebereiches um die entsprechende Klassenmitte liegt.

### 11.4 Dosis-Volumen-Histogramm

DOSISHISTOGRAMM, bei dem die Besetzungszahlen eines DIFFERENTIELLEN DOSISHISTOGRAMMS oder die Differenzen  $\hat{G} - G_j$  eines KUMULATIVEN DOSISHISTOGRAMMS durch die hierzu korrespondierenden Teilvolumina des gesamten betrachteten Volumens ersetzt sind (differentielles Dosis-Volumen-Histogramm bzw. kumulatives Dosis-Volumen-Histogramm).

ANMERKUNG: Zum Beispiel geht aus einem kumulativen Dosis-Volumen-Histogramm hervor, in welchen Volumina oder welchen Anteilen eines Gesamtvolumens bestimmte Energiedosiswerte erreicht oder überschritten werden.

## 12 Klinische Volumina

### 12.1 Onkologische Volumina

#### 12.1.1 Tumorzellen

Volumen, in dem mit diagnostischen Methoden Tumorgewebe, einschließlich lokoregional metastatisch befallener Lymphknoten oder Metastasen, nachweisbar sind.

ANMERKUNG: Das festgestellte TUMORVOLUMEN kann von der angewendeten diagnostischen Methode abhängen.

#### 12.1.2 Tumorausbreitungsgebiet

Volumen außerhalb des TUMORVOLUMENS, von dem angenommen werden muß, daß es Tumorzellen enthält, obwohl diese diagnostisch nicht nachweisbar sind oder nicht nachgewiesen wurden.

ANMERKUNG: TUMORAUSBREITUNGSGBIETE sind z. B. subklinische Infiltrationszonen am Rand des TUMORVOLUMENS.

### 12.2 Strahlentherapeutische Volumina

ANMERKUNG: Die folgenden Begriffe gelten für die STRAHLENBEHANDLUNG maligner Erkrankungen. Für nicht-maligne Erkrankungen sind sie sinngemäß anzuwenden.

#### 12.2.1 klinisches Zielvolumen

Volumen, das räumlich zusammenhängende onkologische Volumina umschließt, in denen ein bestimmtes radio-onkologisches Behandlungsziel erreicht werden soll.

ANMERKUNG 1: Sollen in räumlich zusammenhängenden onkologischen Volumina unterschiedliche ENERGIEDOSEN erreicht werden, so werden entsprechend unterschiedliche KLINISCHE Zielvolumina und entsprechende PLANUNGS-ZIELVOLUMINA festgelegt, z. B. für den Primärtumor und für die regionalen Lymphknoten, oder für ein Teilvolumen innerhalb eines größeren Volumen.

ANMERKUNG 2: Gebräuchliche Abkürzung für das KLINISCHE ZIELVOLUMEN ist „CTV“ (Clinical Target Volume).

#### 12.2.2 (Planungs-)Zielvolumen

Volumen, das unter Berücksichtigung

- räumlicher Verlagerungen des KLINISCHEN ZIELVOLUMENS, z.B. durch Atmung, Peristaltik oder Gewichtsabnahme,
- von Größenänderungen des tumortragenden Organs oder Gewebes, z.B. durch verschiedene Füllungszustände der Blase oder bei ödematösen Reaktionen,
- der begrenzten Reproduzierbarkeit der LAGERUNG und der POSITIONIERUNG des Patienten und der BESTRAHLUNGSPARAMETER

das KLINISCHE ZIELVOLUMEN enthält.

ANMERKUNG 1: Das PLANUNGS-ZIELVOLUMEN ist in der Regel größer als das KLINISCHE ZIELVOLUMEN.

ANMERKUNG 2: Gebräuchliche Abkürzungen für das PLANUNGS-ZIELVOLUMEN sind „PZV“ (Planungs-Zielvolumen) und „PTV“ (Planning-Target-Volume).

#### 12.2.3 behandeltes Volumen

Volumen, das von derjenigen ISODOSENFLÄCHE begrenzt wird, auf der die ENERGIEDOSIS als ausreichend für das Erreichen des Behandlungszieles angesehen wird.

#### 12.2.4 bestrahltes Volumen

Bereich im Körper, in dem durch eine STRAHLENBEHANDLUNG als relevant anzusehende Strahlenwirkungen induziert werden können.

#### 12.2.5 Risikobereich

Normalgewebe innerhalb des BESTRAHLTEN VOLUMENS, für das die durch die BESTRAHLUNG induzierten Risiken von Nebenwirkungen oder Spätfolgen unter Berücksichtigung

des Zieles der Behandlung, möglicher Interaktionen mit anderen Behandlungsmaßnahmen und des Allgemeinzustandes des Patienten beachtet werden müssen.

Wenn der **Risikobereich** einem Organ entspricht, wird dieses als **Risikoorgan** bezeichnet.

## 13 Durchführung von Strahlenbehandlungen

### 13.1 Strahlenbehandlung

Anwendung strahlentherapeutischer Kenntnisse und Methoden auf eine bestimmte Erkrankung eines bestimmten Menschen.

### 13.2 Bestrahlung

Einwirkung von STRahlung auf ein lebendes Wesen oder eine Sache.

#### 13.2.1 Bestrahlung (in der STRahlentherapie)

Jede einzelne Anwendung eines oder mehrerer STRahlenfelder bzw. von STRahlern auf ein bestimmtes KLINISCHES ZIELVOLUMEN.

### 13.3 Bestrahlungssitzung

Zusammenfassende Benennung für eine oder mehrere BESTRAHLUNGEN, die in engem zeitlichen Zusammenhang durchgeführt werden. Innerhalb einer BESTRAHLUNGSSITZUNG können ein oder mehrere KLINISCHE ZIELVOLUMINA bestrahlt werden.

### 13.4 Bestrahlungsserie

Zusammenfassende Benennung für alle BESTRAHLUNGSSITZUNGEN der STRahlenbehandlung eines KLINISCHEN ZIELVOLUMENS, unabhängig davon, ob die STRahlenbehandlung geplant oder ungeplant unterbrochen wurde.

### 13.5 Fraktion

Zusammenfassende Benennung für alle BESTRAHLUNGEN eines bestimmten PLANUNGS-ZIELVOLUMENS während einer BESTRAHLUNGSSITZUNG, wobei der geplante FELDERZYKLUS abgeschlossen sein muß.

ANMERKUNG: „BESTRAHLUNGSSITZUNG“ und „FRAKTION“ sind gleichbedeutend, wenn in der BESTRAHLUNGSSITZUNG lediglich ein einziges KLINISCHES ZIELVOLUMEN bestrahlt wird.

#### 13.5.1 Fraktionierung

Unterteilung der VERORDNETEN REFERENZDOSIS in EINZEL-REFERENZDOSEN, die nach einem festgelegten zeitlichen Plan appliziert werden sollen, einschließlich dieses Planes.

ANMERKUNG: Eine FRAKTIONIERUNG kann z.B. sein: je eine BESTRAHLUNG an 5 Tagen in jeder Woche mit einer EINZEL-REFERENZDOSIS von 1,8 Gy (bis zur VERORDNETEN REFERENZDOSIS 61,2 Gy).

### 13.6 Felderzyklus

Zusammenfassende Benennung für alle STRahlenfelder, die zur ENERGIEDOSIS in einem bestimmten PLANUNGS-ZIELVOLUMEN beitragen, und die während einer BESTRAHLUNGSSITZUNG angewendet werden sollen.

### 13.7 Feldfolge

Reihenfolge, in der die STRahlenfelder in einem FELDERZYKLUS angewendet werden.

## 14 strahlentherapeutische Methode

Verfahren, mit dem das Ziel einer STRahlenbehandlung erreicht werden soll, gekennzeichnet durch die Wahl technischer Hilfsmittel, die Einbeziehung strahlenphysikalischer und strahlenbiologischer Erkenntnisse, die Berücksichtigung von Strahlenschutzgrundsätzen oder durch die Lage und die Ausdehnung des KLINISCHEN ZIELVOLUMENS

ANMERKUNG: In der Anwendung wird häufig die Benennung einer STRahlentherapeutischen METHODE nach dem Merkmal gewählt, auf das besonders aufmerksam gemacht werden soll, oder es werden die Merkmalsbenennungen miteinander kombiniert.

### 14.1 STRahlentherapeutische Methoden, deren Merkmal die Lage der Quelle der PRIMärstrahlung in bezug zum Körper ist

#### 14.1.1 perkutane Therapie

STRahlentherapeutische METHODE, bei der sich die Quelle der PRIMärstrahlung außerhalb des zu bestrahlenden Gewebes befindet.

#### 14.1.2 Teletherapie

Strahlentherapeutische Methode, bei der der FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND mindestens 10 cm beträgt.

#### 14.1.3 Brachytherapie

STRahlentherapeutische METHODE, bei der der Abstand zwischen der Quelle der PRIMärstrahlung und dem zu bestrahlenden Gewebe weniger als 10 cm beträgt.

ANMERKUNG: Im engeren Sinne wird unter BRACHYTHERAPIE die KONTAKT- und INTERSTITIELLE THERAPIE unter Verwendung UMSCHLOSSENER STRahlungsquellen verstanden.

#### 14.1.4 Kontakttherapie

STRahlentherapeutische METHODE, bei der eine UMSCHLOSSENE STRahlungsquelle oder ein APPLIKATOR in Kontakt mit einer äußeren oder inneren Körperoberfläche des Patienten gebracht wird.

#### 14.1.5 intrakavitäre Therapie

STRahlentherapeutische METHODE, bei der ein STRahlenfeld mit Hilfe eines BESTRAHLUNGSTUBUS oder eine oder mehrere UMSCHLOSSENE STRahlungsquellen mit oder ohne Anwendung von APPLIKATOREN in eine präformierte Körperhöhle eingeführt werden.

ANMERKUNG: Handelt es sich bei dieser präformierten Körperhöhle um ein röhrenförmig hohles Organ, wird von einer intraluminalen Therapie gesprochen. Als Sonderform der intraluminalen Therapie kann die intravasale Therapie angesehen werden.

#### 14.1.6 interstitielle Therapie

STRahlentherapeutische METHODE, bei der eine oder mehrere UMSCHLOSSENE STRahlungsquellen direkt in das Gewebe implantiert oder in APPLIKATOREN eingeführt werden, die in das Gewebe implantiert wurden.

### 14.2 STRahlentherapeutische Methoden, deren Merkmale die angewendete STRahlungsart und -ENERGIE sind

#### 14.2.1 Röntgentherapie

STRahlentherapeutische METHODE, bei der RÖNTGENSTRahlung mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG von nicht mehr als 1 MV angewendet wird.

##### 14.2.1.1 Weichstrahltherapie

RÖNTGENTHERAPIE, bei der RÖNTGENSTRahlung mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG von nicht mehr als 100 kV angewendet wird.

##### 14.2.1.2 Hartstrahltherapie

RÖNTGENTHERAPIE, bei der RÖNTGENSTRahlung mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG von mehr als 100 kV, jedoch nicht mehr als 1 MV angewendet wird.

ANMERKUNG: Die Benennung „Orthovolttherapie“ ist veraltet.

#### 14.2.2 Hochenergie-Strahlentherapie

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der in Form von STRAHLENFELDERN GAMMASTRAHLUNG mit einer Energie von wenigstens 662 keV, RÖNTGENSTRAHLUNG mit einer GRENZ-ENERGIE oder KORPUSKULARSTRAHLUNG mit einer maximalen TEILCHENERGIE von wenigstens 1 MeV angewendet wird.

ANMERKUNG: Die Benennung „Megavolttherapie“ ist veraltet.

##### 14.2.2.1 Elektronentherapie

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der ELEKTRO-ENSTRÄHLUNG aus ELEKTRO-ENBESCHLEUNIGERN mit einer maximalen Energie von wenigstens 1 MeV angewendet wird.

ANMERKUNG: Die Benennung „Therapie mit schnellen Elektronen“ ist veraltet.

##### 14.2.2.2 Neutronentherapie

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der Neutronenstrahlung mit einer maximalen Energie von wenigstens 1 MeV angewendet wird.

ANMERKUNG: In entsprechender Weise wird von Protonen-, Schwer-Ionen-, Pi-Mesonen-Therapie usw. gesprochen.

#### 14.2.3 Neutronen-Einfangtherapie

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der dicht ionisierende Reaktionsteilchen, z.B. Alphateilchen, angewendet werden, die aus im Patienten durch Neutronen induzierten Kernreaktionen stammen.

#### 14.3 STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN, deren Merkmale Lage und Ausdehnung des KLINISCHEN ZIELVOLUMENS sind

##### 14.3.1 Oberflächentherapie

Methode zur STRAHLENBEHANDLUNG KLINISCHER ZIELVOLUMINA, die sich von der Körperoberfläche aus nicht tiefer als 1 cm erstrecken.

##### 14.3.2 Tiefentherapie

Methode zur STRAHLENBEHANDLUNG KLINISCHER ZIELVOLUMINA, die sich bis in größere Tiefen als 1 cm erstrecken und von gesundem Gewebe bedeckt sein können.

ANMERKUNG: Die Benennung „Halbtiefentherapie“ ist veraltet.

##### 14.3.3 Ganzkörperbestrahlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei welcher der gesamte Körper KLINISCHES ZIELVOLUMEN ist.

##### 14.3.4 Halbkörperbestrahlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei welcher der gesamte Oberkörper oder der gesamte Unterkörper KLINISCHES ZIELVOLUMEN ist.

##### 14.3.5 Ganzhautbestrahlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei welcher die gesamte Haut KLINISCHES ZIELVOLUMEN ist.

##### 14.3.6 Kleinraumbestrahlung

Methode zur STRAHLENBEHANDLUNG KLINISCHER ZIELVOLUMINA, deren Durchmesser höchstens 4 cm sind.

##### 14.3.7 intraoperative Strahlentherapie

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der ein operativ freigelegtes KLINISCHES ZIELVOLUMEN bestrahlt wird.

#### 14.4 STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN, deren Merkmal die zeitliche Dosisverteilung ist<sup>3)</sup>

##### 14.4.1 Bestrahlung mit hoher Dosisleistung; HDR-Bestrahlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der die mittlere Referenzdosisleistung mehr als 12 Gy/min beträgt.

ANMERKUNG 1: 12 Gy/h ist gleich 0,2 Gy/min.

ANMERKUNG 2: Die Benennung „HDR-BESTRAHLUNG“ ist von „high-dose rate“-Bestrahlung abgeleitet.

##### 14.4.2 Bestrahlung mit mittlerer Dosisleistung; MDR-Bestrahlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der die mittlere Referenzdosisleistung zwischen 2 und 12 Gy/h beträgt.

ANMERKUNG 1: 2 bis 12 Gy/h ist gleich 0,033 bis 0,2 Gy/min.

ANMERKUNG 2: Die Benennung „MDR-BESTRAHLUNG“ ist von „medium-dose rate“-Bestrahlung abgeleitet.

##### 14.4.3 Bestrahlung mit niedriger Dosisleistung; LDR-Bestrahlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der die mittlere Referenzdosisleistung unter 2 Gy/h beträgt.

ANMERKUNG 1: 2 Gy/h ist gleich 0,033 Gy/min.

ANMERKUNG 2: Die Benennung „LDR-BESTRAHLUNG“ ist von „low-dose rate“-Bestrahlung abgeleitet.

##### 14.4.4 Einzeit-Strahlenbehandlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der die GESAMT-REFERENZDOSE in einer einzigen BESTRAHLUNGSSITZUNG appliziert wird.

##### 14.4.5 fraktionierte Strahlenbehandlung

STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der die für ein bestimmtes KLINISCHES ZIELVOLUMEN VERORDNETE REFERENZDOSE in mehreren FRAKTIONEN appliziert wird.

ANMERKUNG 1: Unter „konventioneller Fraktionierung“ wird im folgenden eine BESTRAHLUNG an fünf Tagen jeder Woche mit je einer Fraktion und mit einer EINZEL-REFERENZDOSE von 1,8 Gy bis 2 Gy verstanden.

ANMERKUNG 2: Abweichungen von der „konventionellen Fraktionierung“ oder von den in 14.4.5.1 bis 14.4.5.4 als Anhaltspunkte gegebenen Zahlenwerten für die ENERGIEDOSE und die Zahl der FRAKTIONEN können medizinisch begründet sein.

##### 14.4.5.1 hyperfraktionierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSE weniger als 1,8 Gy beträgt, und bei der im Vergleich zu einer STRAHLENBEHANDLUNG mit konventioneller Fraktionierung die Anzahl der FRAKTIONEN erhöht ist, jedoch die Gesamtdauer der STRAHLENBEHANDLUNG nicht verändert wird.

ANMERKUNG: In der Regel werden zwei oder mehr FRAKTIONEN je Tag angewendet.

##### 14.4.5.2 akzelerierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSE 1,8 Gy bis 2 Gy beträgt, und bei der im Vergleich zu einer STRAHLENBEHANDLUNG mit konventioneller Fraktionierung die Gesamtdauer der STRAHLENBEHANDLUNG verkürzt ist.

ANMERKUNG: Eine AKZELERIERTE STRAHLENBEHANDLUNG läßt sich entweder durch mehr als 5 FRAKTIONEN je Woche oder durch mehr als eine FRAKTION je Tag realisieren.

##### 14.4.5.3 hyperfraktionierte, akzelerierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSE weniger als 1,8 Gy beträgt, und bei der im Vergleich zu einer STRAHLENBEHANDLUNG mit konventioneller Fraktionierung die Anzahl der FRAKTIONEN erhöht und die Gesamtdauer der STRAHLENBEHANDLUNG verkürzt ist.

ANMERKUNG: In der Regel werden zwei oder mehr FRAKTIONEN je Tag angewendet.

<sup>3)</sup> Siehe Anhang B.

#### 14.4.5.4 hypofraktionierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTE STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSIS mehr als 2 Gy beträgt, und bei der im Vergleich zu einer STRAHLENBEHANDLUNG mit konventioneller Fraktionierung die Anzahl der FRAKTIONEN erniedrigt ist.

ANMERKUNG: In der Regel ist die Gesamtdauer der STRAHLENBEHANDLUNG im Vergleich zu einer Behandlung mit konventioneller Fraktionierung verkürzt; dies ist jedoch nicht zwingend der Fall.

#### 14.4.6 protrahierte Strahlenbehandlung

Kontinuierliche BESTRAHLUNG mit NIEDRIGER DOSISLEISTUNG über mehrere Stunden.

ANMERKUNG: Gelegentlich wird unter einer PROTRAHIERTEN STRAHLENBEHANDLUNG auch eine FRAKTIONIERTE STRAHLENBEHANDLUNG verstanden, deren Gesamt-Behandlungsdauer gegenüber einer mit konventioneller Fraktionierung verlängert ist.

#### 14.4.7 permanente Implantation

Methode der INTERSTITIELLEN THERAPIE, bei der die STRAHLER im Körpergewebe verbleiben.

#### 14.4.8 temporäre Implantation

Methode der INTERSTITIELLEN THERAPIE, bei der die STRAHLER und gegebenenfalls auch die APPLIKATOREN nach Ablauf der STRAHLENBEHANDLUNG aus dem Gewebe entfernt werden.

ANMERKUNG: Eine TEMPORÄRE IMPLANTATION kann sowohl als EINZEIT- als auch als FRAKTIONIERTE STRAHLENBEHANDLUNG durchgeführt werden.

### 15 Bestrahlungstechnik

Nutzung von Anwendungsmöglichkeiten von BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur Durchführung STRAHLENTHERAPEUTISCHER METHODEN.

#### 15.1 isozentrische Einstelltechnik

Verfahren zur POSITIONIERUNG des Patienten, bei dem das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM mit einem ZIELPUNKT zur Deckung gebracht wird und STRAHLENFELDER unter Beibehaltung der Deckung dieser Punkte eingestellt werden.

##### 15.1.1 isozentrische Bestrahlung

BESTRAHLUNG, bei der ISOZENTRISCHE EINSTELLTECHNIK angewendet wurde.

#### 15.2 FHA-Einstelltechnik

Verfahren zur POSITIONIERUNG des Patienten, bei dem ein in einem bestimmten Fokus-Abstand auf dem ZENTRALSTRAHL liegender Punkt mit einem ZIELPUNKT auf der Oberfläche des Patienten zur Deckung gebracht wird.

ANMERKUNG: Im allgemeinen wird der FOKUS-HAUT-ABSTAND aus einem Satz diskreter FOKUS-HAUT-ABSTÄNDE ausgewählt.

#### 15.3 Stehfeldbestrahlung

BESTRAHLUNGSTECHNIK bei der Anwendung von STRAHLENFELDERN, bei der die Lage des STRAHLENFELDES während des BETRIEBZUSTANDES STRAHLUNG EIN in bezug zum Patienten nicht verändert wird.

##### 15.3.1 Einzelfeldbestrahlung

STEHFELDBESTRAHLUNG eines KLINISCHEN ZIELVOLUMENS mit einem einzigen STRAHLENFELD.

##### 15.3.2 Mehrfelderbestrahlung

STEHFELDBESTRAHLUNG eines KLINISCHEN ZIELVOLUMENS mit mehreren STRAHLENFELDERN.

##### 15.3.2.1 Gegenfeldbestrahlung

MEHRFELDERBESTRAHLUNG eines KLINISCHEN ZIELVOLUMENS mit zwei STRAHLENFELDERN, deren ZENTRALSTRAHLEN durch

Spiegelung an derjenigen FELDEBENE, die den REFERENZ-DOSISPUNKT enthält, ineinander übergehen, und bei denen außerdem die EINTRITTS-FELDPORTE jedes STRAHLENFELDES vollständig innerhalb der AUSTRITTS-FELDPORTE des anderen STRAHLENFELDES liegt.

### 15.4 Bewegungsbestrahlung

BESTRAHLUNGSTECHNIK bei Anwendung von STRAHLENFELDERN, bei der die Lage des STRAHLENFELDES in bezug zum Patienten während des BETRIEBZUSTANDES STRAHLUNG EIN kontinuierlich verändert wird.

#### 15.4.1 Rotationsbestrahlung

BEWEGUNGSBESTRAHLUNG, bei der die Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG durch TRAGARMROTATION auf einem Kreisbogen um das MECHANISCHE ISOZENTRUM bewegt wird. Das MECHANISCHE ISOZENTRUM kann hierbei innerhalb oder außerhalb des Patienten liegen.

##### 15.4.1.1 Vollrotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG, bei der der TRAGARM-ROTATIONSWINKELBEREICH  $360^\circ$  beträgt.

##### 15.4.1.2 Teilrotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG, bei der der TRAGARM-ROTATIONSWINKELBEREICH kleiner als  $360^\circ$  ist.

##### 15.4.1.3 mehrsegmentale Rotationsbestrahlung

Kombination von TEILROTATIONSBESTRAHLUNGEN mit gemeinsamen Lagen von MECHANISCHEM ISOZENTRUM und TRAGARM-ROTATIONSEBENE in bezug zum Patienten, jedoch getrennten TRAGARM-ROTATIONSWINKELBEREICHEN.

##### 15.4.1.3.1 Schattensektor

Winkelbereich, den der FOKUS zwischen zwei benachbarten TEILROTATIONSBESTRAHLUNGEN einer MEHRSEGMENTALEN ROTATIONSBESTRAHLUNG überstreicht.

##### 15.4.1.4 exzentrische Rotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG, bei der der ZENTRALSTRAHL in der Rotationsebene liegt, jedoch nicht durch das MECHANISCHE ISOZENTRUM verläuft.

ANMERKUNG: Dies kann entweder durch Strahlerkopf-Auslenkung oder durch asymmetrisches Einblenden der FELDABMESSUNG in der TRAGARM-ROTATIONSEBENE erreicht werden.

##### 15.4.1.5 telezentrische Rotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG mit ENERGIEREICHER ELEKTRONENSTRAHLUNG, bei welcher das MECHANISCHE ISOZENTRUM jenseits der PRAKTISCHEN REICHWEITE der Elektronen liegt.

##### 15.4.1.6 mehrachsige Rotationsbestrahlung

Kombination mehrerer ROTATIONSBESTRAHLUNGEN mit unterschiedlicher Lage des MECHANISCHEN ISOZENTRUMS in bezug zum Patienten.

##### 15.4.1.7 Mehrebenen-Rotationsbestrahlung

Kombination mehrerer ROTATIONSBESTRAHLUNGEN mit gleicher Lage des MECHANISCHEN ISOZENTRUMS in bezug zum Patienten, deren Rotationsebenen jedoch in einem mit dem Patienten verbundenen KOORDINATENSYSTEM gegeneinander geneigt sind.

ANMERKUNG: Eine besondere Anwendung findet die MEHREBENEN-ROTATIONSBESTRAHLUNG bei der stereotaktischen KLEINRAUMBESTRAHLUNG.

#### 15.4.2 Translationsbestrahlung

BEWEGUNGSBESTRAHLUNG, bei der das STRAHLENFELD in bezug zum Patienten auf einer Geraden bewegt wird, im allgemeinen auf einer Senkrechten zum ZENTRALSTRAHL.

ANMERKUNG: TRANSLATIONSBESTRAHLUNG liegt auch dann vor, wenn das STRAHLENFELD stationär ist und der Patient bewegt wird.