

DEUTSCHE NORM
Begriffe
in der radiologischen Technik
Strahlentherapie

DIN
6814-8

Terms and definitions in the field of radiology -
Radiotherapy
Radiothérapie - Terminologie

Ersatz für Ausgabe DIN 6814-8:1990-03

→→→ Version T-148-54 (1.+2. Kontrollabzug eingearbeitet) / ohne Bilder

Inhaltsverzeichnis

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

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 Kapitälchen 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. In diesen Fällen sind die Zitate mit [nach: DIN] gekennzeichnet.

Fortsetzung Seiten .. bis ..

Änderungen

Gegenüber der Ausgabe März 19990 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 Abstände 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. "Feldporte").

b) Begriffe, die Dosisverhältnisse und Streuzusätze betreffen, sind nicht wieder aufgenommen, da diese Begriffe eher der klinischen Dosimetrie zuzuordnen sind.

Frühere Ausgaben

DIN 68134-8: 1986-01, 1000-03.

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

Dieser Norm-Entwurf 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. (Sofern lediglich die Benennungen von Begriffen verwendet werden, findet sich der Verweis auf die Publikation im Anhang. Bei starren 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 1319-1	Grundlagen der Meßtechnik - Grundbegriffe
DIN 6809-1	Klinische Dosimetrie; Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung
DIN 6814-2	Begriffe in der radiologischen Technik; Strahlungsphysik
DIN 6814-3	Begriffe in der radiologischen Technik; Dosisgrößen und Dosisseinheiten
DIN 6814-4	Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Radioaktivität
DIN 6814-16	Begriffe in der radiologischen Technik - Prüfung der Qualität einschließlich Sicherheit; Allgemeines
DIN 6827-1	Protokollierung bei der medizinischen Anwendung ionisierender Strahlung, Therapie mit Elektronenbeschleunigern sowie Gamma- und Röntgen-Bestrahlungseinrichtungen
DIN 6847-4	Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen - Apparative Qualitätsmerkmale
DIN 6853-3	Medizinische, ferngesteuerte, automatisch betriebene Afterloading-Anlagen - Anforderungen an die Strahlenquellen
E DIN 6879	Begriffe und Benennungen der medizinischen Ultraschall-Diagnostik
DIN 44300-2	Informationsverarbeitung - Begriffe, Informationsdarstellung
DIN 44300-5	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, identisch mit IEC 61217:1996

DIN EN ISO 8402 Qualitätsmanagement und Qualitätssicherung - Begriffe

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]

3.1.1 Strahlungsfeld

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

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 ange-

ben, 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]

4.1 Strahlungsart

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

4.1.1 Photonenstrahlung

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

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]

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.
[DIN 6814-2]

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.

4.1.1.1.3 homogene (Röntgen-)Strahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG, bei der die ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE gleich der ERSTEN HALBWERTSCHICHTDICKE ist.
[DIN 6814-2]

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.

4.1.1.1.4 heterogene (Röntgen-)Strahlung

RÖNTGENSTRAHLUNG, bei der die ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE größer als die ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE ist.
[DIN 6814-2]

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.

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]

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.
[nach: DIN 6814-4]

4.1.2 Korpuskularstrahlung

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

4.1.2.1 Elektronenstrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, die aus negativ oder positiv geladenen Elektronen besteht.
[DIN 6814-2]

ANMERKUNG: Positiv geladene Elektronen werden als „Positronen“ bezeichnet.

4.1.2.1.1 Betastrahlung

IONISIERENDE STRAHLUNG, die aus negativen oder positiven Elektronen besteht, welche beim Betazerfall vom Atomkern emittiert werden.
[nach: DIN 6814-4]

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.

ANMERKUNG 2: Die von einem ELEKTRO- NENBESCHLEUNIGER erzeugte ELEKTRO- NENSTRAHLUNG 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]

4.1.2.2.1 Mesonenstrahlung

KORPUSKULARSTRAHLUNG, die aus Hadronen mit ganzzahligem Spin, z.B. aus Pionen (π^+ , π^- , π^0), besteht.
[DIN 6814-2]

4.1.2.2.2 Baryonenstrahlung

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

4.1.2.3 Ionenstrahlung

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

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]

4.2.1 Primärstrahlung

Bei RÖNTGENSTRAHLUNG: die im Targetsystem einer RÖNTGENEINRICHTUNG 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 AUSGLEICHSFILTER 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]

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 BLENDSYSTEM und durch andere Komponenten, die die Fluenzverteilung in der FELDEBENE beeinflussen.

bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN: IONISIERENDE STRAHLUNG der zur Anwendung bestimmten Art außerhalb des Applikators
[DIN 6814-2]

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 AUSGLEICHSFILTER 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.

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 BLENDSYSTEMS.

ANMERKUNG 2: FREMDSTRAHLUNG ist z.B.

- bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Röntgenstrahlungsbetrieb die durch PAARBILDUNG oder COMPTONSTREUUNG im BLENDSYSTEM entstehende Elektronen-Sekundärstrahlung,
- bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Elektronenstrahlungsbetrieb die im Elektronenstrahl-Austrittsfenster und die im STREUFILTERSYSTEM des ELEKTRONENBESCHLEUNIGERS ausgelöste BREMSSTRAHLUNG.
[DIN 6814-2]

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]

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.
[DIN 6814-2]

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.

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]

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]

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]

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]

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]

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

Höchste in einer PHOTONENSTRAHLUNG oder einer KORPUSKULARSTRAHLUNG vorkommende TEILCHENENERGIE.
[DIN 6814-2]

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 NENNWERTE DER ERZEUGUNGSSPANNUNG und der elektrischen Elementarladung e .
[DIN 6814-2]

4.3.4 Nenn-Energie E_{nenn}

(bei ELEKTROGENSTRAHLUNG aus TEILCHENBESCHLEUNIGERN)

Gerundeter Wert der WAHRSCHEINLICHSTEN ENERGIE der Elektronen unmittelbar nach Passieren des Elektronenaustrittsfensters.
[DIN 6814-2]

4.3.5 Erzeugungsspannung (bei Röntgenröhren)

Scheitelwert der Röhrenspannung.
[DIN 6814-2]

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.
[DIN 6814-2]

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

4.3.6 effektive Energie E_{eff}

(bei PHOTONENSTRAHLUNG)

TEILCHENENERGIE derjenigen monoenergetischen PHOTONENSTRAHLUNG, die den gleichen physikalischen Effekt hervorruft wie eine betrachtete SPEKTRAL VERTEILTE PHOTONENSTRAHLUNG.
[DIN 6814-2]

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

4.4 Teilchenflußdichte φ

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 TEILCHENFLUSSDICHTEN wird in der Regel für eine bestimmte Teilchenart angegeben, z.B. Photonenflußdichte, Elektronenflußdichte, Neutronenflußdichte.
[DIN 6814-2]

4.4.1 spektrale Teilchenflußdichte φ_E

Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTEN φ 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 TEILCHENFLUSSDICHTEN φ_E ist eine Funktion der Energie.
[DIN 6814-2]

4.5 Strahlungsqualität

Parameter zur Klassifizierung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN einer STRAHLUNGSART für einen betrachteten Ort.
[DIN 6814-2]

ANMERKUNG 1: Die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN 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 TEILCHENFLUSSDICHTEN bei der Protokollierung strahlentherapeutischer Maßnahmen erforderlich sind, ist in DIN 6827-1 geregelt.

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 GEOMETRISCHEN FELDGRÖSSE.

ANMERKUNG 3: Je nach STRAHLUNGSHÄRTE wird von WEICHER, HARTER oder ULTRAHARTER PHOTONENSTRAHLUNG bzw. GAMMASTRAHLUNG gesprochen. [DIN 6814-2]

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]

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]

4.5.1.3 ultraharte Photonenstrahlung

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

ANMERKUNG: Wenn es sich um RÖNTGENSTRAHLUNG handelt, wird oft auch die Benennung „ultraharte Röntgenstrahlung“ verwendet. [DIN 6814-2]

4.5.2 energiereiche Elektronenstrahlung

ELEKTRONENSTRAHLUNG aus ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN mit einer MAXIMALENERGIE von mehr als 1 MeV. [DIN 6814-2]

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]

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]

4.5.3.2 Homogenitätsgrad H

Quotient ERSTE HALBWERTSCHICHTDICKE s_1 durch ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE s_2 :

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

4.5.4 Strahlungsqualitätsindex Q

Parameter, durch den die RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTHEIT 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 FELDGRÖSSE am Detektor 10 cm x 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 TEILCHENFLUSSDICHTHEIT der PRIMÄRSTRAHLUNG besser geeignet als Kenngrößen, die auf das Maximum der TIEFENDOSISVERTEILUNG bezogen sind.

[DIN 6814-2]

4.5.5 Durchdringungsvermögen T_{80}

KENNNERKMAL 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 Phantomoberfläche ermitteln. [DIN 6814-2]

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 Phantomoberfläche ermitteln. [DIN 6814-2]

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 dem 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 Teilchenabsorption

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]

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]

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]

4.6.4 Härtung

Änderung der SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN 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]

4.6.5 Filterung

Änderung der SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN, der Richtungsverteilung der TEILCHEN oder der Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTEN 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]

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. [nach: DIN 6814-4]

5.1 Isotope

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

5.1.1 Radionuklid

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

5.1.2 Radioisotop

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

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 λ die ZERFALLSKONSTANTE des betreffenden RADIONUKLIDS ist.

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

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

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⁻¹. [nach: DIN 6814-4]

5.3 Zerfallskonstante λ

Differentialquotient dw durch dt ; dabei ist dw die Wahrscheinlichkeit für die radioaktive Umwandlung oder den isomeren Übergang eines Atoms innerhalb des Zeitelements dt .

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

5.4 Halbwertszeit $T_{1/2}$

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

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \tau \ln 2 \approx \frac{0,6931}{\lambda} = 0,6931 \tau \quad (9)$$

Dabei ist λ die Zerfallskonstante und τ die mittlere Lebensdauer. [nach: DIN 6814-4]

5.5 Radioaktiver Stoff

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

5.5.1 umschlossener radioaktiver Stoff¹⁾

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 Stoff¹⁾

Alle RADIOAKTIVEN STOFFE mit Ausnahme der UMSCHLOSSENEN RADIOAKTIVEN STOFFE.

1) Diese Definition ist der Definition in der Strahlenschutzverordnung [3] angepaßt.

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]

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 ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN je nach STRAHLUNGSART und -ENERGIE, bzw. bei RÖNTGENEINRICHTUNGEN je nach elektronischem Brennfleck. Außerdem kann sie sich zeitlich verändern, bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN z.B. durch Schwankungen der ERZEUGUNGSSPANNUNG. [DIN 6814-2]

6.1.3 Target

Teil einer Röntgenröhre oder eines TEILCHENBESCHLEUNIGERS, auf den zur Erzeugung IONISIERENDER STRAHLUNG oder anderer TEILCHEN beschleunigte TEILCHEN gerichtet werden.

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. [DIN 6814-2]

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 STRAHLERKOPFES unverändert 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 ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN im Röntgenstrahlungsbetrieb gilt als FOKUS die Sollposition des Mittelpunktes der vom Elektronenstrahl getroffenen Fläche des TARGETS.

ANMERKUNG 4: Bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN 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]

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

6.2 Strahler

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

ANMERKUNG: Vgl. 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 LINIENSTRAHLER 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 FLÄCHENSTRAHLER 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 unverändert zusammengefaßt ist oder vor jeder BESTRAHLUNG neu zusammengesetzt wird.

ANMERKUNG: Anforderungen an die STRAHLER einer STRAHLERREIHE sind in DIN 6853-3 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 müssen dauerhaft gekennzeichnet sein.

7 Strahlenfeld, Strahlenfeld-Eigenschaften

7.1 Strahlenfeld; Feld

Von STRAHLUNG erfüllter räumlicher Bereich, der innerhalb der vom VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehenden, die WIRKSAMEN KANTEN des BLENDENSYSTEMS schneidenden geometrischen Strahlen liegt. [DIN 6814-2]

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 GEOMETRISCHEN 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.

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 BLENDENSYSTEM zentralen, festgelegten Punkt verläuft.

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

ANMERKUNG 2: Bei BESTRAHLUNGSGERÄTEN bzw. RÖNTGEN-UNTERSUCHUNGSGERÄTEN ohne Möglichkeit zur BLENDENROTATION 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 FELDGRÖSSE mit quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE.

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

7.1.4 Feldausgleich

Zusammenfassender Begriff 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.

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.

7.1.4.2 Variation der Dosisquerverteilung

Quotient höchster durch niedrigster 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 DOSSISSPITZE 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 MESSBLLENDE 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 BLENDENKOORDINATENSYSTEMS „b“ enthält.

ANMERKUNG 1: Bei ISOZENTRISCHEN ELEKTRO-
NENBESCHLEUNIGERN wird die beim BLENDENDREHWINKEL 0° ermittelte PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG in derjenigen HAUPT-
EBENE, die die Zb-Achse und die Xb-Achse des BLENDENKOORDINATENSYSTEMS „b“ enthält, auch durch den

Zusatz „crossplane“ - entsprechend in der HAUPTEBENE (Zb, Yb) durch den Zusatz „inplane“ - gekennzeichnet. Die Zusatzkennzeichnungen rühren daher, daß bei ELEKTRONEN-BESCHLEUNIGERN 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 SATELLITENBLLENDE 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 FELDDGRÖSSE, unterscheidet.

7.3.2 Irreguläres Strahlenfeld; irreguläres Feld

STRAHENFELD, zu dessen Einblendung

- eine BETRIEBSBLENDE verwendet wird, das STRAHLENFELD jedoch nicht symmetrisch zum ZENTRALSTRAHL eingeblendet ist, oder
- eine SATELLITENBLLENDE verwendet wird, oder
- eine LAMELLENBLLENDE 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

(bei REGULÄREN STRAHLENFELDERN)

Abstand der Schnittpunkte einer FELDMITTELLINIE mit der Begrenzung der zur Beschreibung der FELDDGRÖSSE verwendeten charakteristischen Fläche.

ANMERKUNG 1: In der Regel interessieren die zur NENNFELDDGRÖSSE 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 spezifiziert wird, wird durch die GEOMETRISCHE

FELDDGRÖSSE die räumliche Ausdehnung eines STRAHLENFELDES eindeutig beschrieben.

ANMERKUNG 2: In der Regel interessieren die zur NENNFELDDGRÖSSE gehörenden FELDABMESSUNGEN.

7.5.3 dosimetrische Feldgröße

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

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

7.5.4 Nennfeldgröße

GEOMETRISCHE FELDDGRÖSSE im NORMALEN BESTRAHLUNGS-ABSTAND.

7.5.5 äquivalente Feldgröße

GEOMETRISCHE FELDDGRÖSSE, 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 FELDDGRÖSSE.

ANMERKUNG: Von besonderer Bedeutung ist die ÄQUIVALENTE FELDDGRÖSSE 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

FELDPFORTE, durch die ein STRAHLENFELD in einen Körper eintritt.

7.6.2 Austritts-Feldpforte

FELDPFORTE, 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.

Entsprechende Bedeutung hat das Adjektiv "material-äquivalent".

ANMERKUNG 1: 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.

Entsprechende Bedeutung hat das Adjektiv "gewebe-äquivalent".

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]

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 erzeug-

te 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]

8.3.1 Prüfkörper

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

9 Dosis

9.1 Allgemeine Dosisbegriffe

9.1.1 Energiedosis D

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

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

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 ²⁾ [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 Kurzbenennungen „Energiedosis“, „Dosis“) angegeben. Wird hiervon abweichend die ENERGIEDOSIS für ein anderes Bezugsmaterial angegeben, so muß dieses Material genannt werden, 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 durch 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 durch Minute" (Gy/min) und das "Gray durch 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 $\bar{\dot{D}}$:

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

Dabei ist

t_1 : Startzeitpunkt einer Beobachtung,
 τ : Dauer der Beobachtung,

wobei τ 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 ρ in diesem Volumenelement:

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

Einheit der Kerma: "Gray" (Einheitenzeichen Gy)

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

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

ANMERKUNG 1: 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 durch 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 durch Minute" (Gy/min) und das "Gray durch Stunde" (Gy/h). [DIN 6814-3]

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

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].

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

kleinster 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 STRAHLUNGSQUALITÄT 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 ICRU Report 50 [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.

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: 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.

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 : 1993-04 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 : 1993-04 wird für die GESAMT-GRENZDOSIS noch die Benennung Gesamt-Toleranzdosis verwendet.

9.2.9 Dosis Spitze 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 ρ die Dichte des Materials im betrachteten Körper (Körperbereich) und V dessen Volumen

Einheit: "Gray mal Kilogramm"

$$1 \text{ Gy} \cdot \text{kg} = 1 \text{ J}$$

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 Kenndosisleistung

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 FELDGRÖSSE von 10 cm x 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 Phan-

tomgröße 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 FELDGRÖSSE als 10 cm x 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 FELDGRÖSSE von 10 cm x 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 ISODOSENNEIGUNGSWINKEL die Neigung einer ISODOSENFLÄCHE gegen eine FELDEBENE.

ANMERKUNG 2: Zu den standardisierten 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: Man spricht auch dann von einem DOSISHISTOGRAMM, 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 Tumorzvolumen

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

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: TUMORAUSBREITUNGSGEBIETE 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 radioonkologisches 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 Volumens.

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

12.2.2 Planungs-Zielvolumen; 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 PRIMÄR- STRAHLUNG 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

STRALENTHERAPEUTISCHE 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

STRALENTHERAPEUTISCHE 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, spricht man von einer intraluminalen Therapie. Als Sonderform der intraluminalen Therapie kann die intravasale Therapie angesehen werden.

14.1.6 interstitielle Therapie

STRALENTHERAPEUTISCHE 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 STRALENTHERAPEUTISCHE METHODEN, deren Merkmale die angewendete STRAHLENART und -ENERGIE sind

14.2.1 Röntgentherapie

STRALENTHERAPEUTISCHE 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

STRALENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der in Form von STRAHLENFELDERN GAMMASTRAHLUNG mit einer Energie von wenigstens 662 keV, RÖNTGENSTRAHLUNG mit einer GRENZENERGIE oder KORPUSKULARSTRAHLUNG mit einer maximalen TEILCHENENERGIE von wenigstens 1 MeV angewendet wird.

ANMERKUNG: Die Benennung „Megavolttherapie“ ist veraltet.

14.2.2.1 Elektronentherapie

STRALENTHERAPEUTISCHE METHODE, bei der ELEKTRO-
NENSTRAHLUNG aus ELEKTRO-
NENBESCHLEUNIGERN mit einer maximalen Energie von wenigstens 1 MeV angewendet wird.

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

14.2.2.2 Neutronentherapie

STRALENTHERAPEUTISCHE 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

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

14.3 STRALENTHERAPEUTISCHE 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

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

14.3.4 Halbkörperbestrahlung

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

14.3.5 Ganzhautbestrahlung

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

14.3.6 Kleinraumbestrahlung

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

14.3.7 intraoperative Strahlentherapie

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

14.4 STRALENTHERAPEUTISCHE METHODEN, deren Merkmal die zeitliche Dosisverteilung ist ³⁾

14.4.1 Bestrahlung mit hoher Dosisleistung; HDR-Bestrahlung

STRALENTHERAPEUTISCHE 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

STRALENTHERAPEUTISCHE 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

STRALENTHERAPEUTISCHE 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.

3) Siehe Anhang B (informativ): Erläuterungen

14.4.4 Einzeit-Strahlenbehandlung

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

14.4.5 fraktionierte Strahlenbehandlung

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

ANMERKUNG: Unter "konventioneller Fraktionierung" wird im folgenden eine BESTRAHLUNG an fünf Tagen jeder Woche mit je einer Fraktion und mit einer EINZEL-REFERENZDOSIS von 1,8 - 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 ENERGIEDOSIS und die Zahl der FRAKTIONEN können medizinisch begründet sein.

14.4.5.1 hyperfraktionierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSIS 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 pro Tag angewendet.

14.4.5.2 akzelerierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSIS 1,8 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 pro Woche oder durch mehr als eine FRAKTION pro Tag realisieren.

14.4.5.3 hyperfraktionierte, akzelerierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG, bei der die EINZEL-REFERENZDOSIS 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 pro Tag angewendet.

14.4.5.4 hypofraktionierte Strahlenbehandlung

FRAKTIONIERTER 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 FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG verstanden, deren Gesamt-Behandlungsdauer gegenüber einer mit konventioneller Fraktionierung verlängert ist.

14.4.7 permanente Implantation

Methode der INTERSTITIELLEN THERAPIE, bei welcher die STRAHLENER im Körpergewebe verbleiben.

14.4.8 temporäre Implantation

Methode der INTERSTITIELLEN THERAPIE, bei der die STRAHLENER 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 FRAKTIONIERTER STRAHLENBEHANDLUNG durchgeführt werden.

15 Bestrahlungstechnik

Nutzung von Anwendungsmöglichkeiten von BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur Durchführung STRAHLENTHERAPEUTISCHER METHODEN.

15.1 isozentrische Einstelltechnik

Verfahren zur POSITIONIERUNG des Patienten, bei der 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 der 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 ZENTRALSTRAHLN 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 STRAHLENFELD-ISOZENTRUM kann hierbei innerhalb oder außerhalb des Patienten liegen.

15.4.1.1 Vollrotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG, bei der der TRAGARM-ROTATIONSWINKELBEREICH 360° beträgt.

15.4.1.2 Teilrotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG, bei der der TRAGARM-ROTATIONS-WINKELBEREICH kleiner als 360° 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 FELDBABMESSUNG in der TRAGARM-ROTATIONSEBENE erreicht werden.

15.4.1.5 telezentrische Rotationsbestrahlung

ROTATIONSBESTRAHLUNG mit ENERGIEREICHER ELEKTRONEN-STRAHLUNG, 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 relativ 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.

15.5 Konformationsbestrahlung

BESTRAHLUNGSTECHNIK, bei der durch Einsatz besonderen technischen Aufwandes das BEHANDELTE VOLUMEN das PLANUNGS-ZIELVOLUMEN möglichst eng umschließt und die ENERGIEDOSIS außerhalb des PLANUNGS-ZIELVOLUMENS besonders steil abfällt.

ANMERKUNG: "Besonderer technischer Aufwand" schließt z.B. die LAGERUNG und POSITIONIERUNG, die geometrische Konfiguration der STRAHLENFELDER in bezug zum Patienten und die Formen der STRAHLENFELD-FLÄCHEN aller STRAHLENFELDER ein.

15.5.1 dynamische Konformationsbestrahlung

KONFORMATIONSBESTRAHLUNG, bei welcher während der BESTRAHLUNG BESTRAHLUNGSPARAMETER kontinuierlich verändert werden.

ANMERKUNG: Zu diesen BESTRAHLUNGSPARAMETERN können insbesondere der TRAGARM-ROTATIONSWINKEL, die Form der STRAHLENFELD-FLÄCHE und die POSITIONIERUNG des Patienten gehören.

15.6 stereotaktische Bestrahlung

ISOZENTRISCHE BESTRAHLUNG, bei der sowohl zur Gewinnung der in der BESTRAHLUNGSPLANUNG verwendeten bildlichen Darstellungen als auch zur Fixierung und POSITIONIERUNG des Patienten besondere, die erforderliche räumliche Präzision sichernde Vorrichtungen verwendet werden.

ANMERKUNG 1: In der Regel werden STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN als MEHREBENEN-ROTATIONSBESTRAHLUNGEN oder als MEHRFELDERBESTRAHLUNGEN durchgeführt, wobei die Richtungen der ZENTRALSTRAHLEN der einzelnen STRAHLENFELDER über einen größeren Raumwinkelbereich verteilt sind.

ANMERKUNG 2: Eine STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG kann auch aus mehreren einzelnen stereotaktischen Teil-Bestrahlungen zusammengesetzt werden, wobei die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN dadurch beeinflusst wird, daß das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM mit verschiedenen ZIELPUNKTEN zur Deckung gebracht wird.

15.7 Afterloading-Technik

(in der BRACHYTHERAPIE)

Automatisch ferngesteuerter - seltener: von Hand durchgeführter - Transport von UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN zwischen dem SCHUTZGEHÄUSE und den bereits vor EINSCHALTEN DER STRAHLUNG im oder am Patienten positionierten APPLIKATOREN sowie deren Positionierung in den APPLIKATOREN nach einem bestimmten zeitlichen Programm.

16 Vorbereitung und Überprüfung von Strahlenbehandlungen

16.1 Lagerung (eines Patienten)

Vorgang, durch den ein Patient auf einer PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG in die für eine BESTRAHLUNG oder Untersuchung geeignete Körperhaltung und -orientierung gebracht wird, und Ergebnis dieses Vorganges.

ANMERKUNG: Entsprechende Bedeutung hat das Verb "lagern".

16.2 Positionierung (eines Patienten)

Vorgang, durch den ein Patient durch geeignete Bewegung einer PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG oder eines ANWENDUNGSGERÄTES in die für eine BESTRAHLUNG bzw. Untersuchung geplante, räumliche Zuordnung zum ANWENDUNGSGERÄT gebracht wird, und das Ergebnis dieses Vorganges.

ANMERKUNG: Entsprechende Bedeutung hat das Verb "positionieren".

16.2.1 Zielpunkt

(bei ISOZENTRISCHEN BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Punkt im Patienten oder an dessen Oberfläche, der durch die POSITIONIERUNG des Patienten mit dem STRAHLENFELD-ISOZENTRUM oder mit einem ausgewählten Punkt im TRAGARM-KOORDINATENSYSTEM „g“ zur Deckung gebracht werden soll.

ANMERKUNG: Der ZIELPUNKT dient der POSITIONIERUNG des Patienten; er ist vom REFERENZ-DOSISPUNKT zu unterscheiden. ZIELPUNKT und REFERENZ-DOSISPUNKT können, müssen aber nicht zusammenfallen. ZIELPUNKT und REFERENZ-DOSISPUNKT fallen z.B. dann nicht zusammen, wenn bei einem asymmetrisch bis zum ZENTRALSTRAHL eingeblendeten STRAHLENFELD der ZIELPUNKT auf dem ZENTRALSTRAHL liegt, da unter diesen Bedingungen der REFERENZ-DOSISPUNKT nicht auf dem ZENTRALSTRAHL liegen kann.

16.3 Bestrahlungsplanung

Ausarbeitung eines individuellen BESTRAHLUNGSPLANES.

ANMERKUNG: Im Rahmen dieser Ausarbeitung wird zwischen einem ärztlichen und einem physikalischen Verantwortungsbereich unterschieden (siehe Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin [4]).

16.3.1 2D-Bestrahlungsplanung

BESTRAHLUNGSPLANUNG bei der Anwendung von STRAHLENFELDERN, bei der die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG für einen oder für mehrere Körper-Transversalschnittbilder - eventuell mit eingetragenen Konturen interessierender Volumina - berechnet wird.

ANMERKUNG: Bei 2D-BESTRAHLUNGSPLANUNG ist es im allgemeinen nicht möglich, PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNGEN für nicht koplanare STRAHLENFELDER zu berechnen.

16.3.3 3D-Bestrahlungsplanung

BESTRAHLUNGSPLANUNG, bei der die räumliche (dreidimensionale) PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG für interessierende Volumina in einem interessierenden Körperabschnitt berechnet wird.

16.4 Lokalisation

Erfassung der unter Therapiebedingungen vorliegenden anatomisch-topographischen Situation im zu bestrahlenden Körpervolumen mit Hilfe bildgebender Verfahren, wenn erforderlich verbunden mit einer Festlegung von Bezugspunkten und -linien, die zur POSITIONIERUNG des Patienten geeignet sind.

ANMERKUNG 1: Wenn erforderlich werden die Bezugspunkte und -linien zur POSITIONIERUNG des Patienten auf der Haut des Patienten markiert.

ANMERKUNG 2: In der BRACHYTHERAPIE mit UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN gehört zur LOKALISATION auch die Lagebestimmung von APPLIKATOREN und STRAHLERN.

16.4.1 Lokalisationsaufnahme; Meßaufnahme

Röntgenaufnahme mit diagnostischer STRAHLUNGSQUALITÄT und mit bekanntem Abbildungsmaßstab, die der LOKALISATION dient.

16.4.2 Planungs-Computertomogramm

Computertomogramm für die BESTRAHLUNGSPLANUNG, bei dessen Herstellung die Situation während der BESTRAHLUNG hinsichtlich der LAGERUNG des Patienten und der anatomisch-topographischen Beziehungen innerhalb der interessierenden Region in ausreichender Näherung nachgebildet wurde.

16.5 Simulation

Nachbildung einer BESTRAHLUNG mit diagnostischer STRAHLUNGSQUALITÄT zum Zweck der Kontrolle oder der Dokumentation der dem Ergebnis der BESTRAHLUNGSPLANUNG entsprechenden Größe und Lage von STRAHLENFELDERN in bezug zum Patienten.

16.5.1 Simulationsaufnahme

Röntgenaufnahme, die unter den Bedingungen der SIMULATION hergestellt wurde.

16.6 virtuelle Simulation

Rechnergestütztes Verfahren,

- mit dem die räumliche, anatomisch-topographische Situation auf der Basis von Computertomogrammen dargestellt werden kann,
- das die Festlegung von PLANUNG-ZIELVOLUMINA und RISIKOBEREICHEN erlaubt, und
- mit dem die Lage und die FELDGRÖSSE von STRAHLENFELDERN festgelegt und dargestellt werden kann

ANMERKUNG: Eine Berechnung von PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNGEN ist mit der VIRTUELLEN SIMULATION nicht verbunden.

16.6.1 virtuelles Radiogramm

Digital rekonstruiertes Röntgen-Projektionsbild in QUELLENPERSPEKTIVE.

16.7 Verifikation

Am BESTRAHLUNGSGERÄT durchgeführte Prüfung, inwiefern geplantes und tatsächliches Vorgehen bei der Durchführung einer BESTRAHLUNG übereinstimmen.

16.7.1 Feld-Verifikation

VERIFIKATION der Größe und Lage von STRAHLENFELDERN in bezug zum Patienten mittels bildgebender Verfahren, wobei als STRAHLUNGSQUELLE die des BESTRAHLUNGSGERÄTES angewendet wird und der Bildempfänger im STRAHLENFELD hinter dem Patienten angeordnet ist.

Die STRAHLUNGSQUALITÄT kann bei der FELD-VERIFIKATION von der STRAHLUNGSQUALITÄT des zu verifizierenden STRAHLENFELDES abweichen, sofern die Lage der VIRTUELLEN QUELLPUNKTE bei den betrachteten STRAHLUNGSQUALITÄTEN in genügender Näherung übereinstimmt.

16.7.1.1 Verifikationsaufnahme

Dokumentation des Ergebnisses einer FELD-VERIFIKATION auf Röntgenfilm oder einem anderen geeigneten Bildträger, wobei dieser während der gesamten BESTRAHLUNGSZEIT exponiert wurde.

16.7.1.2 Feldkontrollaufnahme

Dokumentation des Ergebnisses einer FELD-VERIFIKATION auf Röntgenfilm oder einem anderen geeigneten Bildträger, wobei dieser nur während eines kleinen Teiles der gesamten BESTRAHLUNGSZEIT exponiert wurde.

16.7.1.2.1 Feldkontrollbild

Bildliche Darstellung einer mit Hilfe geeigneter Bildempfänger und elektronischer Datenverarbeitung unter Echtzeit-Bedingungen durchgeführten FELD-VERIFIKATION, und Dokumentation dieser Darstellung.

16.7.2 Parameter-Verifikation

Vor dem Beginn einer BESTRAHLUNG durchgeführte Prüfung, inwiefern die aktuellen Werte der BESTRAHLUNGSPARAMETER mit den festgelegten Werten - gegebenenfalls innerhalb festgelegter Toleranzen - übereinstimmen.

16.7.2.1 Echtzeit-Parameterverifikation

Während einer BESTRAHLUNG, bei der im BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN BESTRAHLUNGSPARAMETER automatisch verändert werden, durchgeführte Prüfung, inwiefern die aktuellen Werte der BESTRAHLUNGSPARAMETER mit den geplanten Werten übereinstimmen, gegebenenfalls unter Beachtung festgelegter Toleranzen.

16.7.3 dosimetrische Verifikation; In-vivo-Dosimetrie

Während einer BESTRAHLUNG an ausgewählten Punkten durchgeführte Prüfung, inwiefern erwartete und tatsächliche ENERGIEDOSEN übereinstimmen.

17 Protokollierung strahlentherapeutischer Maßnahmen

17.1 Bestrahlungsprotokoll

Einem bestimmten Patienten zugeordnete, zusammenfassende Benennung für die STRAHLENTHERAPEUTISCHE VERORDNUNG und den BESTRAHLUNGSNACHWEIS.

17.1.1 strahlentherapeutische Verordnung

Teil des BESTRAHLUNGSPROTOKOLLS, in dem die Erkrankung des Patienten beschrieben sowie die durchzuführende STRAHLENBEHANDLUNG festgesetzt sind.

17.1.1.1 Planungsunterlagen

Teil der STRAHLENTHERAPEUTISCHEN VERORDNUNG, der alle relevanten bildlichen Darstellungen umfaßt, die zur BESTRAHLUNGSPLANUNG verwendet wurden oder deren Ergebnis sind oder zu ihrer Kontrolle dienen.

ANMERKUNG: Planungsunterlagen sind z.B. LOKALISATIONSAUFNAHMEN, Körperschnitt-Darstellungen, ISODOSENPLÄNE, VERIFIKATIONSAUFNAHMEN, Skizzen oder Photos, aus denen die Lage von STRAHLENFELDERN hervorgeht.

17.1.1.2 Bestrahlungsplan

Teil der STRAHLENTHERAPEUTISCHEN VERORDNUNG, in dem alle Unterlagen und Anweisungen für die Durchführung der geplanten BESTRAHLUNGEN zusammengestellt sind.

17.1.1.2.1 Dosierungsplan

Teil des BESTRAHLUNGSPLANES, in dem

- für jedes KLINISCHE ZIELVOLUMEN die VERORDNETE REFERENZDOSIS und die geplante FRAKTIONIERUNG sowie
- für jeden RISIKOBEREICH die EINZEL-GRENZDOSIS und die GESAMT-GRENZDOSIS

festgelegt sind.

17.1.2 Bestrahlungsnachweis

Teil des BESTRAHLUNGSPROTOKOLLS, in dem für einen bestimmten Patienten jede einzelne BESTRAHLUNG dokumentiert wird.

17.2 strahlentherapeutischer Bericht

Einem bestimmten Patienten zugeordnete, zusammenfassende Beschreibung einer durchgeführten STRAHLENBEHANDLUNG.

17.3 Protokollierungsstufe

Angabe, aus der für einen individuellen Fall hervorgeht

- wie die BESTRAHLUNGSZEIT-VORWAHL bzw. die DOSIS-MONITOR-VORWAHL ermittelt wird, und
- auf welche Weise die Dosisangabe für die Protokollierung strahlentherapeutischer Maßnahmen gewonnen werden.

ANMERKUNG: Die PROTOKOLlierungsSTUFEN unterscheiden sich durch den Umfang und die Genauigkeit der gewonnenen Informationen. Hierbei erfüllt die PROTOKOLlierungsSTUFE 1 die niedrigsten, die PROTOKOLlierungsSTUFE 3 die höchsten Anforderungen.

17.4 Bestrahlungsliste

Dokumentation aller an einem bestimmten BESTRAHLUNGSGERÄT durchgeführten BESTRAHLUNGEN von Patienten in chronologischer Reihenfolge.

ANMERKUNG: Der Umfang der zu dokumentierenden DATEN ist in entsprechenden Normen festgelegt.

17.5 Dosispunkt

Punkt im Körper des Patienten, für den die dort erreichte ENERGIEDOSIS bei der Durchführung einer STRAHLENBEHANDLUNG von Interesse ist.

ANMERKUNG: DOSISPUNKTE werden z.B. festgelegt, um

- vor dem Beginn einer STRAHLENBEHANDLUNG den DOSIERUNGSPLAN aufstellen zu können oder um zu prüfen, ob für RISIKOBEREICHE tolerable Werte der ENERGIEDOSIS nicht überschritten werden,
- während der Durchführung einer STRAHLENBEHANDLUNG die bei den einzelnen BESTRAHLUNGEN applizierten Wasser-Energiedosen addieren zu können.

17.5.1 Referenz-Dosispunkt; Referenzpunkt

DOSISPUNKT, für den die ENERGIEDOSIS als repräsentativ für die (räumliche) PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG im PLANUNGSZIELVOLUMEN angesehen wird.

ANMERKUNG 1: Für die Festlegung des REFERENZ-DOSISPUNKTES gelten bestimmte Regeln (siehe z.B. [1], DIN 6827).

ANMERKUNG 2: Der REFERENZ-DOSISPUNKT dient der Angabe der REFERENZDOSIS; er ist vom ZIELPUNKT für die POSITIONIERUNG des Patienten zu unterscheiden. REFERENZ-DOSISPUNKT und ZIELPUNKT können, müssen aber nicht zusammenfallen. REFERENZ-DOSISPUNKT und ZIELPUNKT fallen z.B. dann nicht zusammen, wenn bei einem asymmetrisch bis zum ZENTRALSTRAHL eingeblendeten STRAHLENFELD der ZIELPUNKT auf dem ZENTRALSTRAHL liegt, da unter diesen Bedingungen der REFERENZ-DOSISPUNKT nicht auf dem ZENTRALSTRAHL liegen kann.

18 Datenverarbeitung in der STRAHLENTHERAPIE

18.1 Daten

Gebilde aus Zeichen oder kontinuierliche Funktionen, die aufgrund bekannter oder unterstellter Abmachung Information darstellen, vorrangig zum Zweck der Verarbeitung oder als deren Ergebnis.
[DIN 44300-2]

ANMERKUNG 1: Die Verarbeitung umfaßt die Durchführung mathematischer, umformender, übertragender und speichernder Operationen.

ANMERKUNG 2: Verschiedene Datengruppen sind entsprechend ihres Informationsgehaltes in den jeweiligen Abschnitten beschrieben, wie z.B. BESTRAHLUNGSPARAMETER, BETRIEBSPARAMETER.

18.1.1 Eingabedaten

DATEN, die dem jeweiligen DATENVERARBEITUNGSSYSTEM von einem peripheren Speicher, einer EINGABEEINHEIT oder in Form von Anweisungen in einem Programm zur Verfügung gestellt werden.

18.1.1.1 Basisdaten

EINGABEDATEN, die unabhängig vom jeweiligen Programmablauf unverändert vorgegeben werden.

18.1.1.2 Falldaten

Alle für einen bestimmten Programmablauf notwendigen EINGABEDATEN mit Ausnahme der BASISDATEN.

18.1.1.2.1 Steuerdaten

EINGABEDATEN, mit denen verschiedene Programmabläufe bewirkt werden.

18.1.1.2.2 administrative Daten

EINGABEDATEN zur Erfüllung organisatorischer Erfordernisse.

18.1.1.3 Kommentardaten

EINGABEDATEN, die aus erläuternden Bemerkungen oder Darstellungen bestehen und im wesentlichen unverändert ausgegeben werden können.

18.1.2 Ausgabedaten

DATEN, die über eine AUSGABEEINHEIT zur Verfügung gestellt werden.

18.2 Rechensystem; Datenverarbeitungssystem

Funktionseinheit zur Verarbeitung und Aufbewahrung von Daten. Verarbeitung umfaßt die Durchführung mathematischer, umformender, übertragender und speichernder Operationen.

[DIN 44300-5]

18.2.1 Eingabeeinheit

Funktionseinheit innerhalb eines digitalen RECHENSYSTEMS, mit der das System DATEN von außen aufnimmt.
[DIN 44300-5]

18.2.2 Ausgabeeinheit

Funktionseinheit innerhalb eines digitalen RECHENSYSTEMS, mit der das System DATEN nach außen abgibt.
[DIN 44300-5]

18.3 Algorithmen und Verfahren zur Dosisberechnung und Berechnung von Dosisverteilungen

18.3.1 2D-Algorithmus

(bei BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN)

Algorithmus zur Berechnung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG in nur zwei Dimensionen und unter der Annahme, daß die ZENTRALSTRAHLEN aller STRAHLENFELDER in der Berechnungsebene liegen, sowie ohne Berücksichtigung einer Änderung des Patientenquerschnittes senkrecht zur Berechnungsebene.

ANMERKUNG: ZWEIDIMENSIONALE ALGORITHMEN nutzen eine Reihe von Näherungen, die im Einzelfall nicht zu vernachlässigenden Auswirkungen haben, z.B. die Annahmen von Sekundärelektronengleichgewicht auch an Grenzflächen sowie Übereinstimmung der STREUSTRAHLUNGSBEITRÄGE im räumlich begrenzten Körper mit denen im QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM.

18.3.2 3D-Algorithmus

(bei BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN)

Algorithmus zur Berechnung PHYSIKALISCHER DOSISVERTEILUNGEN, wobei sowohl die Einflüsse des Materials als auch der Materialverteilung im gesamten bestrahlten Volumen auf die ENERGIEDOSIS im jeweils interessierenden Aufpunkt berücksichtigt werden.

18.3.3 Verfahren zur Dosisberechnung

ANMERKUNG: Die in 18.3.3 zusammengefaßten Verfahren sind nur eine Auswahl möglicher Verfahren zur Dosisberechnung.

18.3.3.1 Matrixverfahren

Verfahren zur Dosisberechnung, bei dem die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG aus Matrizen normierter oder absoluter Energiedosiswerte berechnet wird.

18.3.3.2 Dekrementlinienverfahren

Verfahren zur Dosisberechnung, bei dem die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG aus normierten TIEFENDOSISVERTEILUNGEN und Dosisdekrementen berechnet wird.

18.3.3.3 analytisches Verfahren

Verfahren zur Dosisberechnung, bei dem die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG aus analytischen Ausdrücken berechnet wird.

18.3.3.4 Nadelstrahlverfahren

Verfahren zur Dosisberechnung, bei dem sich die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG eines ausgedehnten STRAHLENFELDES aus der Summation kleiner STRAHLENFELDER, den sogenannten Nadelstrahlen, ergibt.

18.3.3.5 Faltungsverfahren

Verfahren zur Dosisberechnung, bei dem die Energiedosiswerte aus Faltungsintegralen berechnet werden.

ANMERKUNG: Das Faltungsverfahren ist eine spezielle Form des NADELSTRAHLVERFAHRENS, bei der unendlich viele gleiche Nadelstrahlen - STRAHLENFELDER mit infinitesimal kleiner STRAHLENFELD-FLÄCHE - verwendet werden

18.3.3.6 Monte-Carlo-Verfahren

Verfahren zur Dosisberechnung, bei dem die Energiedosiswerte aus analytischen Ausdrücken durch SIMULATION von Teilchenschicksalen beim Durchgang durch Materie unter Berücksichtigung zufallsbedingter Schwankungen der WECHSELWIRKUNGEN berechnet werden.

18.4 DATENVERARBEITUNGSSYSTEME in der STRAHLENTHERAPIE

ANMERKUNG: Die in 18.4 zusammengefaßten DATENVERARBEITUNGSSYSTEME sind nur eine Auswahl der in der STRAHLENTHERAPIE genutzten Systeme.

18.4.1 Bestrahlungsplanungssystem

RECHENSYSTEM zur Bearbeitung von Aufgaben in der BESTRAHLUNGSPLANUNG.

18.4.1.1 Zweidimensionales Bestrahlungsplanungssystem; 2D-Bestrahlungsplanungssystem

BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM, mit dem die Berechnung von zweidimensionalen PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNGEN möglich ist, das jedoch weder die Berechnung von dreidimensionalen PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNGEN noch die Rekonstruktion von interessierenden Volumina unterstützt

ANMERKUNG 1: 2D-BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME arbeiten in der Regel mit 2D-ALGORITHMEN.

ANMERKUNG 2: 2D-BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME erlauben weder die Berechnung von PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNGEN bei nicht-koplanaren Strahlenfeldern noch von DOSISHISTOGRAMMEN.

18.4.1.2 Dreidimensionales Bestrahlungsplanungssystem; 3D-Bestrahlungsplanungssystem

BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM,

- mit dem aus einer ausreichenden Anzahl von Körperschnitten die interessierenden Volumina rekonstruiert werden können,
- mit dem die Berechnung von räumlichen (dreidimensionalen) PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNGEN möglich ist,
- das bei Anwendung von STRAHLENFELDERN Berechnungen von PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNGEN auch bei nicht-koplanaren STRAHLENFELDERN erlaubt.

ANMERKUNG: Mit 3D-Bestrahlungsplanungssystemen können in der Regel außerdem besondere Informationen über die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG in einem interessierenden Volumen gewonnen werden, z. B. MAXIMALDOSIS, MINIMALDOSIS, MITTLERE DOSIS, DOSISHISTOGRAMME.

18.4.2 Verifikationssystem

DATENVERARBEITUNGSSYSTEM, das den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN verhindert, solange nicht die Istwerte von BESTRAHLUNGSPARAMETERN - gegebenenfalls innerhalb vorgegebener Toleranzen - mit den Sollwerten übereinstimmen.

18.4.3 Protokolliersystem

DATENVERARBEITUNGSSYSTEM zur Erstellung mindestens von BESTRAHLUNGSNACHWEISEN und BESTRAHLUNGSLISTEN

18.5 Arten perspektivischer Darstellungen für die BESTRAHLUNGSPLANUNG

18.5.1 Quellenperspektive

Zweidimensionale Darstellung dreidimensionaler Gegebenheiten, z.B. von ISODOSENFLÄCHEN oder von Körperkonturen, mit Hilfe einer Frontalperspektive, deren Fluchtpunkt der FOKUS ist.

18.5.2 Beobachterperspektive

Zweidimensionale Darstellung dreidimensionaler Gegebenheiten, z.B. von ISODOSENFLÄCHEN oder von Körperkonturen, mit Hilfe einer Frontalperspektive, deren Fluchtpunkt das Auge des Beobachters ist; die Blickrichtung kann frei gewählt werden.

19 Anlage, Einrichtung, ZUBEHÖR, HILFSEINRICHTUNG

19.1 Bestimmungsgemäßer Gebrauch

Betrieb in Übereinstimmung mit der Gebrauchsanleitung für den offensichtlich beabsichtigten Zweck.

ANMERKUNG: Transport oder Lagerung zwischen Phasen des Betriebes zählen ebenfalls zum BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH, wenn diese in der Gebrauchsanleitung vorgesehen sind.

19.2 radiologische Anlage

Installierte RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG, einschließlich aller Komponenten und Räumlichkeiten, die für den Betrieb der Einrichtung erforderlich sind.

19.3 radiologische Einrichtung (in der STRAHLENTHERAPIE)

Apparative Einrichtung zur Anwendung in der Radiologie.

19.3.1 Bestahlungseinrichtung

RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG zur therapeutischen Anwendung IONISIERENDER STRAHLUNG.

19.3.2 radiologische Untersuchungseinrichtung

RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG zur diagnostischen Anwendung bildgebender Verfahren.

19.3.2.1 Röntgeneinrichtung

RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG zur diagnostischen Anwendung von RÖNTGENSTRAHLUNG.

19.4 Hauptkomponenten RADIOLOGISCHER EINRICHTUNGEN

19.4.1 Anwendungsgerät

Im BESTRAHLUNGS- oder UNTERSUCHUNGSRAUM befindliche Komponente einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG, die dasjenige physikalische Agens in einer für die Behandlung oder Untersuchung geeigneten Weise bereitstellt, das die erwünschten Wechselwirkungen im Patienten auslöst, oder dem Nachweis dieses Agens dient, sofern dies für den BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH vorgesehen ist.

ANMERKUNG: Das physikalische Agens kann z.B. IONISIERENDE STRAHLUNG oder Ultraschall sein.

19.4.1.1 Bestrahlungsgerät (in der STRAHLENTHERAPIE)

ANWENDUNGSGERÄT zur Therapie mit IONISIERENDER STRAHLUNG.

19.4.1.2 radiologisches Untersuchungsgerät

Anwendungsgerät zur Diagnostik mit bildgebenden Verfahren.

19.4.1.2.1 Röntgen-Untersuchungsgerät; Röntgengerät

RADIOLOGISCHES UNTERSUCHUNGSGERÄT, das mit RÖNTGENSTRAHLUNG arbeitet.

19.4.2 Steuervorrichtung

Kombination der Vorrichtungen, die zur Vorwahl, Steuerung, Messung, Regelung oder Anzeige von relevanten Betriebswerten und BETRIEBSPARAMETERN einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG dienen.

19.4.2.1 Steuerpult

Teil einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG, der die im BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH erforderlichen, handbetätigten Komponenten zur Steuerung der Einrichtung sowie die Komponenten zur Anzeige der während der Anwendung relevanten Parameter enthält.

ANMERKUNG: Relevante Parameter können z.B. Bestrahlungs- und BETRIEBSPARAMETER, Gerätebewegungen oder Meldungen über den Zustand des SICHERHEITSTROMKREISES sein.

19.4.3 Patienten-Lagerungsvorrichtung; Lagerungsvorrichtung

Vorrichtung, auf der ein Patient zu einer BESTRAHLUNG oder Untersuchung in einer die BESTRAHLUNG oder Untersuchung ermöglichenden oder erleichternden Art gelagert werden kann.

19.4.3.1 Patiententisch

PATIENTEN-LAGERUNGSVORRICHTUNG, auf der ein Patient ausgestreckt liegend gelagert werden kann.

19.4.3.1.1 Patiententischplatte

Teil des PATIENTENTISCHES, auf dem ein Patient gelagert werden kann.

19.5 Zubehör

Austauschbare Komponente einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG oder HILFSEINRICHTUNG, die wenigstens einem der folgenden Zwecke dient oder hierfür erforderlich ist:

- dem BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH,
- der Anpassung an eine spezielle Anwendung,
- der Erleichterung einer Anwendung,
- der Verbesserung von QUALITÄTSMERKMALEN,

- der Verbindung von Funktionen verschiedener Einrichtungen (auch anderer Art).

ANMERKUNG: ZUBEHÖR kann sowohl vom Hersteller der RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG vorgesehen als auch vom Anwender hergestellt oder bereitgestellt worden sein.

19.6 Hilfseinrichtung (einer RADIOLOGISCHEN ANLAGE)

Fest installierte, apparative Komponente einer RADIOLOGISCHEN ANLAGE, die nicht direkt zur RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG gehört, für ihren BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH jedoch erforderlich ist.

ANMERKUNG: HILFSEINRICHTUNGEN sind z.B. raumfest installierte LICHTZEIGER, Einrichtungen zur Raum- bzw. Patientenüberwachung, Strahlenschutzstore, Netzanschlußschränke.

19.7 Anlagenträume

19.7.1 Bestrahlungsraum (in der STRAHLENTHERAPIE)

Raum, in dem eine therapeutische Anwendung IONISIERENDER STRAHLUNG durchgeführt wird, und der Strahlenschutzforderungen erfüllt.

19.7.2 Untersuchungsraum

Raum in dem im Rahmen der RADIOLOGISCHEN Diagnostik bildgebende Verfahren angewendet werden, und der die Bedingungen für ausreichende Abschirmungen erfüllt.

ANMERKUNG: In der STRAHLENTHERAPIE dient der UNTERSUCHUNGSRAUM insbesondere der LOKALISATION, SIMULATION und der Gewinnung von Unterlagen für die BESTRAHLUNGSPLANUNG mittels bildgebender Verfahren.

19.7.3 Schaltraum

Raum, der das STEUERPUHT enthält, und von dem aus der Patient während der Untersuchung oder Behandlung überwacht wird.

19.7.4 Technikraum

Raum, der fest installierte Komponenten der RADIOLOGISCHEN ANLAGE enthält, die nicht im BESTRAHLUNGSRAUM oder SCHALT-RAUM untergebracht sind.

19.8 Elektrische Sicherheitsinstallation

19.8.1 Sicherheitsstromkreis (bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN)

Stromkreis, in dem sicherheitsrelevanten Funktionen oder Bauteilen SICHERHEITSSCHALTER zugeordnet sind.

19.8.1.1 Sicherheitsschalter (bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN)

Vorrichtung in einem SICHERHEITSTROMKREIS, die das Einschalten einer Gerätefunktion verhindert oder eine Gerätefunktion beendet, sofern bestimmte Bedingungen hinsichtlich der elektrischen, mechanischen oder Strahlensicherheit nicht erfüllt sind.

ANMERKUNG: Zu den SICHERHEITSSCHALTERN gehören auch Softwaremodule, die bestimmt sind, die Funktion eines SICHERHEITSSCHALTERS zu erfüllen.

19.8.1.2 Sicherheitsstromkreis (bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN mit BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Stromkreis, in dem sicherheitsrelevanten Funktionen, BETRIEBSPARAMETERN oder Bauteilen SICHERHEITSSCHALTER zugeordnet sind, die als Voraussetzung für das Erreichen des BETRIEBSZUSTANDES EINSCHALTBEREITSCHAFT sämtlich geschlossen sein müssen, und deren jeder einzelne bei Öffnung die STRAHLUNG abschaltet bzw. die Rückführung von STRAH- LERN in die RUHESTELLUNG bewirkt und gegebenenfalls Gerätebewegungen beendet.

19.8.1.3 Not-Ausschalter

SICHERHEITSSCHALTER, durch dessen Betätigung eine Einrichtung in den BETRIEBZUSTAND AUSSER BETRIEB gebracht werden kann.

19.8.1.4 Totmanntaster

(bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN)

Taster, der zur Aufrechterhaltung einer Funktion, z.B. einer Gerätebewegung, ununterbrochen betätigt werden muß, und der beim Loslassen die zugeordnete Funktion beendet

20 Bestrahlungseinrichtungen, spezielle radio- logische Untersuchungseinrichtungen

20.1 Röntgenbestrahlungseinrichtung

RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG zur Erzeugung von STRAHLENFELDERN aus RÖNTGENSTRAHLUNG mit ERZEUGUNGSSPANNUNGEN bis 400 kV.

20.1.1 Röntgen-Oberflächentherapieeinrichtung; Oberflächentherapieeinrichtung

RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNG, bei der FOKUS-HAUT-ABSTÄNDE von in der Regel nicht mehr als 30 cm und Röntgenröhrenspannungen bis 100 kV angewendet werden.

20.1.2 Röntgen-Tiefentherapieeinrichtung; Tie- fentherapieeinrichtung

RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNG, bei der FOKUS-HAUT-ABSTÄNDE von in der Regel mindestens 30 cm und Röntgenröhrenspannungen von wenigstens 100 kV angewendet werden.

20.2 Gammabestrahlungseinrichtung

BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG zur Erzeugung von STRAHLENFELDERN aus GAMMASTRAHLUNG.

20.3 Teilchenbeschleuniger

(in der STRAHLENTHERAPIE)

RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG zur Erzeugung energiereicher KORPUSKELN.

ANMERKUNG: Je nach der Art der beschleunigten KORPUSKELN spricht man von einem ELEKTRONENBESCHLEUNIGER, einem Protonenbeschleuniger usw., unabhängig davon, ob mit Hilfe dieser TEILCHEN andere STRAHLUNGEN erzeugt werden.

20.3.1 Linearbeschleuniger

TEILCHENBESCHLEUNIGER, bei dem geladene KORPUSKELN längs einer geraden Bahn beschleunigt werden.

20.3.1.1 Stehwellenbeschleuniger

LINEARBESCHLEUNIGER, bei dem Hochfrequenzenergie an beiden Enden einer Beschleunigungsröhre so reflektiert wird, daß geladene TEILCHEN vom elektromagnetischen Feld einer stehenden Welle beschleunigt werden.

20.3.1.2 Wanderwellenbeschleuniger

LINEARBESCHLEUNIGER, bei dem Hochfrequenzenergie an einem Ende einer Beschleunigungsröhre eingespeist, am anderen Ende entweder absorbiert oder von dort wieder zurückgeführt wird; geladene TEILCHEN werden im fortschreitenden elektromagnetischen Feld beschleunigt.

20.3.2 Kreisbeschleuniger; Betatron

TEILCHENBESCHLEUNIGER für Elektronen, bei dem diese durch ein zeitlich ansteigendes magnetisches Wechselfeld annähernd auf einer Kreisbahn geführt und durch das mit dem magnetischen Feld verbundene elektrische Wirbelfeld beschleunigt werden.

20.3.3 Mikrotron

TEILCHENBESCHLEUNIGER für Elektronen, bei dem diese durch ein konstantes magnetisches Feld auf in einem Punkt tangierenden Kreisbahnen mit wachsendem Durchmesser geführt und am Beginn jeder Kreisbahn durch ein hochfrequentes elektrisches Feld beschleunigt werden.

20.3.3.1 Racetrack Mikrotron

TEILCHENBESCHLEUNIGER für Elektronen, bei dem diese durch konstante magnetische Felder auf Bahnen geführt werden, die aus mit geraden Bahnstücken verbundenen Halbkreisen bestehen, wobei die geraden Bahnstücke einer Flugrichtung zusammenfallen; auf den zusammenfallenden Bahnstücken werden die Elektronen durch einen LINEARBESCHLEUNIGER beschleunigt.

20.3.4 Zyklotron

TEILCHENBESCHLEUNIGER, bei dem geladene KORPUSKELN während der Beschleunigung durch ein zeitlich konstantes magnetisches Führungsfeld auf praktisch aneinander anschließenden Kreisbögen mit wachsenden Radien gehalten werden; die KORPUSKELN werden durch ein hochfrequentes elektrisches Feld jeweils beim Übertritt von einem Kreisbogen in den nächsten beschleunigt.

ANMERKUNG: ZYKLOTRONS werden z.B. für die Erzeugung energiereicher Neutronenstrahlung genutzt.

20.3.5 Synchrotron

TEILCHENBESCHLEUNIGER für schwere, geladene KORPUSKELN. Die KORPUSKELN werden auf einer Kreisbahn dadurch beschleunigt, daß die Frequenz eines elektrischen Beschleunigungsfeldes und die Stärke eines magnetischen Führungsfeldes der zunehmenden Energie der KORPUSKELN und der damit zunehmenden Zentrifugalkraft angepaßt werden, die auf die KORPUSKELN wirkt.

ANMERKUNG: SYNCHROTRONS werden z.B. für die Erzeugung hochenergetischer Protonenstrahlung genutzt.

20.3.6 Elektronenbeschleuniger; Elektronenbeschleuniger-Einrichtung

TEILCHENBESCHLEUNIGER zur Anwendung in der HOCHENERGIE-STRAHLENTHERAPIE, in dem aus beschleunigten Elektronen STRAHLENFELDER ENERGIEREICHE ELEKTRONENSTRAHLUNG oder ULTRAHARTER PHOTONENSTRAHLUNG erzeugt werden.

20.3.7 Neutronengenerator

Elektrostatischer Beschleuniger, mit dem Kerne schwerer Wasserstoffisotope auf Energien zwischen 100 keV und 1 MeV beschleunigt werden; Neutronen werden an einem Tritiumtarget über eine Fusionsreaktion erzeugt.

ANMERKUNG: Die erzeugten Neutronen haben eine Energie von etwa 14 MeV.

20.4 Afterloading-Einrichtung

Einrichtung zur BRACHYTHERAPIE mit Gammastrahlern, die automatisch ferngesteuert zur Erzeugung beabsichtigter räumlicher PHYSIKALISCHER DOSISVERTEILUNGEN in APPLIKATOREN bewegt oder angeordnet und nach Ablauf eines vorgewählten Zeitintervalls in den STRAHLERAUFBEWAHRUNGSBEHÄLTER zurücktransportiert werden.

20.5 Lokalisationseinrichtung

RADIOLOGISCHE UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNG zum Zwecke der LOKALISATION.

20.6 Therapiesimulator; Simulator

RÖNTGENEINRICHTUNG, mit der aufgrund ihrer konstruktiven Ausführung Größe und Lage von STRAHLENFELDERN einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG in bezug zum Patienten nachgebildet und mit Hilfe eines Bildempfängers sichtbar gemacht und dokumentiert werden kann.

ANMERKUNG: THERAPIESIMULATOREN sind mit einer MESSBLLENDE ausgestattet.

21 Komponenten, Hilfseinrichtungen und Zubehör radiologischer Einrichtungen

21.1 Kennzeichnungen

21.1.1 Modellkennzeichnung; Typkennzeichnung

Kombination aus Symbolen, z.B. Zahlen oder Buchstaben, die zur Identifikation einer bestimmten, durch identische MERKMALE ausgezeichneten Ausführung einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG oder eines Teiles davon dient.

21.1.2 Gerätenummer; Seriennummer

Kombination aus Symbolen, z.B. Zahlen oder Buchstaben, die zur Identifikation jedes einzelnen Exemplars einer RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNG oder eines Teiles davon dient.

21.2 Stativ

Teil eines BESTRAHLUNGSGERÄTES, an dem der TRAGARM beweglich befestigt ist.

21.3 Tragarm

Teil eines BESTRAHLUNGSGERÄTES, der den STRAHLERKOPF trägt und dessen Bewegungen erlaubt.

21.4 Strahlerkopf

Teil eines BESTRAHLUNGSGERÄTES oder RÖNTGEN-UNTERSUCHUNGSGERÄTES, durch das die NUTZSTRAHLUNG zur Anwendung bereitgestellt wird; zum STRAHLERKOPF gehören auch das SCHUTZGEHÄUSE sowie weitere Bauteile und Vorrichtungen, die zur Anwendung des Gerätes erforderlich sind, z.B. FILTER, BLENDENSYSTEM, LICHTFELD-VISIER, ENTFERNUNGSANZEIGER.

21.5 Schutzgehäuse

Gehäuse, das eine oder mehrere STRAHLUNGSQUELLEN umgibt, und das Anforderungen an die mechanische, elektrische und Strahlungssicherheit erfüllt.

ANMERKUNG: Besondere Ausführungsformen von SCHUTZGEHÄUSEN sind Strahlungsschutzbehälter für den Transport oder die Aufbewahrung von RADIOAKTIVEN STOFFEN.

21.6 Verschluß

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Vorrichtung, die den Austritt von NUTZSTRAHLUNG aus dem STRAHLERKOPF sowohl ermöglichen als auch verhindern kann.

21.6.1 Betriebsmäßiger Verschluß

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

VERSCHLUSS, der dazu bestimmt ist, im störungsfreien Betrieb die GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG aus der RUHESTELLUNG in den BETRIEBSZUSTAND STRAHLUNG EIN und zurück in die RUHESTELLUNG zu versetzen.

21.6.2 Notverschluß

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

VERSCHLUSS, der beim Versagen des BETRIEBSMÄSSIGEN VERSCHLUSSES die GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG in einen bezüglich Strahlenschutzforderungen sicheren Zustand überführen kann.

21.7 Quellenkapsel

Behälter, dessen Zweck es ist, eine RADIOAKTIVE STRAHLUNGSQUELLE so einzuschließen, daß beide zusammen einen UMSCHLOSSENEN RADIOAKTIVEN STOFF bilden.

21.8 Quellenträger

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Vorrichtung im STRAHLERKOPF, die für die Aufnahme der QUELLENKAPSEL bestimmt ist.

21.9 Blende

Vorrichtung mit feststehender oder verstellbarer Apertur zur Einblendung des STRAHLENFELDES in einer bestimmten FELDEBENE. Diese FELDEBENE kann innerhalb oder außerhalb des STRAHLERKOPFES liegen.

21.9.1 Fokussierte Blende

LENDE, deren dem ZENTRALSTRAHL zugekehrte Flächen so ausgerichtet sind, daß bei jeder Apertur die das STRAHLENFELD begrenzenden Strahlen diese Flächen tangieren.

21.9.2 Parallelblende

LENDE, deren dem ZENTRALSTRAHL zugekehrte Flächen so ausgerichtet sind, daß bei jeder Apertur Parallelen zum ZENTRALSTRAHL diese Flächen tangieren.

21.9.3 Blendensystem

Vorrichtung, die aus mehreren, in unterschiedlichen Abständen vom FOKUS angeordneten BLENDEN besteht.

21.9.3.1 wirksame Kanten des Blendensystems

Kantenlinien des BLENDENSYSTEMS, welche die Gesamtheit der vom VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehenden und das BLENDENSYSTEM nicht tangierenden geometrischen Strahlen umschließen.

21.9.4 Blendenvorrichtung

BLENDENSYSTEM einschließlich gegebenenfalls Gehäuse und der erforderlichen mechanischen und elektronischen HILFSEINRICHTUNGEN, wie z.B. Vorrichtungen zum Einstellen und zur Anzeige der Apertur, Vorrichtungen zur Befestigung von SATELITENBLENDEN.

21.9.5 Primärblende

Fokus-nächste LENDE eines BLENDENSYSTEMS, im allgemeinen mit fester Apertur.

21.9.6 Betriebsblende

LENDE oder BLENDENSYSTEM mit verstellbarer Apertur, die (das) fest mit dem BESTRAHLUNGSGERÄT verbunden ist.

ANMERKUNG 1: Bei einigen Beschleuniger-Modellen mit kreisförmiger Apertur der PRIMÄRLENDE ist das größte, mit der BETRIEBSLENDE einblendbare STRAHLENFELD an den Ecken abgerundet.

ANMERKUNG 2: BETRIEBSBLENDEN können so konstruiert sein, daß zum ZENTRALSTRAHL asymmetrisch liegende Felder einblendet werden können ("asymmetrische BETRIEBSBLENDEN").

21.9.6.1 Blockblende

BETRIEBSLENDE zur Einblendung von STRAHLENFELDERN mit rechteckiger STRAHLENFELD-FLÄCHE, deren wirksame Teile für jede Mantelfläche des STRAHLENFELDES aus einem einzigen Metallblock bestehen.

ANMERKUNG: Eine BLOCKLENDE kann sowohl eine FOKUSSIERTE LENDE als auch eine PARALLELLENDE sein.

21.9.6.2 Kulissenblende

BETRIEBSLENDE, die aus mehreren vom FOKUS aus gesehen hintereinander angeordneten BLOCKBLENDEN besteht, deren WIRKSAME KANTEN das STRAHLENFELD tangieren; die EINZELNEN BLOCKBLENDEN können FOKUSSIERTE BLENDEN oder PARALLELBLENDEN sein.

21.9.6.3 Blendenblock

Teil einer BLOCKLENDE, durch den ein STRAHLENFELD in einer Richtung eingeblendet wird.

ANMERKUNG 1: Zum Einblenden in einer der FELDABMESSUNGEN eines STRAHLENFELDES mit rechteckiger STRAHLENFELD-FLÄCHE sind demnach mindestens zwei einander gegenüberstehende BLENDENBLÖCKE mit parallelen WIRKSAMEN KANTEN erforderlich.

ANMERKUNG 2: Man spricht von einem BLENDENBLOCK auch dann, wenn die Ausdehnung des BLENDENBLOCKES in Richtung eines vom FOKUS ausgehenden Strahles klein ist gegen die dazu senkrechte Ausdehnung.

21.9.7 Lamellenblende

Vorrichtung zur Einblendung REGULÄRER oder IRREGULÄRER STRAHLENFELDER, bestehend aus zwei Sätzen von im gleichen FOKUS-BLENDEN-ABSTAND angeordneten, dicht aneinander anliegenden Metallblöcken („Lamellen“),

- die sich unabhängig voneinander senkrecht zu einer der HAUPTBENEN bewegen und positionieren lassen, und
- deren auf einer die Metallblöcke schneidenden Feldebene gemessene Breite zur Einblendung IRREGULÄRER STRAHLENFELDER ausreichend klein ist.

ANMERKUNG 1: Die Breite der Lamellen wird z.B. so gewählt, daß eine Projektion der Lamellenbreite vom FOKUS in eine bestimmte FELDEBENE eine Strecke von 1 cm ergibt.

ANMERKUNG 2: Je nach Konstruktion kann eine LAMELLENBLENDE Teil des ANWENDUNGSGERÄTES oder ZUBEHÖR sein.

ANMERKUNG 3: LAMELLENBLENDE bilden die wichtigste Art der Konstruktion von Multielement-Blendern zur Einblendung IRREGULÄRER STRAHLENFELDER.

21.9.8 Bestrahlungstubus

(bei RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Im allgemeinen als ZUBEHÖR lieferbarer Teil der BLENDEVORRICHTUNG mit fester Apertur und seitlichen Abschirmungen zur Verringerung der STÖRSTRAHLUNG. Die WIRKSAMEN KANTEN eines BESTRAHLUNGSTUBUS liegen im allgemeinen nahe zur EINTRITTS-FELDPORTE.

21.9.9 Elektronenblende

Im allgemeinen als ZUBEHÖR lieferbarer, auswechselbarer Teil der BLENDEVORRICHTUNG, die den besonderen Erfordernissen bei der Einblendung von ELEKTRONENSTRAHLUNG Rechnung trägt. Die WIRKSAMEN KANTEN einer ELEKTRONENBLENDE liegen im allgemeinen nahe zur EINTRITTS-FELDPORTE.

ANMERKUNG: Für eine ELEKTRONENBLENDE soll die Benennung Elektronen-Applikator nicht verwendet werden, um Verwechslungen mit dem APPLIKATOR nach 21.12 auszu-schließen.

21.9.9.1 Elektronentubus

Seitlich ganz oder überwiegend geschlossene ELEKTRONENBLENDE mit fester oder variabler Apertur und deutlich größeren Abmessungen in Richtung des ZENTRALSTRAHLS als senkrecht zu diesem.

ANMERKUNG: Für einen ELEKTRONENTUBUS soll die Benennung Elektronen-Applikator nicht verwendet werden, um Verwechslungen mit dem APPLIKATOR nach 21.12 auszu-schließen.

21.9.10 Neutronentubus

FOKUSSIERTER Neutronentubus mit fester Apertur und deutlich größeren Abmessungen in Richtung des ZENTRALSTRAHLS als senkrecht zu diesem.

21.9.11 Halbschattentrimmer

Nahe zur EINTRITTS-FELDPORTE angeordnete BLENDE, die der Verkleinerung des geometrischen Anteils des Halbschattens des durch die BETRIEBSBLENDE eingeblendeten STRAHLENFELDES dient, und deren wirksame Teile in der Regel mit der BETRIEBSBLENDE verbunden sind oder verbunden werden können.

21.9.12 Satellitenblende; Zusatzblende

Zusätzlich zur BETRIEBSBLENDE, einem BESTRAHLUNGSTUBUS, einer ELEKTRONENBLENDE oder einem NEUTRONENTUBUS angewendete BLENDE, die der Erzeugung von STRAHLENFELDERN mit individuell geformter STRAHLENFELD-FLÄCHE dient.

ANMERKUNG: SATELLITENBLENDE sind auch z.B. auf die Haut des Patienten aufgelegte Stücke aus Blei oder Bleigummi.

21.9.12.1 Individualblende

SATELLITENBLENDE, die zur Anwendung bei einem einzelnen Patienten bestimmt ist.

21.9.12.2 Abschirmblock

SATELLITENBLENDE mit im allgemeinen einfacher geometrischer Form, die zur Anwendung bei beliebig vielen Patienten bestimmt ist.

21.9.12.3 Randblende

SATELLITENBLENDE, die das STRAHLENFELD von der Peripherie her einblendet.

21.9.12.4 Kernblende

SATELLITENBLENDE, die aus einem STRAHLENFELD einen innerhalb des STRAHLENFELDES liegenden Teilbereich ausblendet.

21.10 Meßblende

Vorrichtung im STRAHLERKOPF eines THERAPIESIMULATORS, bestehend aus zwei orthogonal zueinander angeordneten Paaren von SCHATTENDRÄHTEN, deren Abstand vom ZENTRALSTRAHL sich paarweise oder unabhängig voneinander einstellen läßt, und durch deren Röntgen- oder Lichtschatten die Begrenzung eines STRAHLENFELDES sichtbar gemacht werden kann. MESSBLENDE sind mit einer Anzeigevorrichtung für die FELDGRÖSSE verbunden.

ANMERKUNG: Die Benennung „MESSBLENDE“ trägt der üblichen Benennung dieser Vorrichtung Rechnung, obwohl es sich nicht eigentlich um eine „Blende“ handelt.

21.10.1 Schattendraht

Draht in einer MESSBLENDE, durch dessen Röntgen- oder Lichtschatten das SIMULIERTE STRAHLENFELD eingegrenzt bzw. erkennbar gemacht werden kann.

ANMERKUNG: Im allgemeinen wirken vier ein Rechteck eingrenzende SCHATTENDRÄHTE zusammen.

21.11 Zubehöhalter

Teil einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG zur Fixierung speziellen ZUBEHÖRS.

21.11.1 Tragplatte

Platte aus einem die STRAHLUNG nur wenig schwächenden Material, die zur Aufnahme von SATELLITENBLENDE dient.

21.12 Applikator

(in der BRACHYTHERAPIE mit UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN)

Vorrichtung, mit deren Hilfe ein oder mehrere STRAHLER in die beabsichtigten Positionen im zu bestrahlenden Gewebe oder an dessen Oberfläche gebracht werden können. Gegebenenfalls angewendete Distanzkörper aus einem GEWEBEÄQUIVALENTEN Material oder Abschirmungen aus einem Material mit hoher Ordnungszahl zur Beeinflussung der räumlichen PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG oder zum Strahlenschutz sind Teile des APPLIKATORS.

21.12.1 Moulage

An die Form der Körperoberfläche in der zu bestrahlenden Region individuell angepaßter APPLIKATOR aus einem GEWEBEÄQUIVALENTEN Material.

21.13 Spezielle Komponenten und ZUBEHÖR bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN

21.13.1 Strahlerführung

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Aus festen und flexiblen Teilen bestehendes Röhrensystem zum Transport von STRAHLERN zwischen dem Afterloading-Gerät und dem APPLIKATOR oder andern Komponenten der AFTERLOADING-EINRICHTUNG, z.B. einem Transportbehälter.

21.13.2 Kanal

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Aus festen und flexiblen Teilen bestehendes Röhrensystem, in dem STRAHLER bewegt werden können, einschließlich der Teile innerhalb des Afterloading-Gerätes, der STRAHLERFÜHRUNG und des APPLIKATORS bzw. anderen Komponenten der AFTERLOADING-EINRICHTUNG.

21.13.3 Quellenattrappe

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Nicht radioaktive Nachbildung des STRAHLERS, gegebenenfalls einschließlich des Transportseiles.

ANMERKUNG: QUELLENATTRAPPEN dienen z.B. dazu, den KANAL auf freie Durchgängigkeit für den STRAHLER zu prüfen, ehe dieser im KANAL bewegt wird, oder in Verbindung mit bildgebenden Verfahren zur Kontrolle oder Festlegung der BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN des STRAHLERS.

21.13.4 Strahleraufbewahrungsbehälter

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Behälter, in dem die RUHEPOSITION der STRAHLER (des STRAHLERS) liegt, und der mindestens die erforderliche Abschirmwirkung hat.

21.14 Filter

Material, das der Änderung der SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTe oder der Änderung der Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTe in einer FELDEBENE dient oder solche Änderungen bewirkt.

21.14.1 Härtingsfilter

FILTER für RÖNTGENSTRAHLUNG, dessen Zweck oder vorwiegende Wirkung eine Anhebung der mittleren Photonenenergie in einem Röntgenstrahlenfeld durch stärkere SCHWÄCHUNG der niederenergetischeren gegenüber den höherenergetischeren PHOTONEN ist.

21.14.1.1 GesamtfILTER

Kombination aus EIGENFILTER und ZUSATZFILTER

21.14.1.2 Eigenfilter

Gesamtheit der durch die Bauweise vorhandenen oder fest angebrachten, d.h. nicht ohne Werkzeug lösbaren Materialschichten, die die PRIMÄRSTRAHLUNG vor ihrem Austritt aus dem STRAHLERKOPF zu durchdringen hat.

ANMERKUNG: Durch die Bauweise vorhanden ist z.B. die Röhrenwand einer Röntgenröhre. Nicht ohne Werkzeug lösbar ist z.B. das Elektronenstrahl-Austrittsfenster eines ELEKTROKENBESCHLEUNIGERS.

21.14.1.3 Zusatzfilter

Auswechselbarer, d.h. zum ZUBEHÖR einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG gehörender HÄRTUNGSFILTER.

21.14.1.3.1 kombinierter Filter

ZUSATZFILTER, der aus mehr als einem Material besteht.

21.14.2 Leerfilter

ZUBEHÖR, das anstelle eines ZUSATZFILTERS eingesetzt werden kann, aber keine Filterwirkung hat und den BETRIEBSZUSTAND STRAHLUNG EIN auch dann zuläßt, wenn dieser Zustand ohne Anwendung eines ZUSATZFILTERS durch einen Schalter im SICHERHEITSSSTROMKREIS verhindert wird.

21.14.3 Schwächungsfilter

FILTER für PHOTONENSTRAHLUNG, dessen Zweck eine Veränderung der Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTe über die STRAHLENFELD-FLÄCHE durch in einer FELDEBENE ortsabhängig unterschiedliche SCHWÄCHUNG der STRAHLUNG ist.

21.14.3.1 Ausgleichsfilter

SCHWÄCHUNGSFILTER, dessen Zweck bei PHOTONENSTRAHLUNG die Optimierung der VARIATION DER DOSISQUERVERTEILUNG in einer spezifizierten FELDEBENE und für einen spezifizierten Feldgrößenbereich in einem QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM ist.

21.14.3.2 Keilfilter

SCHWÄCHUNGSFILTER, dessen Zweck ist, einen bestimmten ISODOSENNEIGUNGSWINKEL zu erzeugen.

21.14.3.2.1 motorischer Keilfilter

Im STRAHLERKOPF fest eingebauter, automatisch ferngesteuerter KEILFILTER; zur Erzeugung eines beabsichtigten ISODOSENNEIGUNGSWINKELS wird ein durch den MOTORISCHEN KEILFILTER beeinflusstes STRAHLENFELD und ein STRAHLENFELD gleicher FELDGROSSE, jedoch ohne KEILFILTER in geeigneter Art überlagert.

21.14.3.3 dynamischer Keilfilter

Verfahren, bei dem ein beabsichtigter ISODOSENNEIGUNGSWINKEL durch sukzessives Schließen oder Öffnen der BETRIEBSBLENDE in einer Dimension erreicht wird.

ANMERKUNG: Bei dem DYNAMISCHEN KEILFILTER handelt es sich demnach nicht um einen materiellen FILTER, sondern um ein Verfahren, PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNGEN ähnlich wie bei Anwendung eines KEILFILTERS nach 21.13.3.2 durch geeignete Steuerung der Bewegungen der BETRIEBSBLENDE zu erzeugen.

21.14.3.4 Keilfilterfaktor k_K

Quotient aus $D_{s,Kn}$ und $D_{s,K0}$; dabei ist $D_{s,Kn}$ bei ULTRAHARTER RÖNTGENSTRAHLUNG die SPEZIFISCHE DOSIS auf der ZENTRALACHSE in einer anzugebenden Tiefe in einem quasi-unendlichen Wasserphantom bei anzugebender FELDGROSSE mit Anwendung des KEILFILTERS „n“, $D_{s,K0}$ die SPEZIFISCHE DOSIS unter den gleichen Bedingungen und am gleichen Ort ohne KEILFILTER:

$$k_K = \frac{D_{s,Kn}}{D_{s,K0}} \quad (22)$$

ANMERKUNG 1: Bei konstanter ENERGIEDOSISLEISTUNG kann anstelle der SPEZIFISCHEN DOSIS die ENERGIEDOSISLEISTUNG treten.

ANMERKUNG 2: Der KEILFILTERFAKTOR ist von der FELDGROSSE abhängig. Wird der KEILFILTERFAKTOR als KENNMERKMAL angegeben, so gilt er nur für die für seine Ermittlung als KENNMERKMAL festgelegten Bezugsbedingungen.

ANMERKUNG 3: Nach dieser Definition ist der KEILFILTERFAKTOR stets kleiner als eins. Zur Berechnung der DOSISMONITORVORWAHL bzw. BESTRAHLUNGSZEIT, die unter den Bezugsbedingungen der Ermittlung des KEILFILTERFAKTORS mit KEILFILTER zur gleichen ENERGIEDOSIS führt wie ohne KEILFILTER, muß die für die Bedingung „ohne KEILFILTER“ gültige DOSISMONITORVORWAHL bzw. BESTRAHLUNGSZEIT mit dem Kehrwert des KEILFILTERFAKTORS multipliziert werden.

21.14.3.5 Bolus

(in der STRAHLENTHERAPIE)

Im Bereich der EINTRITTS-FELDPORTE auf die Patientenoberfläche aufgelegte Schicht GEWEBEÄQUIVALENTEN Materials mit gleicher oder unterschiedlicher Dicke, deren Zweck die Veränderung der räumlichen PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG im bestrahlten Körper ist.

ANMERKUNG: Ein BOLUS konstanter Dicke kann z.B. der Verlagerung des Aufbaueffektes in den BOLUS und damit der Anhebung der GEWEBE-OBERFLÄCHENDOSIS dienen. Ein BOLUS ungleichmäßiger Dicke kann z.B. zum Ausgleich einer unebenen Körperoberfläche angewendet werden.

21.14.3.6 Kompensator

Im STRAHLENFELD patientenfern angeordneter SCHWÄCHUNGSFILTER unterschiedlicher Dicke aus Material höherer Ordnungszahl, dessen Zweck die Beeinflussung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG im bestrahlten Körper ist.

21.14.4 Streufilter

FILTER für ELEKTRONENSTRAHLUNG, dessen Zweck eine Minimierung der VARIATION DER DOSISQUERVERTEILUNG durch Homogenisierung der Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTEN über die STRAHLENFELD-FLÄCHE mittels (vorwiegend elastischer) STREUUNG der Elektronen ist.

21.14.4.1 Streufiltersystem

Kombination mehrerer STREUFILTER, die gemeinsam angewendet werden.

21.14.5 Absorptionsfilter

FILTER, dessen Zweck die weitgehende Absorption oder SCHWÄCHUNG einer in einem STRAHLENFELD oder in der aus einem UMSCHLOSSENEN RADIOAKTIVEN STOFF austretenden STRAHLUNG unerwünschten Strahlungskomponente ist.

21.14.5.1 FremdstrahlungsfILTER

ABSORPTIONSFILTER, dessen Zweck oder besondere Wirkung die Reduzierung von FREMDSTRAHLUNG ist.

21.14.5.1.1 Elektronenkontaminationsfilter

FREMDSTRAHLUNGSFILTER, dessen Zweck die Minderung der Elektronen-Fremdstrahlung in einem Photonen-Strahlenfeld ist.

21.15 Dosismonitor

Vorrichtung zur Messung und Anzeige einer STRAHLUNGSFELDGRÖSSE, die unter unveränderten Bedingungen proportional zur ENERGIEDOSIS in jedem interessierenden Punkt innerhalb eines STRAHLENFELDES ist. DOSISMONITORE dienen in der Regel dazu, in Abhängigkeit vom DOSISMONITORWERT oder einer bestimmten Anzahl von DOSISMONITOREINHEITEN, gegebenenfalls nach einem vorgewählten Programm, Änderungen von BESTRAHLUNGSPARAMETERN oder BETRIEBZUSTÄNDEN einzuleiten, insbesondere den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN zu beenden.

21.15.1 Dosismonitorsystem

Kombination mehrerer - in der Regel zweier - DOSISMONITORE.

21.15.1.1 primärer Dosismonitor

DOSISMONITOR in einem DOSISMONITORSYSTEM, der bei störungsfreiem Betrieb der BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beendet.

21.15.1.2 sekundärer Dosismonitor

DOSISMONITOR in einem DOSISMONITORSYSTEM, der bei Versagen des PRIMÄREN DOSISMONITORS den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beendet.

21.15.1.3 redundantes Dosismonitorsystem

DOSISMONITORSYSTEM, dessen DOSISMONITORE den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN unabhängig voneinander beenden.

21.16 Zeitmeßgerät

Vorrichtung zur Messung der zwischen zwei Zeitpunkten ablaufenden Zeit, in der Regel verbunden mit einer Anzeigevorrichtung für die abgelaufene Zeit.

21.16.1 Zeitgeber

Vorrichtung, die das Ende eines vorgewählten Zeitintervalls oder mehrerer vorgewählter, auch aufeinander folgender Zeitintervalle anzeigen kann.

ANMERKUNG 1: Der Beginn des ersten Zeitintervalls kann z.B. der Zeitpunkt sein, in dem eine Einrichtung in einem bestimmten BETRIEBZUSTAND, z.B. STRAHLUNG EIN, übergegangen ist.

ANMERKUNG 2: Die Anzeige kann optisch oder akustisch erfolgen.

21.16.2 Zeitschalter

Vorrichtung, dessen Zweck Änderungen von BESTRAHLUNGSPARAMETERN oder BETRIEBZUSTÄNDEN einer Einrichtung ist, wobei die Änderungen nach Ablauf eines vorgewählten

Zeitintervalls oder mehrerer vorgewählter, auch aufeinanderfolgender Zeitintervalle erfolgen können.

ANMERKUNG: Der ZEITSCHALTER kann mit einer Anzeige für die abgelaufene Zeit bzw. für die Zeitintervalle verbunden sein.

21.16.2.1 Zeitschaltsystem

Kombination mehrerer - in der Regel zweier - ZEITSCHALTER.

21.16.2.1.1 primärer Zeitschalter

ZEITSCHALTER in einem ZEITSCHALTSYSTEM, der bei störungsfreiem Betrieb der BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beendet.

21.16.2.1.2 sekundärer Zeitschalter

ZEITSCHALTER in einem ZEITSCHALTSYSTEM, der bei Versagen des PRIMÄREN ZEITSCHALTERS den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beendet.

21.16.2.1.3 redundantes Zeitschaltsystem

ZEITSCHALTSYSTEM, dessen ZEITSCHALTER unabhängig voneinander nach dem vorgewählten Zeitintervall den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beenden.

21.17 Positionierungshilfe

An einem ANWENDUNGSGERÄT fest montierte oder als ZUBEHÖR anzubringende oder in einem BESTRAHLUNGS- oder UNTERSUCHUNGSRAUM raumfest montierte, optische oder mechanische Vorrichtung, die der POSITIONIERUNG des Patienten dient.

ANMERKUNG: Außer den im Nachfolgenden aufgeführten, häufiger angewendeten POSITIONIERUNGSHILFEN sind besondere Konstruktionen und an spezielle BESTRAHLUNGSTECHNIKEN angepaßte POSITIONIERUNGSHILFEN in Gebrauch, z.B. an einer Kopf-Fixierungsvorrichtung anzubringende Zielvorrichtungen bei STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNGEN.

21.17.1 Lichtfeld

Gesamtheit der Lichtstrahlen, die außerhalb des STRAHLERKOPFES in ausreichender Näherung den gleichen Raum erfüllen wie das entsprechende zugehörige STRAHLENFELD oder SIMULIERTE STRAHLENFELD.

21.17.1.1 Lichtfeld-Visier

POSITIONIERUNGSHILFE, die ein LICHTFELD bereitstellt.

21.17.1.2 Lichtfeld-Fläche

Schnittfläche des LICHTFELDES mit einer Fläche, z.B. einer FELDEBENE oder der Körperoberfläche.

21.17.1.3 Lichtfeld-Zentralachse

Die der ZENTRALACHSE oder der SIMULIERTEN ZENTRALACHSE entsprechende Achse eines LICHTFELDES.

21.17.2 Lichtzeiger

POSITIONIERUNGSHILFE, durch die die räumliche Lage eines Punktes, einer Linie oder einer Ebene durch Licht sichtbar gemacht wird.

ANMERKUNG: Der angezeigte Punkt kann z.B. das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM, eine angezeigte Linie z.B. die TRAGARM-ROTATIONSACHSE, eine angezeigte Ebene z.B. die vertikale Ebene sein, die das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM enthält. Zur Anzeige eines Punktes oder einer Linie wirken in der Regel mehrere LICHTZEIGER zusammen.

21.17.3 Frontpunktzeiger

POSITIONIERUNGSHILFE zur Anzeige des Schnittpunktes des ZENTRALSTRAHLES mit der proximalen Körper-(Phantom-)Oberfläche.

ANMERKUNG: FRONTPUNKTZEIGER können optische (LICHTZEIGER) oder mechanische Vorrichtungen sein.

21.17.4 Gegenpunktzeiger

POSITIONIERUNGSHILFE zur Anzeige des Schnittpunktes des ZENTRALSTRAHLES mit der distalen Körper-(Phantom-)Oberfläche.

ANMERKUNG: GEGENPUNKTZEIGER sind im allgemeinen optische Vorrichtungen (LICHTZEIGER).

21.17.5 Entfernungsanzeiger

POSITIONIERUNGSHILFE zur Anzeige des Abstandes zwischen dem Schnittpunkt des ZENTRALSTRAHLES mit der proximalen Körper-(Phantom-)Oberfläche vom FOKUS oder vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM.

ANMERKUNG: ENTFERNUNGSANZEIGER können optische (LICHTZEIGER) oder mechanische Vorrichtungen sein.

21.18 Lagerungshilfe

ZUBEHÖR, das der LAGERUNG des Patienten dient.

21.19 Fixierungshilfe

ZUBEHÖR, das dazu dient, einen Patienten oder mindestens die betroffene Körperregion in einer für die Untersuchung bzw. Behandlung geeigneten Position zu immobilisieren.

22 Spezielle Begriffe für Dosismonitore

22.1 Dosismonitoreinheit M_E ; Monitoreinheit M_E

Zifferschrift an der digitalen Anzeige eines DOSISMONITORS.

22.2 Dosismonitorwert M_W ; Monitorwert M_W

Summe der DOSISMONITOREINHEITEN vom Erreichen des BETRIEBSZUSTANDES STRAHLUNG EIN bis zu einem interessierenden Zeitpunkt während der BESTRAHLUNGSZEIT, einschließlich des Zeitpunktes, an dem die STRAHLUNG abgeschaltet wird.

ANMERKUNG: Der DOSISMONITORWERT wird als ganzzahliges Vielfaches der "DOSISMONITOREINHEIT" angegeben, z.B. $M_W = 118 M_E$.

22.3 Dosismonitorvorwahl M_V ; Monitorvorwahl M_V

Satz von EINGABEDATEN, aus dem hervorgeht, bei welchem DOSISMONITORWERT (oder welcher Differenz von DOSISMONITORWERTEN) bestimmte Änderungen von BETRIEBSZUSTÄNDEN oder BESTRAHLUNGSPARAMETERN eingeleitet werden sollen, einschließlich der Beendigung des BETRIEBSZUSTANDES STRAHLUNG EIN.

ANMERKUNG: Die DOSISMONITORVORWAHL wird als ganzzahliges Vielfaches der "DOSISMONITOREINHEIT" angegeben, z.B. $M_V = 100 M_E$.

22.4 Monitorrate M_R

Ableitung des DOSISMONITORWERTES nach der Zeit:

$$M_R = \frac{dM_W}{dt} \quad (23)$$

ANMERKUNG 1: Die MONITORRATE wird in DOSISMONITOREINHEITEN durch Zeiteinheit angegeben, z.B. $M_R = 50 M_E/\text{min}$.

ANMERKUNG 2: Bei bestimmten Anwendungen interessiert der zeitliche Mittelwert der MONITORRATE $\bar{M}_R$:

$$\bar{M}_R = \frac{1}{\tau} \cdot \int_{t_1}^{t_1+\tau} M_R dt \quad (24)$$

Dabei ist:

t_1 : Startzeitpunkt der Beobachtung

τ : Dauer der Beobachtung,

wobei τ angepaßt an die Anwendung oder Fragestellung gewählt wird.

22.5 spezifische Dosis D_M

Quotient D durch M_W , dabei ist D die ENERGIEDOSIS, die in einem interessierenden Punkt in einem STRAHLENFELD bei dem DOSISMONITORWERT M_W erreicht wird:

$$D_M = \frac{D}{M_W} \quad (25)$$

Einheit: „Gray durch Monitoreinheit“ (Einheitenzeichen Gy/M_E).

ANMERKUNG: Von besonderer Bedeutung sind die SPEZIFISCHE DOSIS unter den Kalibrierbedingungen des DOSISMONITORS und die SPEZIFISCHE DOSIS im REFERENZDOSISPUNKT und in anderen in DOSISPUNKTEN.

22.5.1 Ansprechvermögen des Dosismonitors

Kehrwert der SPEZIFISCHEN DOSIS.

ANMERKUNG: Diese Definition weicht von der in der Metrologie sonst üblichen ab, wo das Ansprechvermögen gleich der Anzeige eines Meßgerätes durch den Wert der sie verursachenden Meßgröße ist. Der Grund für diese Wahl der Definition ist, daß bei DOSISMONITOREN die Anzeige nicht direkt mit der die Anzeige verursachenden Größe, der TEILCHENFLUENZ am Ort des Detektors, verknüpft ist. Die Anzeige wird vielmehr mit einer Meßgröße korreliert, die an einem anderen Ort, z.B. in einem PHANTOM, wirksam wird.

22.5.2 Dosismonitor-Kalibrierfaktor D_M^0

SPEZIFISCHE DOSIS unter den Kalibrierbedingungen des DOSISMONITORS.

22.6 Winkelbezogener Monitorwert $M_{\varphi g}$

Differentialquotient dM_W durch $d\varphi_g$; dabei ist dM_W der MONITORWERT, der bei einer ROTATIONSBESTRAHLUNG bei Durchlaufen des TRAGARM-ROTATIONSWINKELBEREICH $d\varphi_g$ erreicht wird:

$$M_{\varphi g} = \frac{dM_W}{d\varphi_g} \quad (26)$$

Einheit: „Monitoreinheiten durch Grad“ (Einheitenzeichen $M_E/^\circ$)

ANMERKUNG: Bei bestimmten Anwendung interessiert der Mittelwert des WINKELBEZOGENEN MONITORWERTES $\bar{M}_{\varphi g}$:

$$\bar{M}_{\varphi g} = \frac{1}{\varphi_{g1} - \varphi_{g2}} \cdot \int_{\varphi_{g1}}^{\varphi_{g2}} M_{\varphi g} d\varphi_g \quad (27)$$

Dabei ist:

$M_{\varphi g}$: WINKELBEZOGENER MONITORWERT,

φ_g : TRAGARM-ROTATIONSWINKEL,

φ_{g1} : TRAGARM-ROTATIONSWINKEL zu Beginn der Beobachtung,

φ_{g2} : TRAGARM-ROTATIONSWINKEL am Ende der Beobachtung,

wobei die Winkeldifferenz $\varphi_g(2) - \varphi_g(1)$ angepaßt an die Anwendung oder Fragestellung gewählt wird.

23 Zeitintervalle

23.1 Bestrahlungszeitvorwahl t_v ; Zeitvorwahl t_v

Satz von EINGABEDATEN, aus dem hervorgeht, nach welchem Zeitintervall (oder welchen Zeitintervallen) bestimmte Änderungen von BETRIEBSZUSTÄNDEN oder BESTRAHLUNGSPARAMETERN eingeleitet werden sollen, einschließlich der Beendigung des BETRIEBSZUSTANDES STRAHLUNG EIN

23.2 Bestrahlungszeit t_s

Dauer einer BESTRAHLUNG, die nach vorgegebenen Verfahren bestimmt ist, üblicherweise das Zeitintervall, während der eine ausgewählte STRAHLUNGSFELDGRÖSSE einen vorgegebenen Wert übersteigt.

ANMERKUNG 1: Die ausgewählte STRAHLUNGSFELDGRÖSSE kann z.B. die ENERGIEDOSISLEISTUNG in einem bestimmten Punkt sein.

ANMERKUNG 2: Eine (Gesamt-)BESTRAHLUNGSZEIT kann aus einzelnen (Teil-)BESTRAHLUNGSZEITEN zusammengesetzt sein.

23.2.1 Bestrahlungszeit

(bei RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)

Zeitintervall zwischen dem Zeitpunkt, in dem die ENERGIEDOSISLEISTUNG im STRAHLENFELD einen bestimmten, relativen Anteil von ihrem unter den gewählten Betriebsbedingungen erwarteten Maximalwert erreicht, und dem Zeitpunkt, zu dem der BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beendet wird.

ANMERKUNG: Der Anteil der ENERGIEDOSISLEISTUNG, von dem an die BESTRAHLUNGSZEIT zählt, wird in der Regel so gewählt, daß bei den in der Anwendung üblichen BESTRAHLUNGSZEITEN die ENERGIEDOSIS im STRAHLENFELD der BESTRAHLUNGSZEIT proportional ist.

23.2.2 Bestrahlungszeit

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur THERAPIE)

Zeitintervall, in dem sich der STRAHLER in BESTRAHLUNGSPPOSITION befindet.

23.2.3 Bestrahlungszeit

(bei TEILCHENBESCHLEUNIGERN)

Zeitintervall, in dem während einer BESTRAHLUNG NUTZ- STRAHLUNG aus dem STRAHLERKOPF austritt. Bei gepulster STRAHLUNG zählen die Pulspausen zur BESTRAHLUNGSZEIT.

23.2.4 Bestrahlungszeit (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)

Summe der Zeitintervalle, in denen sich in einem KANAL STRAHLER in einer vorgesehenen BESTRAHLUNGSPPOSITION befinden, zuzüglich gegebenenfalls der Summe der SCHRITTZEITEN.

ANMERKUNG: Bei Anwendung mehrerer Kanäle zur BESTRAHLUNG eines KLINISCHEN ZIELVOLUMENS ist jedem KANAL eine eigene BESTRAHLUNGSZEIT zugeordnet.

23.2.5 Bestrahlungszeit

(bei temporärer Implantation von UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN)

Zeitintervall, in dem die UMSCHLOSSENE STRAHLUNGSQUELLE appliziert ist.

23.3 Verweilzeit

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)

Zeitintervall, in dem der STRAHLER in einer bestimmten BESTRAHLUNGSPPOSITION verbleiben soll.

23.4 Restzeit

Teil der BESTRAHLUNGSZEIT, der von einem betrachteten Zeitpunkt während einer BESTRAHLUNG bis zum geplanten Zeitpunkt für die Beendigung des BETRIEBZUSTANDES STRAHLUNG EIN noch vergehen wird.

23.5 Bruttozeit

(nicht: Sekundärzeit)

23.5.1 Bruttozeit

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur THERAPIE)

Zeitintervall zwischen dem Zeitpunkt, in dem beim Öffnen des BETRIEBSMÄSSIGEN VERSCHLUSSES (bei vollständiger Öffnung der BETRIEBSBLENDE) NUTZSTRAHLUNG aus dem STRAHLERKOPF austreten kann, bis zu dem Zeitpunkt, in dem beim Schließen des BETRIEBSMÄSSIGEN VERSCHLUSSES unter den gleichen Bedingungen der Austritt von NUTZSTRAHLUNG aus dem STRAHLERKOPF beendet wird.

23.5.2 Bruttozeit

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Zeitintervall zwischen dem Zeitpunkt, zu dem die STRAHLER beim EINSCHALTEN DER STRAHLUNG ihre RUHEPOSITION verlassen, bis zu dem Zeitpunkt, zu dem sie nach dem ABSCHALTEN DER STRAHLUNG die RUHEPOSITION wieder erreichen.

23.6 Verschußzeit

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur THERAPIE)

Summe der Zeitintervalle für das Öffnen und Schließen des BETRIEBSMÄSSIGEN VERSCHLUSSES, jeweils vom Stillstand aller Verschußkomponenten in der einen bis zum Stillstand in der anderen Endposition gerechnet. Wenn erforderlich ist zwischen der Zeit zum Öffnen und der Zeit zum Schließen des BETRIEBSMÄSSIGEN VERSCHLUSSES zu unterscheiden.

23.7 Ausfahrzeit

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Zeitintervall zwischen dem Zeitpunkt, in dem ein STRAHLER seine RUHEPOSITION verläßt, bis zu dem Zeitpunkt, in dem er in einem KANAL seine BESTRAHLUNGSPPOSITION - bei mehreren BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN: seine erste BESTRAHLUNGSPPOSITION - erreicht hat.

23.8 Schrittzeit

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)

Zeitintervall, die während des Wechsels einer BESTRAHLUNGSPPOSITION in einem KANAL vergeht.

ANMERKUNG: Die SCHRITTZEIT hängt vom Abstand zwischen den betrachteten BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN ab.

23.9 Rückholzeit

Zeitspanne zwischen dem Zeitpunkt, in dem STRAHLER ihre letzte BESTRAHLUNGSPPOSITION verlassen, und dem Zeitpunkt, in dem STRAHLER ihre RUHEPOSITION erreicht haben.

24 Bestrahlungsparameter

frei wählbarer oder durch die Konstruktion einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG vorgegebener Parameter, der die ENERGIEDOSIS, die räumliche PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG in einem Patienten, einem anderen biologischen System oder einem PHANTOM oder die ENERGIEDOSISLEISTUNG beeinflusst

ANMERKUNG 1: BESTRAHLUNGSPARAMETER sind z.B.:

- FELDGRÖSSE,
- FOKUS-HAUT-ABSTAND,
- TRAGARM-ROTATIONSWINKEL,
- Startwinkel einer ROTATIONSBESTRAHLUNG,
- BLENDENDREHWINKEL,
- TISCHHÖHE,
- ISOZENTRISCHER TISCHDREHWINKEL,
- TISCH-QUERPOSITION,
- TISCH-LÄNGSPPOSITION,
- KEILFILTER (Kennzeichnung und KEILFILTER-ROTATIONSWINKEL),

sowie die in 24.1 genannten BETRIEBSPARAMETER.

ANMERKUNG 2: Die an anderen Stellen zu findende Unterscheidung zwischen "geometrischen" und "physikalischen" BESTRAHLUNGSPARAMETERN ist von untergeordneter Bedeutung und nicht in allen Fällen eindeutig. Sie wird deshalb aufgegeben.

24.1 Betriebsparameter

BESTRAHLUNGSPARAMETER, der erst im BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN wirksam oder erkennbar wird. Werden BESTRAHLUNGSPARAMETER während einer Bestrahlung geändert, gehören sie und die Vorschrift für ihre Änderung ebenfalls zu den BETRIEBSPARAMETERN.

ANMERKUNG: Zu den BETRIEBSPARAMETERN können insbesondere gehören:

bei Anwendung von STRAHLENFELDERN:

- STRAHLUNGSART,
- TEILCHENENERGIE,
- ENERGIEDOSISLEISTUNG,
- BESTRAHLUNGSMODUS,
- Tragarm-Rotationsgeschwindigkeit bzw. WINKELBEZOGENER MONITORWERT,
- Stopwinkel einer ROTATIONSBESTRAHLUNG,
- BESTRAHLUNGSZEIT- bzw. DOSISMONITORVORWAHL;

bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN:

- räumliche Anordnung der BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN der STRAHLER bzw. des STRAHLERS,
- VERWEILZEIT(en),
- bei Mehrkanal-Einrichtungen: KANAL, in dem ein Strahler positioniert wird.

24.1.1 Bestrahlungsmodus

Betriebsart einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG, entweder zur STEHFELDBESTRAHLUNG oder zur BEWEGUNGSBESTRAHLUNG.

25 Betriebszustände und Schaltvorgänge von Bestrahlungseinrichtungen

25.1 Betriebszustand

Zustand einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG, der dadurch gekennzeichnet ist, daß nur bestimmte Teilmengen oder keine der im BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH vorgesehenen Funktionen ausgeführt werden können.

25.1.1 außer Betrieb

BETRIEBZUSTAND, während dem die BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG vom Netz getrennt ist.

ANMERKUNG: Je nach Konstruktion können bestimmte Versorgungseinrichtungen, z.B. Vakuumpumpen, weiterhin in Betrieb bleiben.

25.1.2 Wartestellung

BETRIEBZUSTAND, in dem Versorgungseinrichtungen eingeschaltet und Gerätebewegungen freigegeben sein können, jedoch keine BETRIEBSPARAMETER vorgewählt werden können.

25.1.3 Vorbereitungsstellung

BETRIEBZUSTAND, in dem BETRIEBSPARAMETER vorgewählt werden können.

25.1.4 Einschaltbereitschaft

BETRIEBZUSTAND einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG, in dem alle Bedingungen erfüllt sind, um ohne weitere Zwischenstufen zum BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN übergehen zu können.

25.1.5 Strahlung ein

BETRIEBZUSTAND, in dem sich eine BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG von dem Moment an befindet, in dem die STRAHLUNG eingeschaltet wird, bis zu dem Moment, in dem die STRAHLUNG abgeschaltet oder der BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN unterbrochen wird, unabhängig davon, ob zu einem bestimmten Zeitpunkt des BETRIEBZUSTANDES STRAHLUNG EIN STRAHLUNG emittiert wird bzw. ein STRAHLER sich in einer BESTRAHLUNGSPPOSITION befindet.

ANMERKUNG: Der BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN ist bei BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN demnach auch dann gegeben,

- wenn bei MEHRSEGMENTALEN ROTATIONSBESTRAHLUNGEN der ZENTRALSTRAHL den SCHATTENSEKTOR überstreicht;
- wenn sich eine GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG mit bewegter STRAHLUNGSQUELLE oder eine AFTERLOADING-EINRICHTUNG nicht im BETRIEBZUSTAND RUHESTELLUNG befindet.

25.1.6 Ruhestellung

BETRIEBZUSTAND einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG mit RADIOAKTIVEN STRAHLUNGSQUELLEN, in dem sich die STRAHLUNGSQUELLEN in ihren RUHEPOSITIONEN befinden, und der unabhängig davon existiert, in welchem der BETRIEBZUSTÄNDE

nach den 25.1.1 bis 25.1.4 sich die BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG befindet.

25.1.6.1 Ruheposition

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)

Diejenige Position einer UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLE, in der sie sich befindet, wenn der BETRIEBSMÄSSIGE VERSCHLUSS diejenige Endstellung erreicht hat, bei der keine NUTZ-STRAHLUNG austritt.

25.1.6.2 Ruheposition

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)

Diejenige Position der STRAHLER, in dem sie sich befinden, wenn sie vollständig in den STRAHLERAUFBEWAHRUNGSBEHÄLTER rückgeholt wurden.

25.1.7 Bestrahlungsstellung

BETRIEBZUSTAND einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG mit RADIOAKTIVEN STRAHLUNGSQUELLEN, in dem sich die STRAHLUNGSQUELLEN in BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN befinden.

25.1.7.1 Bestrahlungsposition

(bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)

Position einer UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLE, in der sie sich befindet, wenn der BETRIEBSMÄSSIGE VERSCHLUSS sich in derjenigen Endstellung befindet, bei der NUTZSTRAHLUNG austritt.

25.1.7.2 Bestrahlungsposition

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)

Position des STRAHLERS in einem APPLIKATOR, in der er sich für eine vorgesehene VERWEILZEIT befindet.

25.1.7.3 Startposition

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit bewegtem STRAHLER)

Erste von mehreren BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN.

25.1.7.4 Startposition

(bei TRANSLATIONSBESTRAHLUNGEN)

Relative Position von BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG zu Patient, bei der die TRANSLATIONSBESTRAHLUNG gestartet oder der BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN erreicht wird.

25.1.7.5 Endposition

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit bewegtem STRAHLER)

Letzte von mehreren BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN.

25.1.7.6 Endposition

(bei TRANSLATIONSBESTRAHLUNGEN)

Relative Position von BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG zu Patient, bei der die Translationsbewegung oder der BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN beendet wird.

25.1.7.7 Schrittweite

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)

Gewählter Abstand zwischen möglichen BESTRAHLUNGSPPOSITIONEN.

25.1.7.8 Gesamtweg

(bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)

Abstand zwischen der START- und der ENDPOSITION in einem KANAL, gemessen auf dem Weg des STRAHLERS von der START-zur ENDPOSITION.

25.2 Schaltvorgang

Übergang von einem BETRIEBZUSTAND in einen anderen.

25.2.1 Einschalten der Strahlung

Übergang vom BETRIEBZUSTAND EINSCHALTBEREITSCHAFT in den BETRIEBZUSTAND STRAHLUNG EIN.

25.2.2 Unterbrechung

Vorübergehendes Verlassen des BETRIEBZUSTANDES STRAHLUNG EIN und gegebenenfalls Anhalten der Gerätebewegungen mit der Möglichkeit, die BESTRAHLUNG mit den vorgewählten BESTRAHLUNGSPARAMETERN fortsetzen zu können.

ANMERKUNG: Es ist dabei nicht von Belang, ob die UNTERBRECHUNG gewollt oder ungewollt (durch Ansprechen eines SICHERHEITSSCHALTERS) eingeleitet wurde.

25.2.3 Fortsetzung der Bestrahlung

Weiterführung einer BESTRAHLUNG nach UNTERBRECHUNG.

25.2.4 Abschalten der Strahlung

Beendigung des BETRIEBZUSTANDES STRAHLUNG EIN und gegebenenfalls der Gerätebewegungen ohne die Möglichkeit, die BESTRAHLUNG mit den vorgewählten BESTRAHLUNGSPARAMETERN wieder einschalten zu können.

26 Qualitätsmerkmal⁴⁾

Die QUALITÄT mitbestimmendes MERKMAL [DIN 55350-12]

ANMERKUNG: Das QUALITÄTSMERKMALE kann ein quantitatives oder qualitatives MERKMAL sein.

26.1 Gruppen von Qualitätsmerkmalen

ANMERKUNG: Ein QUALITÄTSMERKMAL kann mehreren der nachfolgenden Gruppen angehören.

26.1.1 Sicherheitsmerkmal

Sicherheitsbezogenes QUALITÄTSMERKMAL.

ANMERKUNG 1: Die Einzelforderungen an SICHERHEITSMERKMALE sind so festgelegt, daß an einer Einrichtung oder Anlage Gefährdungen für Menschen, Tiere und Sachen in ausreichendem Maße unwahrscheinlich sind.

ANMERKUNG 2: Das größte noch vertretbare Risiko heißt "Grenzrisiko". Risiken darunter bezeichnen eine Sachlage, die man "Sicherheit" nennt. Risiken darüber bedeuten, daß eine "Gefahr" besteht. (Siehe DIN VDE 31000-2)

26.1.2 Leistungsmerkmal

Auf die Leistungsfähigkeit der EINHEIT bezogenes QUALITÄTSMERKMAL. [DIN 6814-16]

ANMERKUNG: Das LEISTUNGSMERKMAL bezieht sich auf die Leistungsfähigkeit der betrachteten Einrichtung bei BESTIMMUNGSGEMÄSSEM GEBRAUCH der Einrichtung.

26.1.3 Kennmerkmal

Quantitatives LEISTUNGSMERKMAL, das insbesondere zur Spezifizierung der Leistungsfähigkeit einer EINHEIT durch den Hersteller oder Lieferanten dient, wobei für die Ermittlung des Merkmalswertes ein PRÜFVERFAHREN einschließlich PRÜFBEDINGUNGEN festgelegt ist.

ANMERKUNG 1: PRÜFVERFAHREN und PRÜFBEDINGUNGEN sind in der RADIOLOGISCHEN Technik im allgemeinen in Normen festgelegt.

ANMERKUNG 2: Sind PRÜFVERFAHREN und PRÜFBEDINGUNGEN in Normen festgelegt, so ist auch die Art der Angabe von KENNMERKMALEN vorgeschrieben, z.B. als Prozentsatz oder als Absolutwert mit festgelegter Einheit.

ANMERKUNG 3: Werden bei der Bestimmung der Werte eines KENNMERKMALS Einflußgrößen variiert, so gilt als Merkmalswert stets der ungünstigste der ermittelten Werte.

ANMERKUNG 4: Eine vereinbarte Auswahl von KENNMERKMALEN ist Gegenstand der ABNAHMEPRÜFUNG.

27 Koordinaten, Bewegungen, Positionen und Abstände

ANMERKUNG 1: Die in Abschnitt 27 zusammengestellten Begriffe für Koordinaten, Bewegungen, Positionen und Abstände finden Anwendung auf ISOZENTRISCHE BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN in der TELETHERAPIE, sowie auf die in der TELETHERAPIE verwendeten Patienten-Bilddaten, BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME und THERAPIESIMULATOREN.

ANMERKUNG 2: Begriffe, die nur für nicht-isozentrische Einrichtungen zutreffen, werden hier - in Anlehnung an DIN EN 61217 - wegen der begrenzten Anwendung solcher Einrichtungen nicht zur Verfügung gestellt. Gleiches gilt für die Neigung und Auslenkung des STRAHLERKOPFES.

ANMERKUNG 3: Bei älteren Einrichtungen können die Zählrichtungen und Festlegungen der Skalen-Nullpunkte von den in Abschnitt 27 angegebenen abweichen. Bei der kombinierten Anwendung solcher Einrichtungen ist besondere Vorsicht geboten.

27.1 Strahlenfeld-Isozentrum; Isozentrum

(bei RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNGEN zur Anwendung von STRAHLENFELDERN, bei denen - idealisiert - die Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG auf einer Kreisbahn bewegt werden kann)

Mittelpunkt der kleinsten Kugel, durch die bei Einbeziehung aller TRAGARM-ROTATIONSWINKEL, ggf. aller BLENDENDREHWINKEL sowie aller STRAHLUNGSARTEN und -ENERGIEN die ZENTRALACHSE verläuft bzw. die die ZENTRALACHSE tangiert.

ANMERKUNG: Für bestimmte BESTRAHLUNGSTECHNIKEN und STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN, z.B. für STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN, kann es angezeigt sein, ein STRAHLENFELD-ISOZENTRUM lediglich für eine bestimmte STRAHLUNGSART und STRAHLUNGSQUALITÄT und unter Ausschluß von bestimmten Gerätebewegungen, z.B. der BLENDENROTATION, festzulegen.

27.1.1 Näherungen für das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM

27.1.1.1 mechanisches Isozentrum

(bei RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNGEN zur Anwendung von STRAHLENFELDERN, bei denen - idealisiert - die Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG auf einer Kreisbahn bewegt werden kann)

Bei Möglichkeit zur BLENDENROTATION: Mittelpunkt der kleinsten Kugel, durch die bei Einbeziehung aller TRAGARM-ROTATIONSWINKEL und BLENDENDREHWINKEL die Rotationsachse des BLENDENSYSTEMS verläuft bzw. die diese Rotationsachse tangiert;

ohne Möglichkeit zur BLENDENROTATION: Mittelpunkt der kleinsten Kugel, durch die bei Einbeziehung aller TRAGARM-ROTATIONSWINKEL der ZENTRALSTRAHL verläuft bzw. die der ZENTRALSTRAHL tangiert.

ANMERKUNG: In der Regel stimmen das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM und das MECHANISCHE ISOZENTRUM weder hinsichtlich ihrer Position noch hinsichtlich des Durchmessers der die Lage des Isozentrums bestimmenden Kugel genau überein. Abweichungen treten z.B. dann auf, wenn der VIRTUELLE QUELLPUNKT nicht auf der Rotationsachse des BLENDENSYSTEMS liegt.

27.1.1.2 Lichtfeld-Isozentrum

(bei RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNGEN zur Anwendung von STRAHLENFELDERN, bei denen - idealisiert - die Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG auf einer Kreisbahn bewegt werden kann, und die mit einem LICHTFELD-VISIER ausgerüstet sind)

Mittelpunkt der kleinsten Kugel, durch die bei Einbeziehung aller TRAGARM-ROTATIONSWINKEL und gegebenenfalls aller BLENDENDREHWINKEL die LICHTFELD-ZENTRALACHSE verläuft bzw. die die LICHTFELD-ZENTRALACHSE tangiert.

4) Siehe Anhang C (informativ): Erläuterungen

27.1.2 isozentrisch

In Verbindung mit RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNGEN oder mit BESTRAHLUNGSTECHNIKEN: Das Vorhandensein oder die Nutzung eines MECHANISCHEN ISOZENTRUMS anzeigend.

27.1.3 Isozentrumskugel

Kugel, durch deren Mittelpunkt die Lage des STRAHLENFELD-ISOZENTRUMS bestimmt ist.

ANMERKUNG 1: Der Durchmesser der ISOZENTRUMSKUGEL des STRAHLENFELD-ISOZENTRUMS ist ein KENNMERKMAL von medizinischen LINEARBESCHLEUNIGERN, GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN und THERAPIESIMULATOREN.

ANMERKUNG 2: Näherungen für die ISOZENTRUMSKUGEL sind die Kugeln, durch die die Lage des MECHANISCHEN ISOZENTRUMS bzw. des LICHTFELD-ISOZENTRUMS bestimmt ist.

27.2 Koordinatensystem

System, in dem man jeder Punkt P des betrachteten Raumes umkehrbar eindeutig auf einen geordneten Satz von Zahlen abgebildet kann. Die Zahlen nennt man die Koordinaten des Punktes P.

ANMERKUNG 1: Die an Strahlentherapie-Einrichtungen angewendeten KOORDINATENSYSTEME haben eine hierarchische Struktur; am höchsten in der Hierarchie steht das RAUMFESTE KOORDINATENSYSTEM „f“. - „Hierarchische Struktur“ (Mutter-Tochter-Relation) bedeutet, daß die Lage jedes Tochtersystems durch Translation seines Ursprunges längs der Achsen des Muttersystems, seine Orientierung durch anschließende Rotation um eine der Achsen des Tochtersystems beschrieben werden kann. (Siehe auch Anhang D.)

ANMERKUNG 2: In dieser Norm werden Koordinatenachsen mit Großbuchstaben, gefolgt von einem kleinen Buchstaben gekennzeichnet. Hierbei weist der Kleinbuchstabe auf das Koordinatensystem hin. Z.B. kennzeichnet Yf die Y-Achse des RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEMS „f“.

ANMERKUNG 3: In dieser Norm wird die Rotation eines (Tochter-)Koordinatensystems durch einen kleinen griechischen Buchstaben, gefolgt von einem kleinen lateinischen Buchstaben, und eine Winkelangabe gekennzeichnet. Hierbei weist der kleine griechische Buchstabe auf die Rotationsachse hin: ψ bedeutet Rotation um X, φ Rotation um Y, θ Rotation um Z. Der kleine lateinische Buchstabe weist auf das KOORDINATENSYSTEM hin. Z.B. bedeutet $\theta_b = 30^\circ$ Rotation des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS „b“ bezüglich seines Muttersystems, des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“, um 30° um Zb. (Zur Zählrichtung der Winkel siehe unter den einzelnen KOORDINATENSYSTEMEN.)

27.3 raumfestes Koordinatensystem "f"

(Siehe Bild 1)

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM mit dem Ursprung im MECHANISCHEN ISOZENTRUM. Die Achse Zf zeigt senkrecht nach oben, die Achse Yf in Richtung STATIV. Die Achse Xf steht senkrecht auf den beiden anderen Achsen und ist so orientiert, daß sich ein Rechtssystem ergibt.

ANMERKUNG: Beim Blick vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM auf das STATIV zeigt demnach Xf nach rechts.

27.4 Tragarm-Koordinatensystem "g"

(Siehe Bild 2)

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das fest mit dem TRAGARM verbunden ist; Ursprung ist das MECHANISCHE ISOZENTRUM, Die Achse Zg verläuft durch den FOKUS, die Achse Yg fällt mit der Achse Yf (des RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEMS „f“) zusammen. Die Achsen Xg, Yg und Zg bilden ein kartesisches Rechtssystem.

27.4.1 Tragarm-Rotationsachse

Achse Yg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEM "g".

27.4.2 Tragarmrotation

Rotation des TRAGARMES und der Quelle der PRIMÄRSTRAHLUNG um die Achse Yg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEM "g".

27.4.3 Tragarm-Rotationsebene; Rotationsebene

Ebene, in der bei TRAGARMROTATION (idealisiert) die Bahn des FOKUS verläuft.

ANMERKUNG: Tatsächlich wird durch unvermeidliche mechanische Einflüsse, z.B. durch eine Verwindung des TRAGARMS, die Bahn des FOKUS nicht ein Kreis sein und nicht in einer Ebene liegen.

27.4.4 Tragarm-Rotationswinkel φ_g

Winkel zwischen der Achse Zf des RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEMS „f“ und der Achse Zg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“; φ_g ist gleich 0° , wenn die Achse Zg und die Achse Zf zusammenfallen; φ_g nimmt bei Blick vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM auf das STATIV zu bei einer TRAGARMROTATION im Uhrzeigersinn.

27.4.4.1 Tragarm-Rotationswinkelbereich; Rotationswinkelbereich

Bei einer ROTATIONSBESTRAHLUNG: vom ZENTRALSTRAHL überstrichener Winkelbereich, in dem STRAHLUNG emittiert wird.

27.4.4.2 Geometrischer Tragarm-Rotationswinkelbereich

Bei einer TRAGARMROTATION: vom ZENTRALSTRAHL überstrichener Winkelbereich zwischen dem Beginn und dem Ende der TRAGARMROTATION.

27.4.5 Fokus-Blenden-Abstand; Blenden-Abstand

Abstand zwischen dem FOKUS und der fokus-fernsten Begrenzungsfläche einer Blende, gemessen auf der Achse Zg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“.

27.4.6 Fokus-Oberflächen-Abstand

Abstand zwischen dem FOKUS und der Oberfläche des bestrahlten Körpers bzw. PHANTOMS auf der Eintrittsseite der STRAHLUNG, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL.

ANMERKUNG: In der Anwendung wird dieser Abstand häufig mit "FOA" abgekürzt.

27.4.6.1 Fokus-Haut-Abstand

Abstand zwischen dem FOKUS und der Haut auf der Eintrittsseite der STRAHLUNG, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL.

ANMERKUNG: In der Anwendung wird dieser Abstand häufig mit "FHA" abgekürzt.

27.4.7 Fokus-Isozentrum-Abstand; Fokus-Achs-Abstand

Abstand zwischen dem FOKUS und dem MECHANISCHEN ISOZENTRUM.

ANMERKUNG: In der Anwendung wird dieser Abstand häufig mit "FIA" ("FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND") oder "FAA" ("Fokus-Achs-Abstand") abgekürzt.

27.4.8 Fokus-Referenzpunkt-Abstand

Abstand zwischen dem FOKUS und dem REFERENZ-DOSISPUNKT.

ANMERKUNG: In der Anwendung wird dieser Abstand häufig mit „FRA“ („FOKUS-REFERENZPUNKT-ABSTAND“) abgekürzt.

27.4.9 Normaler Bestrahlungsabstand

(bei BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHE-
RAPIE)

In Normen festgelegter, auf dem ZENTRALSTRAHL zu messender Abstand vom FOKUS.

ANMERKUNG 1: Bei ISOZENTRISCHEN BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN ist der NORMALE BESTRAHLUNGSABSTAND gleich dem FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND.

ANMERKUNG 2: Der NORMALE BESTRAHLUNGSABSTAND ist Teil der Bezugsbedingungen bei der Ermittlung bestimmter KENNMERKMALE; siehe z.B. DIN 6847-4.

ANMERKUNG 2: In der Anwendung wird der NORMALE BESTRAHLUNGSABSTAND auch mit „NBA“ abgekürzt.

27.5 Blenden-Koordinatensystem „b“

(Siehe Bild 3)

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das fest mit dem BLENDENSYSTEM verbunden ist; Ursprung ist der FOKUS, die Achse Zb fällt mit der Achse Zg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“ zusammen und hat die gleiche Richtung, die Achsen Xb bzw. Yb sind bei BLENDENDREHWINKEL $\theta_b = 0^\circ$ parallel zu den Achsen Xg bzw. Yg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“.

ANMERKUNG: Die FELDABMESSUNGEN von STRAHLENFELDERN, die mit der BETRIEBSBLENDE oder mit einer LAMELLENBLENDE eingeblendet werden, werden ebenfalls mit Hilfe des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS angegeben. Jedoch wird der Hinweis auf dieses KOORDINATENSYSTEM in der Regel weggelassen. So bedeutet z.B. in dieser Norm

- X1 die Lage einer der seitlichen Begrenzungen eines STRAHLENFELDES auf der Achse Xb des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS,
- FX die FELDABMESSUNG in Richtung der Achse Xb.

Zu den Konventionen über die Zählrichtungen für die Lagen der seitlichen Begrenzungen eines STRAHLENFELDES bei asymmetrischen BLOCKBLENDE oder bei LAMELLENBLENDE siehe DIN EN 61217. Die Kennzeichnungen der FELDABMESSUNGEN sind für Anwendung einer BLOCKBLENDE in Bild 4a und Bild 4b, für Anwendung einer LAMELLENBLENDE in Bild 5 erläutert.

27.5.1 Blendenrotation

Rotation des BLENDENSYSTEMS um die Achse Zb des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS „b“.

27.5.2 Blendendrehwinkel θ_b

Winkel, den die Achse Xb mit der Projektion der Achse Xg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“ in die Ebene (Xb, Yb) einschließt; θ_b nimmt bei Blick vom FOKUS zum MECHANISCHEN ISOZENTRUM zu bei Drehung des BLENDENSYSTEMS entgegen dem Uhrzeigersinn

27.6 Keilfilter-Koordinatensystem „w“

(Siehe Bild 6)

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das fest mit dem KEILFILTER verbunden ist; der Ursprung liegt in einem Punkt im KEILFILTER, die Achse Zw fällt mit der Achse Zb des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS „b“ zusammen und hat die gleiche Richtung, die Achse Yw steht senkrecht auf dieser und zeigt zur dünnen Kante des KEILFILTERS. Beim KEILFILTER-ROTATIONSWINKEL $\theta_w = 0^\circ$ sind die Achsen Xw bzw. Yw parallel zu den Achsen Xb bzw. Yb des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS „b“.

27.6.1 Keilfilter-Rotation

Rotation des KEILFILTERS um die Achse Zw.

27.6.2 Keilfilter-Rotationswinkel θ_w

Winkel, den die Achse Xw mit der Projektion der Achse Xb des BLENDEN-KOORDINATENSYSTEMS „b“ in die Ebene (Xw, Yw) einschließt; θ_w nimmt zu bei Blick vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM zum FOKUS bei Drehung des KEILFILTERS im Uhrzeigersinn.

ANMERKUNG: Bei BLENDENDREHWINKEL $\theta_b = 0^\circ$ und KEILFILTER-ROTATIONSWINKEL $\theta_w = 0^\circ$ zeigt demnach die dünne Kante des KEILFILTERS zum STATIV. Bei BLENDENDREHWINKEL $\theta_b = 0^\circ$ und KEILFILTER-ROTATIONSWINKEL $\theta_w = 90^\circ$ zeigt die dünne Kante des KEILFILTERS bei Blick vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM auf das STATIV nach links.

27.7 Bildempfänger-Koordinatensystem „r“

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das fest mit dem Bildempfänger verbunden ist; der Ursprung liegt im Mittelpunkt der Bildempfängerfläche. Die Achse Zr ist die Symmetrieachse des Bildempfängers; sie steht senkrecht auf der Strahlungseintrittsfläche des Bildempfängers. In Nullstellung sind die Achsen Xr, Yr, und Zr parallel zu den entsprechenden Achsen Xg, Yg, und Zg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS.

ANMERKUNG: Bei elektronenoptischen Röntgen-Bildverstärkern gilt als Bildempfängerfläche der Eingangsleuchtschirm, bei bildregistrierenden Systemen aus Röntgenfilm, Verstärkungsfolien und Kassetten der Mittelpunkt der Filmebene.

27.7.1 Bildempfänger-Rotation

Rotation des Bildempfängers um die Achse Zr.

27.7.2 Bildempfänger-Drehwinkel θ_r

Winkel, den die Achse Xr mit der Projektion der Achse Xg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“ in die Ebene (Xr, Yr) einschließt; θ_r nimmt bei Blick vom FOKUS auf den Bildempfänger zu bei Drehung des Bildempfängers entgegen dem Uhrzeigersinn.

ANMERKUNG: Mit dieser Festlegung ist erreicht, daß bei Blick in Richtung der Achse Zg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS die Zählrichtungen für den BLENDENDREHWINKEL und den Bildempfängerdrehwinkel übereinstimmen.

27.7.3 Bildempfänger-Radialverschiebung

Verschiebung des Bildempfängers entlang der Achse Zr.

27.7.4 Fokus-Bildempfänger-Abstand

Abstand der Ebene (Xr, Yr) vom FOKUS.

ANMERKUNG: In der Anwendung wird dieser Abstand häufig mit „FBA“ („FOKUS-BILDEMPFÄNGER-ABSTAND“) bzw. „FFA“ („Fokus-Film-Abstand“) bezeichnet.

27.7.5 Isozentrum-Bildempfänger-Abstand

Abstand der Ebene (Xr, Yr) vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM.

ANMERKUNG: In der Anwendung wird dieser Abstand häufig mit „IBA“ („ISOZENTRUM-BILDEMPFÄNGER-ABSTAND“) bzw. „IFA“ („Isozentrum-Film-Abstand“) bezeichnet.)

27.7.6 Bildempfänger-Längsverschiebung

Verschiebung des Bildempfängers entlang einer Parallelen zur Achse Yg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“.

27.7.7 Bildempfänger-Längsposition Ry

Abstand des Ursprunges des BILDEMPFÄNGER-KOORDINATENSYSTEMS von einer den ZENTRALSTRAHL schneidenden Geraden, die in der Ebene (Xr, Yr) parallel zur Achse Xg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“ verläuft.

27.7.8 Bildempfänger-Querverschiebung

Verschiebung des Bildempfängers entlang einer Parallelen zur Achse Xg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“.

27.7.9 Bildempfänger-Querposition Rx

Abstand des Ursprunges des BILDEMPFÄNGER-KOORDINATENSYSTEMS von einer den ZENTRALSTRAHL schneidenden Geraden,

die in der Ebene (Xr, Yr) parallel zur Achse Yg des TRAGARM-KOORDINATENSYSTEMS „g“ verläuft.

27.8 Patiententisch-Koordinatensystem "s" (bei ISOZENTRISCHEN PATIENTENTISCHEN)

(Siehe Bild 7)

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das fest mit dem Teil des PATIENTENTISCHES verbunden ist, der um eine vertikale Achse, die Zs-Achse dieses KOORDINATENSYSTEMS, drehbar ist; Ursprung ist das MECHANISCHE ISOZENTRUM; die Achse Zs fällt mit der Achse Zf des RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEMS "f" zusammen, beim ISOZENTRISCHEN TISCHDREHWINKEL $\theta_s = 0^\circ$ fällt das PATIENTENTISCH-KOORDINATENSYSTEM "s" mit dem RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEM "f" zusammen.

ANMERKUNG: Die genannten Beziehungen zwischen dem Patiententisch-Koordinatensystem „s“ und dem raumfesten Koordinatensystem „f“ gelten nur idealisiert und bei fehlerfreier Montage des Patiententisches. Tatsächlich können sich z.B. durch mechanisches Spiel und Verwindungen in der Tischlagerung Abweichungen vom Idealfall ergeben.

27.8.1 isozentrische Tischrotation; Tischrotation

Rotation des PATIENTENTISCHES um die Achse Zs.

27.8.2 isozentrischer Tischdrehwinkel θ_s

Winkel zwischen der Achse Xs und der Achse Xf des RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEMS „f“; θ_s nimmt zu bei Blick von oben auf das MECHANISCHE ISOZENTRUM UND bei Drehung des PATIENTENTISCHES entgegen dem Uhrzeigersinn.

27.9 Koordinatensystem "e" der exzentrischen Rotation der Patiententischplatte

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das nur bei ISOZENTRISCHEN PATIENTENTISCHEN und nur dann existiert, wenn die PATIENTENTISCHPLATTE im BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCH um eine vertikale Achse drehbar ist, die parallel zur Achse Zs des PATIENTENTISCH-KOORDINATENSYSTEMS "s" verläuft und gegenüber dieser um eine Distanz $-L_e$ auf der Achse Ys verschoben ist; das KOORDINATENSYSTEM „e“ ist fest mit dem Teil des PATIENTENTISCHES verbunden, der sich mit der PATIENTENTISCHPLATTE um diese weitere Achse, die Achse Ze, drehen kann; der Ursprung des KOORDINATENSYSTEMS "e" ist der Punkt $-L_e$ auf der Achse Ys. Bei dem EXZENTRISCHEN TISCHDREHWINKEL $\theta_e = 0^\circ$ sind die Achse Xe und die Achse Ye den entsprechenden Achsen Xs und Ys des PATIENTENTISCH-KOORDINATENSYSTEMS "s" parallel.

27.9.1 exzentrische Tischrotation

ROTATION DER PATIENTENTISCHPLATTE um die Achse Ze.

27.9.2 exzentrischer Tischdrehwinkel θ_e

Winkel zwischen der Achse Xe und der Achse Xs des PATIENTENTISCH-KOORDINATENSYSTEMS „s“; θ_e nimmt zu bei Blick von oben auf die PATIENTENTISCHPLATTE und Drehung der PATIENTENTISCHPLATTE im Gegenuhrzeigersinn um die Achse Ze. Bei dem EXZENTRISCHEN TISCHDREHWINKEL $\theta_e = 0^\circ$ fällt die Achse Xe mit der Achse Xs und die Achse Ye mit der Achse Ys zusammen.

ANMERKUNG: Ist eine EXZENTRISCHE TISCHROTATION nicht vorgesehen, treten an die Stelle der Achsen im "e"-KOORDINATENSYSTEM die des "s"-KOORDINATENSYSTEMS.

27.10 Patiententischplatten-Koordinatensystem "t"

Rechtwinkliges KOORDINATENSYSTEM, das fest mit der PATIENTENTISCHPLATTE verbunden ist; der Ursprung ist der Durchstoßpunkt der Achse Zs des PATIENTENTISCH-KOORDINATENSYSTEMS „s“ durch die zur LAGERUNG von Patienten bestimmten Oberfläche der PATIENTENTISCHPLATTE, wenn die PATIENTENTISCHPLATTE

- horizontal eingestellt ist,
- seitlich im "e"-Koordinatensystem zentriert ist, und

- so weit in Richtung ihrer Längsausdehnung verschoben ist, daß ihr Mittelpunkt den größtmöglichen Abstand von der Achse Zs hat.

27.10.1 Tisch-Höhenverschiebung

Vertikale Verschiebung der PATIENTENTISCHPLATTE.

27.10.2 Tischhöhe Tz

Abstand der zur LAGERUNG von Patienten bestimmten Oberfläche der PATIENTENTISCHPLATTE vom MECHANISCHEN ISOZENTRUM; Tz nimmt zu bei Anhebung der PATIENTENTISCHPLATTE.

27.10.3 Tisch-Längsverschiebung

Verschiebung der PATIENTENTISCHPLATTE entlang der Achse Yt.

27.10.4 Tisch-Längsposition Ty

Abstand des zur Festlegung des Ursprunges des KOORDINATENSYSTEMS "t" dienenden Punktes auf der Oberfläche des PATIENTENTISCHES von einer den ZENTRALSTRAHL schneidenden Geraden, die in der Ebene der Oberfläche des PATIENTENTISCHES parallel zur Xt-Achse verläuft.

27.10.5 Tisch-Querverschiebung

Verschiebung der PATIENTENTISCHPLATTE entlang der Achse Xt.

27.10.6 Tisch-Querposition Tx; Tisch Lateralposition

Abstand des zur Festlegung des Ursprunges des KOORDINATENSYSTEMS "t" dienenden Punktes auf der Oberfläche des PATIENTENTISCHES von einer den Zentralstrahl schneidenden Geraden, die in der Ebene der Oberfläche des PATIENTENTISCHES parallel zur Yt-Achse verläuft.

Anhang A (informativ)

Literaturhinweise

- [1] „Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy“, ICRU Report 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Bethesda, Maryland 20814, U.S.A. (1993)
 - [2] „Begriffe zum Qualitätsmanagement“, Deutsche Gesellschaft für Qualität e.V., DGQ-Schrift 11-04, 5. Auflage (1993), Beuth-Verlag, Berlin
 - [3] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV, BGBl. I S. 1321, 1926 (1989-06))
 - [4] Richtlinie für den Strahlenschutz bei der Verwendung radioaktiver Stoffe und beim Betrieb von Anlagen zur Erzeugung ionisierender Strahlen und Bestrahlungseinrichtungen mit radioaktive Quellen in der Medizin, GMBI. S. 991 (1992-10)
 - [5] Verordnung zum Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV), BGBl. I S. 114 (1987)
- DIN 6809-1
Klinische Dosimetrie – Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung

E DIN IEC 50-393

Internationales Elektrotechnisches Wörterbuch – Teile 393: Nukleare Instrumentierung – Physikalische Phänomene und Grundlegende Begriffe

IEC 60601-1

Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety

IEC 60788

Medical radiology – Terminology

IEC 60976

Medical electrical equipment – Medical electron accelerators – Functional performance characteristics

Anhang B (informativ): Erläuterungen zu Abschnitt 14.4

Schematische, graphische Darstellung der unterschiedlichen Fraktionierungsschemata

Bezeichnung	$D_{R,e}$	n_{frak}	t_{ges}	Fraktionierungsschema ↑ Energiedosis → Zeit Bestrahlung
"konventionell"				
hyperfraktioniert	↓	↑	=	
akzeleriert	=		↓	
hyperfraktioniert, akzeleriert	↓	↑	↓	
hypofraktioniert	↑	↓		

Anhang C (informativ): Erläuterungen zu Abschnitt 26

Die Definition von "QUALITÄT" ist bei Anwendung in der Technik enger gefaßt als im üblichen Sprachgebrauch (vgl. DIN 55350 , DIN ISO 8402).

Der Gegenstand einer Qualitätsbetrachtung wird als "EINHEIT" bezeichnet. Eine EINHEIT kann eine Tätigkeit, ein materielles oder immaterielles Ergebnis einer Tätigkeit, ein System oder eine Person sein. Materielles Ergebnis einer Tätigkeit kann z.B. eine RADIOLOGISCHE EINRICHTUNG, immaterielles Ergebnis einer Tätigkeit kann z.B. eine Software oder eine Dienstleistung sein. Jede EINHEIT hat MERKMALE, das heißt Eigenschaften, durch die eine EINHEIT erkannt und unterschieden werden kann. Für QUALITÄTSMERKMALE werden Forderungen festgelegt; bei technischen Einrichtungen ist die Gesamtheit dieser Forderungen die "QUALITÄTSFORDERUNG: Eine Formulierung der Erfordernisse oder deren Umsetzung in eine Serie von quantitativ oder qualitativ festgelegten Forderungen an die MERKMALE einer EINHEIT zur Ermöglichung ihrer Realisierung und Prüfung" (DIN EN ISO 8402, Nr. 2.3)). Die Gesamtheit der (tatsächlich erreichten) MERKMALE und Merkmalswerte einer EINHEIT wird als "(realisierte) BESCHAFFENHEIT" bezeichnet. "QUALITÄT" ist nun die "realisierte BESCHAFFENHEIT einer EINHEIT bezüglich der QUALITÄTSFORDERUNG [2]". "QUALITÄT" im hier angewendeten Sinn ist also nicht ein Synonym für "Vortrefflichkeit". Der Begriff "QUALITÄT" enthält auch nicht die Aussage, daß oder inwieweit die vorgegebene QUALITÄTSFORDERUNG bereits erfüllt ist. Wegen der unterschiedlichen Merkmalsarten - qualitativ und quantitativ - kann "QUALITÄT" auch nicht durch eine einzige Zahl charakterisiert werden.

Anhang D (informativ): Erläuterungen zu Abschnitt 27.2

Nach DIN IEC 62C(CO)73 (01.94) werden die im Abschnitt 24 des vorliegenden Norm-Entwurfs behandelten KOORDINATENSYSTEME aus dem RAUMFESTEN KOORDINATENSYSTEM "f" durch geeignete Translations- und Rotationsoperationen in einer hierarchischen Struktur abgeleitet, wenn erforderlich über Zwischenstufen. Diese hierarchische Struktur zeigt Bild 7. Bewegungen eines "Muttersystems" erzwingen Bewegungen eines zugehörigen "Tochtersystems". So rotiert z.B. das BLENDEN-KOORDINATENSYSTEM "b" bei einer TRAGARMROTATION in einer Ebene senkrecht zur TRAGARM-ROTATIONSACHSE um das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM. Das KEILFILTER-KOORDINATENSYSTEM "w" rotiert mit dem BLENDEN-KOORDINATENSYSTEM "b": Ist der KEILFILTER mit dem KEILFILTER-ROTATIONSWINKEL $\theta_w = 0^\circ$ eingeschoben, so bleibt $\theta_w = 0^\circ$ auch dann, wenn das BLENDENSYSTEM rotiert wird. Das Patienten-Koordinatensystem "p" ist noch nicht festgelegt.

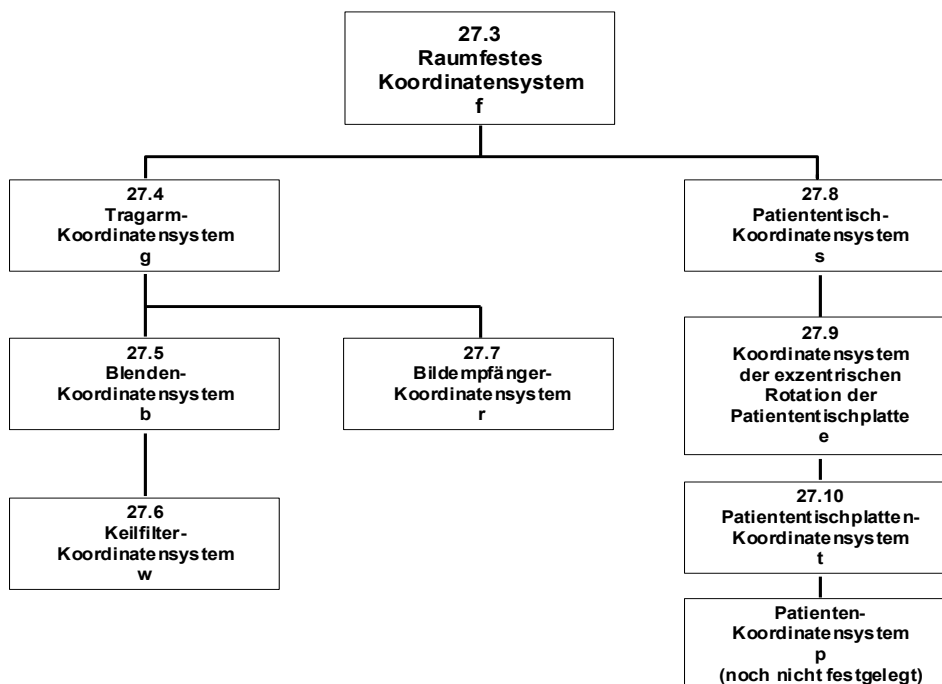


Bild 7: Hierarchische Struktur der KOORDINATENSYSTEME

Stichwortverzeichnis

Im Stichwortverzeichnis werden für Hinweise auf andere Normen oder Dokumente folgende Abkürzungen verwendet:

Quelle	Abkürzung	Quelle	Abkürzung
DIN 1319-1	(1319)	DIN 55350-17	(55350-17)
E DIN 6814-2	(6814-2)	DIN IEC 50-393 : 1997-04	393
E DIN 6814-3	(6814-3)	DIN EN ISO 8402	(8402)
DIN 6814-4	(6814-4)	IEC 601-1	601-1
DIN 6814-16	(6814-16)	IEC 601-2-29	601-2-29
DIN 44300-2	(44300-2)	IEC 61217	61217
DIN 44300-5	(44300-5)	IEC 976	976
DIN 55350-12	(55350-12)	IEC 788	rm
DIN 55350-11	(55350-11)	ICRU Report 50 [1]	ICRU50

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
2D-Algorithmus (bei BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN)	18.3.1		Two-dimensional algorithm (as used with radiotherapy treatment planning systems)	---
2D-Bestrahlungsplanungssystem → zweidimensionales Bestrahlungsplanungssystem	18.4.1.1		Two-dimensional radiotherapy treatment planning system	---
2D-Bestrahlungsplanung	16.3.1		2D treatment planning	---
3D-Algorithmus (bei BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN)	18.3.2		Three-dimensional algorithm (as used with treatment planning systems)	---
3D-Bestrahlungsplanungssystem → dreidimensionales Bestrahlungsplanungssystem	18.4.1.2		Three-dimensional treatment planning system	---
3D-Bestrahlungsplanung	16.3.3		3D treatment planning	---
Abnahmeprüfung	-	(55350-17)	Acceptance test	---
Abschalten der Strahlung	25.2.4		Termination of irradiation	976 A.2.78
Abschirmblock	21.9.12.2		Absorber block	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Absolute Dosisverteilung	10.1		Absolute dose distribution	---
Absorptionsfilter	21.14.5		Absorption filter	---
Administrative Daten	18.1.1.2.2		Administrative data	---
Afterloading-Einrichtung	20.4		Afterloading equipment	---
Afterloading-Technik (in der BRACHYTHERAPIE)	15.7		Afterloading	rm-42-54
Akkumulierte Dosis	9.2.1.1		Accumulated absorbed dose	---
Aktivität A	5.2	(6814-4)	Activity	393-04-10
Akzelerierte Strahlenbehandlung	14.4.5.2		Accelerated radiotherapy	---
Analytisches Verfahren	18.3.3.3		Analytical method	---
Ansprechvermögen des Dosismonitors	22.5.1		Response of dose monitor system	---
Anwendungsgerät	19.4.1		Application unit	---
Applikator	21.12		Source applicator	rm-25-04
Äquivalente Feldgröße	7.5.5		Equivalent field size	---
Ausfahrzeit (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	23.7		Drive out time	---
Ausgabedaten	18.1.2		Output data	---
Ausgabeeinheit	18.2.2	(44300-5)	Output device	---
Ausgeglichenes Feld	7.1.4.1		Flattened radiation field	---
Ausgleichsfilter	21.14.3.1		Field flattening filter	rm-35-07
Außer Betrieb	25.1.1		Out of operation	---
Austritts-Feldpforte	7.6.2		Beam exit portal	---
Absorption	4.6.1	(6814-2)	(Particle) absorption	393-03-19
Baryonenstrahlung	4.1.2.2.1	(6814-2)	Baryon radiation	---
Basisdaten	18.1.1.1		Fixed data	---
Behandeltes Volumen	12.2.3		Treated volume	976 A.2.56
Beobachterperspektive	18.5.2		Observer's view	---
Beschaffenheit (bei Qualitätsbetrachtungen)	-	(55350-11)	Totality of characteristics and their values	---
Bestimmungsgemäßer Gebrauch	19.1		Normal use	rm-82-04
Bestrahltes Volumen	12.2.4		Irradiated volume	ICRU50
Bestrahlung	13.2		Irradiation	393-03-34
Bestrahlung (in der STRAHLENTHERAPIE)	13.2.1		Irradiation (as part of radiotherapeutic treatment)	---
Bestrahlung mit hoher Dosisleistung	14.4.1		High-dose rate radiotherapy	---
Bestrahlung mit mittlerer Dosisleistung	14.4.2		Medium-dose rate radiotherapy	---
Bestrahlung mit niedriger Dosisleistung	14.4.3		Low-dose rate radiotherapy	---
Bestrahlungseinrichtung	19.3.1		Radiotherapy equipment	---
Bestrahlungsgerät (in der STRAHLENTHERAPIE)	19.4.1.1		Irradiation unit	---
Bestrahlungsliste	17.4		Treatment listing	---
Bestrahlungsmodus	24.1.1		Mode	---
Bestrahlungsnachweis	17.1.2		Treatment record	---
Bestrahlungsparameter	24		Irradiation parameter	---
Bestrahlungsplan	17.1.1.2		Treatment plan	---
Bestrahlungsplanung	16.3		Treatment planning	---
Bestrahlungsplanungssystem	18.4.1		Treatment planning system	---
Bestrahlungsposition (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)	25.1.7.2		Irradiation source position	---
Bestrahlungsposition (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)	25.1.7.1		Beam-on source position	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Bestrahlungsprotokoll	17.1		Treatment report	---
Bestrahlungsraum (in der STRAHLENTHERAPIE)	19.7.1		Treatment room (in radiotherapy)	rm-20-23
Bestrahlungsserie	13.4		Treatment series	---
Bestrahlungssitzung	13.3		Treatment session	---
Bestrahlungsstellung	25.1.7		Irradiation position	---
Bestrahlungstechnik	15		Irradiation technique	---
Bestrahlungstubus (bei RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	21.9.8		X-ray beam applicator	rm-37-30
Bestrahlungszeit	23.2		Irradiation time	---
Bestrahlungszeit (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)	23.2.4		Irradiation time (at afterloading equipment)	---
Bestrahlungszeit (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)	23.2.2		Irradiation time (at gamma beam radiotherapy equipment)	---
Bestrahlungszeit (bei RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	23.2.1		Irradiation time (at X-ray radiotherapy equipment)	---
Bestrahlungszeit (bei TEILCHENBESCHLEUNIGERN)	23.2.3		Irradiation time (at particle accelerators)	---
Bestrahlungszeit (bei temporärer Implantation von UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN)	23.2.5		Irradiation time (at temporary application of sealed radioactive sources)	----
Bestrahlungszeitvorwahl	23.1		Preselected time interval	---
Betastrahlung	4.1.2.1.1	(6814-4)	Beta radiation	393-02-06
Betatron → Kreisbeschleuniger	20.3.2		Circular accelerator	rm-23-06
Betriebsblende	21.9.6		(Working) beam limiting device	---
Betriebsmäßiger Verschluß (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	21.6.1		Normal shutter (at gamma-ray installation)	---
Betriebsparameter	24.1		Operational parameter	---
Betriebszustand	25.1		Operational state	---
Bewegungsbestrahlung	15.4		Moving beam irradiation	rm-42-41
Bildempfänger-Drehwinkel	27.7.2		Image receptor angle	---
Bildempfänger-Koordinatensystem	27.7		Image receptor coordinate system	61217 2.6
Bildempfänger-Längsposition	27.7.7		Image receptor longitudinal position	---
Bildempfänger-Längsverschiebung	27.7.6		Image receptor longitudinal displacement	---
Bildempfänger-Querposition	27.7.9		Image receptor lateral position	---
Bildempfänger-Querverschiebung	27.7.8		Image receptor lateral displacement	---
Bildempfänger-Radialverschiebung	27.7.3		Image receptor radial displacement	---
Bildempfänger-Rotation	27.7.1		Image receptor rotation	---
Blende	21.9		Beam limiting device	rm-37-28
Blenden-Abstand → Fokus-Blenden-Abstand	27.4.5		Focus-block distance	---
Blenden-Koordinatensystem	27.5		Beam limiting device coordinate system	61217 2.4
Blendenblock	21.9.6.3		Beam limiting jaw	---
Blendendrehwinkel	27.5.2		Beam limiting device angle	---
Blendendurchlaßstrahlung	4.2.7.1	(6814-2)	Diaphragm leakage radiation	---
Blendenrotation	27.5.1		Rotation of the beam limiting device	---
Blendensystem	21.9.3		Beam limiting system	rm-37-27
Blendenvorrichtung	21.9.4		Beam limiting assembly	---
Blockblende	21.9.6.1		Block beam limiting device	---
Bolus	21.14.3.5		Bolus	rm-35-17
Brachytherapie	14.1.3		Brachyradiotherapy	rm-42-52
Bremsstrahlung	4.1.1.1.1	(6814-2)	Bremsstrahlung	393-02-15

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Bruttozeit (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	23.5.2		Total time (at afterloading equipment)	---
Bruttozeit (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)	23.5.1		Total time (at gamma beam radiotherapy equipment)	---
Charakteristische Röntgenstrahlung	4.1.1.1.2	(6814-2)	Characteristic radiation	393-02-16
Daten	18.1	(44300-2)	Data	---
Datenverarbeitungssystem → Rechensystem	18.2	(44300-5)	Computer system; data processing system	---
Dekrementlinienverfahren	18.3.3.2		Decrement line method	---
Differentielles Dosishistogramm	11.1		Differential dose histogram	---
Dosierungsplan	17.1.1.2.1		Dose plan	---
Dosimetrie-Phantom	8.2.1		Dosimetry phantom	---
Dosimetrische Feldgröße	7.5.3		Irradiation field size	rm-37-11
Dosimetrische Verifikation	16.7.3		In-vivo dosimetry	---
Dosis im Risikobereich	9.2.8		Absorbed dose to organ at risk	---
Dosis-Flächen-Histogramm	11.3		Dose-area histogram	---
Dosis-Volumen-Histogramm	11.4		Dose-volume histogram	---
Dosishistogramm	11		Dose histogram	---
Dosismonitor	21.15		Dose monitor	---
Dosismonitor-Kalibrierfaktor	22.5.2		Dose monitor calibration factor	---
Dosismonitoreinheit	22.1		Dose monitor unit	976 A.2.7
Dosismonitorsystem	21.15.1		Dose monitor system	976 A.2.23
Dosismonitorvorwahl	22.3		Dose monitor preselection	---
Dosismonitorwert	22.2		Dose monitor value	---
Dosisprofil	10.6		Dose profile	---
Dosispunkt	17.5		Dose point	---
Dosisquerprofil	10.6.2		Lateral dose profile	---
Dosisquerverteilung	10.7		Lateral dose distribution	---
Dosisspitze	9.2.9		Hot spot	ICRU50
Dosisüberhöhung → Feld-Dosisüberhöhung	7.1.4.4		Maximum ratio of absorbed dose	---
Dreidimensionales Bestrahlungsplanungssystem	18.4.1.2		Three-dimensional treatment planning system	---
Durchdringungsvermögen	4.5.5		Penetrative quality	976 A.2.30
Durchlaßstrahlung	4.2.7	(6814-2)	Leakage radiation	rm-11-15
Dynamische Konformationsbestrahlung	15.5.1		Dynamic conformal irradiation	---
Dynamischer Keilfilter	21.14.3.3		Dynamic wedge filter	---
Echtzeit-Parameterverifikation	16.7.2.1		Real-time parameter verification	---
Effektive Energie (bei PHOTONENSTRAHLUNG)	4.3.6	(6814-2)	Effective energy	---
Eigenstrahlung → charakteristische Röntgenstrahlung	4.1.1.1.2	(6814-2)	Characteristic radiation	393-02-16
Eigenfilter	21.14.1.2		Inherent filter	---
Eingabedaten	18.1.1		Input data	---
Eingabeeinheit	18.2.1	(44300-5)	Input device	---
Einheit (bei Qualitätsbetrachtungen)		(8402)	entity, unit	---
Einschaltbereitschaft	25.1.4		Ready state	rm-84-05
Einschalten der Strahlung	25.2.1		Start of irradiation	---
Eintritts-Feldpforte	7.6.1		Beam entrance portal	---
Einzeit-Strahlenbehandlung	14.4.4		One-hit radiotherapy	---
Einzel-Grenzdosis	9.2.8.1		Single limiting dose	---
Einzel-Referenzdosis	9.2.2.1		Single reference dose	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Einzeldosis → Einzel-Referenzdosis	9.2.2.1		Single reference dose	---
Einzelfeldbestrahlung	15.3.1		Single beam irradiation	---
Einzelstrahler	6.2.4		Single source	---
Elastische Streuung	---	(6814-2)	Elastic scattering	393-03-10
Elektronenbeschleuniger	20.3.6		Electron accelerator	rm-23-01+
Elektronenbeschleuniger-Einrichtung → Elektronenbeschleuniger	20.3.6		Electron accelerator	rm-23-01+
Elektronenblende	21.9.9		Electron beam applicator	rm-37-02
Elektronenkontaminationsfilter	21.14.5.1.1		Electron contamination filter	---
Elektronenstrahlung	4.1.2.1	(6814-2)	Electron radiation	---
Elektronentherapie	14.2.2.1		Electron beam therapy	---
Elektronentubus	21.9.9.1		(Fixed) electron beam applicator	rm-37-30
Elektronischer Brennfleck	6.1.4		Actual focal spot	rm-20-12
Endposition (bei Afterloading-Einrichtungen mit bewegtem Strahler)	25.1.7.5		Final position (at afterloading equipment with stepping source)	---
Endposition (bei TRANSLATIONSBESTRAHLUNGEN)	25.1.7.6		End position (at translational moving beam therapy)	---
Energiedosis	9.1.1	(6814-3)	Absorbed dose	rm-13-08
Energiedosisleistung	9.1.2	(6814-3)	Absorbed dose rate	rm-13-09
Energiereiche Elektronenstrahlung	4.5.2	(6814-2)	High-energy electron radiation	---
Energiestrom	---	(6814-2)	Energy flux	393-04-35
Enges Strahlenfeld	---	(6814-2)	Narrow beam	rm-37-22
Entfernungsanzeiger	21.17.5		Distance indicator	---
Erste Halbwertschichtdicke	4.5.3	(6814-2)	First half value layer	---
Erzeugungsspannung (bei Röntgenröhren)	4.3.5	(6814-2)	X-ray tube voltage	---
Exzentrische Rotationsbestrahlung	15.4.1.4		Eccentric rotation beam irradiation	---
Exzentrische Tischrotation	27.9.1		Eccentric rotation of the table top	---
Exzentrischer Tischdrehwinkel	27.9.2		Eccentric rotation angle of the table top	---
Falldaten	18.1.1.2		Individual data	---
Faltungsverfahren	18.3.3.5		Convolution method	---
Feld → Strahlenfeld	7.1	(6814-2)	Beam	393-02-05
Feld-Dosisüberhöhung;	7.1.4.4		Maximum ratio of absorbed dose	---
Feld-Mittellinie	7.4		Beam midline	---
Feld-Verifikation	16.7.1		Beam verification	---
Feldabmessung (bei regulären STRAHLENFELDERN)	7.5.1		Dimension of radiation field	---
Feldausgleich	7.1.4		Beam homogeneity	---
Feldebene	7.2.1		Field plane	---
Felderzyklus	13.6		Beam cycle	---
Feldfläche → Strahlenfeld-Fläche	7.3		Beam cross section	---
Feldfolge	13.7		Beam sequence	---
Feldgröße	7.5		Field size	---
Feldkontrollaufnahme	16.7.1.2		Beam check radiograph	---
Feldkontrollbild	16.7.1.2.1		portal image	---
Feldpforte	7.6		Beam portal	---
Feldsymmetrie	7.1.4.3		Beam symmetry	---
FHA-Einstelltechnik	15.2		SSD set-up technique	---
Filter	21.14		Filter	rm-35-01

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Filterung	4.6.5	(6814-2)	Filtration	rm-12-11
Fixierungshilfe	21.19		Patient fixation means	---
Flächenbezogene Kenndosisleistung (bei FLÄCHENSTRAHLERN)	9.3.1.5		Area-related nominal air kerma rate (of surface sources)	---
Flächenstrahler	6.2.3		Surface source	---
Fokus	6.1.5	(6814-2)	Virtual source	rm-37-01
Fokus-Achs-Abstand → Fokus-Isozentrum-Abstand	27.4.7		Focal spot-to-isocentre distance	---
Fokus-Bildempfänger-Abstand	27.7.4		Focal spot to image receptor distance	rm-37-13
Fokus-Blenden-Abstand	27.4.5		Focus-block distance	---
Fokus-Haut-Abstand	27.4.6.1		Focal spot to skin distance	rm-37-12
Fokus-Isozentrum-Abstand;	27.4.7		Focal spot-to-isocentre distance	---
Fokus-Oberflächen-Abstand	27.4.6		Focal spot to surface distance	---
Fokus-Referenzpunkt-Abstand	27.4.8		Focal spot to ICRU reference point distance	---
Fokus-Blenden-Abstand	27.4.5		Focus-block distance	---
Fokussierte Blende	21.9.1		Focusing beam limiting device	---
Fortsetzung der Bestrahlung	25.2.3		Resumption (of irradiation)	---
Fraktion	13.5		Fraction	---
Fraktionierte Strahlenbehandlung	14.4.5		Fractionated radiotherapy	---
Fraktionierung	13.5.1		Fractionation	---
Fremdstrahlung	4.2.3	(6814-2)	Contaminating radiation	---
Fremdstrahlungsfilter	21.14.5.1		Contamination filter	---
Frontpunktzeiger	21.17.3		Front pointer	rm-35-12
Gammabestrahlungseinrichtung	20.2		Gamma-beam therapy equipment	rm-20-24+
Gammastrahlung	4.1.1.2	(6814-2)	Gamma radiation	393-02-08
Ganzhautbestrahlung	14.3.5		Whole skin irradiation	---
Ganzkörperbestrahlung	14.3.3		Total body irradiation	---
Gegenfeldbestrahlung	15.3.2.1		Opposing beam irradiation	---
Gegenpunktzeiger	21.17.4		Back pointer	rm-35-13
Gehäusedurchlaßstrahlung	4.2.7.2	(6814-2)	Housing leakage radiation	---
Geometrische Feldgröße	7.5.2		Geometrical field size	---
Geometrischer Tragarm-Rotationswinkelbereich	27.4.4.2		Geometrical gantry angle range	---
Gerätenummer	21.1.2		Serial number	601-1 2.12.9
Gesamt-Grenzdosis	9.2.8.2		Total limiting dose	---
Gesamt-Referenzdosis	9.2.2.3		Total reference dose	---
Gesamtdosis → Gesamt-Referenzdosis	9.2.2.3		Total reference dose	---
Gesamtfilter	21.14.1.1		Total filter	---
Gesamtkenndosis (in der BRACHYTHERAPIE mit UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN)	9.4		Total nominal air kerma rate	---
Gesamtweg (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)	25.1.7.8		Total travelling distance (at afterloading equipment with stepping source)	---
Gewebe-Halbwerttiefe	4.5.9		Half value depth	rm-13-44
Gewebe-Oberflächendosis	9.2.7		Surface dose (in radiotherapy)	976 A.2.13
Gewebeäquivalenz	8.1.1		Tissue equivalence	393-04-85
Grenzenergie	4.3.3	(6814-2)	Maximum energy (of X-radiation)	rm-13-32
Hadronenstrahlung	4.1.2.2	(6814-2)	Heavy particle radiation	----
Halbkörperbestrahlung	14.3.4		Half body irradiation	---

Halbschattenbreite	7.1.3		Penumbra	rm-37-08
--------------------	-------	--	----------	----------

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Halbschattentrimmer	21.9.11		Penumbra trimmer	---
Halbwerttiefe (bei ENERGIEREICHER ELEKTRO- NENSTRAHLUNG)	4.5.7	(6814-2)	50 %-depth (at high-energy electron radiation)	---
Halbwertszeit	5.4	(6814-4)	Radioactive half life	rm-13-20
Harte Photonenstrahlung	4.5.1.2	(6814-2)	Medium-energy photon radiation	---
Hartstrahltherapie	14.2.1.2		High-voltage X-ray therapy	---
Härtung	4.6.4	(6814-2)	Hardening	---
Härtungsfilter	21.14.1		Hardening filter	---
Hauptebene	7.2.2		Main plane	---
HDR-Bestrahlung → Bestrahlung mit hoher Dosisleistung	14.4.1		High-dose rate radiotherapy	---
Heterogene Röntgenstrahlung	4.1.1.1.4	(6814-2)	Heterogeneous X-radiation	---
Hilfseinrichtung	19.6		Auxiliary device (auxiliary equipment)	---
Hochenergie-Strahlentherapie	14.2.2		High-energy radiotherapy	rm-42-13
Homogene Röntgenstrahlung	4.1.1.1.3	(6814-2)	Continuous X radiation	393-02-17
Homogenes Phantom	8.2.4		Homogeneous phantom	---
Homogenitätsgrad	4.5.3.2	(6814-2)	Homogeneity index	---
Hyperfraktionierte Strahlenbehandlung	14.4.5.1		Hyperfractionated radiotherapy	---
Hyperfraktionierte, akzelerierte Strahlen- behandlung	14.4.5.3		Hyperfractionated accelerated radiotherapy	---
Hypofraktionierte Strahlenbehandlung	14.4.5.4		Hypofractionated radiotherapy	---
In-vivo-Dosimetrie → dosimetrische Verifikation	16.7.3		In-vivo dosimetry	---
Individualblende	21.9.12.1		Individual beam limiting device	---
Inhomogenes Phantom	8.2.5		Inhomogeneous Phantom	---
Integraldosis	9.2.10		Integral dose	---
integrales Dosishistogramm → kumulatives Dosishistogramm	11.2		Cumulative dose histogram	---
Interstitielle Therapie	14.1.6		Interstitial radiotherapy	rm-42-53
Intrakavitäre Therapie	14.1.5		Intracavitary radiotherapy	rm-42-04
Intraoperative Strahlentherapie	14.3.7		Intraoperative radiotherapy	---
Ionenstrahlung	4.1.2.3	(6814-2)	Ion radiation	---
Ionisierende Strahlung	4	(6814-2)	Ionizing radiation	393-02-03
irreguläres Feld → irreguläres Strahlenfeld	7.3.2		Irregular beam	---
Irreguläres Strahlenfeld	7.3.2		Irregular beam	---
Isodose → Isodosenkurve	10.4		Isodose curve	393-04-81
Isodosendiagramm	10.5		Isodose chart	---
Isodosenfläche	10.3		isodose surface	393-04-82
Isodosenkurve	10.4		Isodose curve	393-04-81
Isodosenneigungswinkel	10.8		Wedge filter angle	976 A.2.32
Isodosenplan	10.5.1		Isodose plan	---
Isotope	5.1	(6814-4)	Isotope	393-01-21
Isozentrisch	27.1.2		Isocentric	rm-37-22+
Isozentrische Bestrahlung	15.1.1		Isocentric irradiation	---
Isozentrische Einstelltechnik	15.1		Isocentric set-up technique	---
Isozentrische Tischrotation	27.8.1		Isocentric Rotation of the table top	---
Isozentrischer Tischdrehwinkel	27.8.2		Isocentric rotation angle of the table top	--
Isozentrum → Strahlenfeld-Isozentrum	27.1		Beam isocentre	---
Isozentrum-Bildempfänger-Abstand	27.7.5		Isocentre to image receptor distance	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Isozentrumskugel	27.1.3		Isocentre sphere	---
Kanal (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	21.13.2		Channel	---
Keilfilter	21.14.3.2		Wedge filter	rm-35-10
Keilfilter-Koordinatensystem	27.6		Wedge filter coordinate system	61217 2.5
Keilfilter-Rotation	27.6.1		Rotation of the wedge filter	---
Keilfilter-Rotationswinkel	27.6.2		Wedge filter rotation angle	---
Keilfilterfaktor	21.14.3.4		Wedge factor	---
Kenndosisleistung	9.3.1	(6814-3)	Nominal kerma rate; nominal absorbed dose rate	---
Kenndosisleistung (bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN, GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN und RÖNTGENBESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	9.3.1.1	(6814-3)	Nominal absorbed dose rate (at X-ray, gamma beam, and electron accelerator equipment)	---
Kenndosisleistung (bei Neutronenbestrahlungseinrichtungen)	9.3.1.3	(6814-3)	Nominal absorbed dose rate (at neutron therapy beam therapy equipment)	---
Kenndosisleistung (bei UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN für die BRACHYTHERAPIE)	9.3.1.2	(6814-3)	Nominal air kerma rate (of sealed sources applied in brachyradiotherapy)	---
Kennmerkmal	26.1.3		Functional performance characteristic	---
Kerma	9.1.3	(6814-3)	Kerma	rm-13-10
Kermaleistung	9.1.4	(6814-3)	Kerma rate	rm-13-13
Kernblende	21.9.12.4		Central satellite block	---
Kleinraumbestrahlung	14.3.6		Small-volume irradiation	---
Klinisches Zielvolumen	12.2.1		Clinical target volume	ICRU50
Kombinationsstrahler	6.2.5.2		Source combination	---
Kombinierter Filter	21.14.1.3.1		Compound filter	rm-35-03
Kommentardaten	18.1.1.3		Descriptive data	---
Kompensator	21.14.3.6		Compensating filter	rm-35-08
Konformationsbestrahlung	15.5		Conformal irradiation	---
Kontakttherapie	14.1.4		Radionuclide contact therapy	rm-42-51
Koordinatensystem	27.2		Coordinate system	---
Koordinatensystem "e" der exzentrischen Rotation der Patiententischplatte	27.9		Table top eccentric rotation coordinate system	61217 2.8
Körperähnliches Phantom	8.2.6		Body-like phantom	---
Körperform-ähnliches Phantom	8.2.3		Body-shaped phantom	---
Korpuskel	---	(6814-2)	Corpuscle	393-01-04
Korpuskularstrahlung	4.1.2	(6814-2)	Corpuscular radiation	393-02-14
Kreisbeschleuniger	20.3.2		Circular accelerator	rm-23-06
Kulissenblende	21.9.6.2		Sandwich beam limiting device	---
Kumulatives Dosishistogramm	11.2		Cumulative dose histogram	---
Lagerungsvorrichtung → Patienten-Lagerungsvorrichtung	19.4.3		Patient support	---
Lagerung (eines Patienten)	16.1		Set-up (of a patient)	---
Lagerungshilfe	21.18		Auxiliary patient set-up device	---
Lamellenblende	21.9.7		Multileaf collimator	---
Längenbezogene Kenndosisleistung (bei LINIENSTRAHLERN)	9.3.1.4		Length-related nominal air kerma rate (of line sources)	---
LDR-Bestrahlung → Bestrahlung mit niedriger Dosisleistung	14.4.3		Low-dose rate radiotherapy	---
Leerfilter	21.14.2		Zero filter	rm-35-06
Leistungsmerkmal	26.1.2	(6814-16)	Performance characteristic	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Lichtfeld	21.17.1		Light field	rm-37-09
Lichtfeld-Fläche	21.17.1.2		Light field cross section	---
Lichtfeld-Isozentrum	27.1.1.2		Light field isocentre	---
Lichtfeld-Visier	21.17.1.1		Light field indicator	---
Lichtzeiger	21.17.2		Light indicator	---
Linearbeschleuniger	20.3.1		Linear accelerator	rm-23-02
Linienstrahler	6.2.2		Line source	---
Lokalisation	16.4		Localisation	---
Lokalisationsaufnahme	16.4.1		Localisation radiograph	---
Lokalisationseinrichtung	20.5		Localisation equipment	---
Luftkerma	9.1.3.1		Air kerma	rm-13-11
Luftkermaleistung	9.1.4.1		Air kerma rate	---
Materialäquivalenz	8.1		Material equivalence	---
Matrixverfahren	18.3.3.1		Matrix method	---
Maximaldosis	9.2.4		Maximum absorbed dose	---
Maximaldosis im Zielvolumen	9.2.4.1		Maximum absorbed dose (to clinical target volume)	ICRU50
Maximalenergie (bei IONISIERENDER STRAHLUNG)	4.3.2	(6814-2)	Maximum energy (of X-radiation)	rm-13-32
MDR-Bestrahlung → Bestrahlung mit mittlerer Dosisleistung	14.4.2		Medium-dose rate radiotherapy	---
Mechanisches Isozentrum	27.1.1.1		Mechanical isocentre	---
Medizinische Radiologie	3.2		Medical radiology	---
Mehrachsig Rotationsbestrahlung	15.4.1.6		Multi-axial rotation beam irradiation	---
Mehrebenen-Rotationsbestrahlung	15.4.1.7		Multi-plane rotation beam irradiation	---
Mehrfelderbestrahlung	15.3.2		Multiple beam irradiation	---
Mehrsegmentale Rotationsbestrahlung	15.4.1.3		Multisegmental rotation beam irradiation	---
Mesonenstrahlung	4.1.2.2.1	(6814-2)	Meson radiation	---
Meßaufnahme → Lokalisationsaufnahme	16.4.1		Localisation radiograph	---
Meßblende	21.10		Delineator	601-2-29 2.1.108
Meßsignale	---	(1319)	Measurement signal	---
Mikrotron	20.3.3		Microtron	rm-23-09
Minimaldosis	9.2.3		Minimum absorbed dose	---
Minimaldosis im Zielvolumen	9.2.3.1		Minimum dose (to clinical target volume)	ICRU50
Mittlere Dosis	9.2.5		Average absorbed dose	---
Mittlere Dosis im Zielvolumen	9.2.5.1		Average dose (to clinical target volume)	ICRU50
Mittlere freie Weglänge	---	(6814-2)	Mean free path	393-04-91
Modal-Dosis	9.2.6		Modal absorbed dose	---
Modal-Dosis im Zielvolumen	9.2.6.1		Modal dose (to clinical target volume)	ICRU50
Modellkennzeichnung	21.1.1		Model reference; type reference; type number	601-1 2.12.2
Monitoreinheit → Dosismonitoreinheit	22.1		Dose monitor unit	976 A.2.7
Monitorrage	22.4		(Dose) monitor rate	---
Monitorvorwahl → Dosismonitorvorwahl	22.3		Dose monitor preselection	---
Monitorwert → Dosismonitorwert	22.2		Dose monitor value	---
Monte-Carlo-Verfahren	18.3.3.6		Monte Carlo method	---
Motorischer Keilfilter	21.14.3.2.1		Motorized wedge filter	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Moulage	21.12.1		Moulage	---
Nadelstrahlverfahren	18.3.3.4		Pencil beam method	---
Nenn-Energie (bei ELEKTRONENSTRAHLUNG aus TEILCHENBESCHLEUNIGERN)	4.3.4	(6814-2)	Nominal energy	976 A.2.10
Nennfeldgröße	7.5.4		Nominal field size	---
Nennwert der Erzeugungsspannung (bei RÖNTGENSTRAHLUNG aus TEILCHENBESCHLEUNIGERN)	4.3.5.1	(6814-2)	Nominal accelerating voltage (for X-radiations from electron accelerators)	---
Neutronen-Einfangtherapie	14.2.3		Neutron capture radiotherapy	---
Neutronengenerator	20.3.7		Neutron generator	---
Neutronentherapie	14.2.2.2		Neutron beam therapy	---
Neutronentubus	21.9.10		Fixed neutron beam applicator	rm-37-02
Normaler Bestrahlungsabstand (bei BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)	27.4.9		Normal treatment distance	976 A.2.55
Normierte Dosisverteilung	10.2		Normalized dose distribution	---
Not-Ausschalter	19.8.1.3		Emergency switch	---
Notverschluss (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	21.6.2		Emergency shutter (at Gamma-beam therapy equipment)	---
Nutzstrahlung	4.2.2	(6814-2)	Useful radiation	---
Oberflächentherapie	14.3.1		Superficial radiotherapy	rm-21-01
Oberflächentherapieeinrichtung → Röntgen-Oberflächentherapieeinrichtung	20.1.1		Superficial X-ray therapy equipment	---
Offener radioaktiver Stoff	5.5.2		Unsealed radioactive material	976 A.2.58
Paarbildung	---	(6814-2)	(Electron) pair production	393-03-23
Parallelblende	21.9.2		Parallel beam limiting device	---
Parameter-Verifikation	16.7.2		Parameter verification	---
Patienten-Lagerungsvorrichtung	19.4.3		Patient support	---
Patiententisch	19.4.3.1		Patient table	---
Patiententisch-Koordinatensystem "s" (bei ISOZENTRISCHEN PATIENTENTISCHEN)	27.8		Table top coordinate system	61217 2.9
Patiententischplatte	19.4.3.1.1		Table top	---
Patiententischplatten-Koordinatensystem "t"	27.10		Patient support coordinate system	61217 2.7
Perkutane Therapie	14.1.1		Percutaneous radiotherapy	---
Permanente Implantation	14.4.7		Permanent implantation	---
Phantom (in der radiologischen Technik)	8.2	(6814-16)	Phantom (in the field of radiology)	rm 54-01
Photonen	---	(6814-2)	Photon	393-01-06
Photonenstrahlung	4.1.1	(6814-2)	Photon radiation	
Physikalische Dosisverteilung	10	(6814-3)	Physical dose distribution	---
Planungs-Computertomogramm	16.4.2		Planning computer tomogram	---
Planungs-Zielvolumen	12.2.2		Planning target volume	976 A.2.59
Planungsunterlagen	17.1.1.1		Planning documents	---
Positionierung (eines Patienten)	16.2		Positioning (of a patient)	---
Positionierungshilfe	21.17		Positioning device	---
Praktische Reichweite (bei ENERGIEREICHER ELEKTRONENSTRAHLUNG)	4.5.6	(6814-2)	Practical range	976 A.2.15
Primärblende	21.9.5		Primary beam limiting device	---
Primärer Dosismonitor	21.15.1.1		Primary dose monitor	976 A.2.25
Primärer Zeitschalter	21.16.2.1.1		Primary controlling timer	---
Primärstrahlung	4.2.1	(6812-2)	Primary radiation	393-02-18

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Protokolliersystem	18.4.3		Record system	---
Protokollierungsstufe	17.3		Dose evaluation level	---
Protrahierte Strahlenbehandlung	14.4.6		Protracted radiotherapy	---
Prüfbedingungen	-	(6814-16)	Test condition	---
Prüfkörper	8.3.1	(6814-16)	Test body	---
Prüfverfahren	-	(6814-16)	Test procedure	---
Prüfvorrichtung	8.3	(6814-16)	Test device	---
Punktdosis	9.2.1		Point (absorbed) dose	---
Punktstrahler	6.2.1		Point source	---
Qualität		(8402)	Quality	---
Qualitätsforderung		(8402)	Requirement for quality	---
Qualitätsmerkmal	26	(55350-12)	Quality characteristic	---
Qualitätsprüfung	-	(55350-17)	Quality inspection	---
Quasi-unendliches Phantom	8.2.7		Quasi-unlimited phantom	---
Quellenattrappe (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	21.13.3		Sealed source simulator (at afterloading equipment)	393-02-76
Quellenkapsel	21.7		Source capsule	rm-20-16
Quellenperspektive	18.5.1		Beam's eye view	---
Quellenträger (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	21.8		Source carrier	rm-24-03
Racetrack Mikrotron	20.3.3.1		Racetrack microtron	---
Radioaktive Stoffe	5.5	(6814-4)	Radioactive material	393-02-27
Radioaktive Strahlungsquelle	6.1.1		Radioactive source	393-02-71
Radioaktivität	5	(6814-4)	Radioactivity	393-02-26
Radioisotop	5.1.2	(6814-4)	Radioisotope	393-02-38
Radiologisch (im Bereich der MEDIZINISCHEN RADIOLOGIE)	3.2.1		Radiological	---
Radiologische Anlage	19.2		Radiological installation	rm-20-24
Radiologische Einrichtung	19.3		Radiological equipment	rm-20-19
Radiologische Untersuchungseinrichtung	19.3.2		Radiodiagnostic equipment	---
Radiologisches Untersuchungsgerät	19.4.1.2		Radiological examination unit	---
Radionuklid	5.1.1	(6814-4)	Radioactive nuclide	393-02-36
Randblende	21.9.12.3		Confining satellite block	---
Raumfestes Koordinatensystem	27.3		Fixed reference system	61217 2.2
Rechensystem	18.2	(44300-5)	Computer system; data processing system	---
Redundantes Dosismonitorsystem	21.15.1.3		Redundant dose monitor system	976 A.2.24
Redundantes Zeitschaltssystem	21.16.2.1.3		Redundant timing device	---
Referenz-Dosispunkt	17.5.1		ICRU reference point	ICRU50
Referenzdosis	9.2.2		ICRU reference dose	ICRU50
Referenzpunkt → Referenz-Dosispunkt	17.5.1		ICRU reference point	ICRU50
Regelmäßiges Phantom	8.2.2		Regularly-shaped phantom	---
reguläres Feld → reguläres Strahlenfeld	7.3.1		Regular beam	---
Reguläres Strahlenfeld	7.3.1		Regular beam	---
Relative spektrale Teilchenflußdichte	---	(6814-2)	Relative spectral (particle) fluxe	---
Restzeit	23.4		Residual time	---
Risikobereich	12.2.5		Organ at risk	ICRU50
Röntgengerät → Röntgen-Untersuchungsgerät	19.4.1.2.1		X-ray examination unit	---

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Röntgen-Fluoreszenzstrahlung → charakteristische Röntgenstrahlung	4.1.1.1.2	(6814-2)	Characteristic radiation	393-02-16
Röntgen-Oberflächentherapieeinrichtung	20.1.1		Superficial X-ray therapy equipment	---
Röntgen-Tiefentherapieeinrichtung	20.1.2		Deep X-ray therapy equipment	---
Röntgen-Untersuchungsgerät	19.4.1.2.1		X-ray examination unit	---
Röntgenbestrahlungseinrichtung	20.1		X-ray irradiation equipment	---
Röntgeneinrichtung	19.3.2.1		X-ray examination equipment	---
Röntgenstrahlung	4.1.1.1	(6814-2)	X-radiation	393-02-09
Röntgentherapie	14.2.1		X-ray therapy	rm-42-12
Rotationswinkelbereich → Tragarm-Rotationswinkelbereich	27.4.4.1		Gantry angle range	---
Rotationsbestrahlung	15.4.1		Rotation beam irradiation	rm-42-42
Rotationsebene → Tragarm-Rotationsebene	27.4.3		Gantry rotation plane	---
Rückholzeit	23.9		Drive back time	---
Ruheposition (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	25.1.6.2		Resting position (at afterloading equipment)	---
Ruheposition (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)	25.1.6.1		Resting position (at gamm beam therapy equipment)	---
Ruhestellung	25.1.6		Resting state	---
Satellitenblende	21.9.12		Satellite block	---
Schaltraum	19.7.3		Control room	---
Schaltvorgang	25.2		Change of operational state	---
Schattendraht	21.10.1		Delineator wire	---
Schattensektor	15.4.1.3.1		Shadow sector	---
Schrittweite (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)	25.1.7.7		Step length (at afterloading equipment with stepping source)	---
Schrittzeit (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)	23.8		Step time (at afterloading equipment with stepping source)	---
Schutzgehäuse	21.5		Protective housing	---
Schwächung	4.6.3	(6814-2)	Attenuation	393-03-20
Schwächungsfilter	21.14.3		Attenuation filter	---
Sekundärelektron	---	(6814-2)	Secondary electron	393-02-44
Sekundärer Dosismonitor	21.15.1.2		Secondary dose monitor	976 A.2.26
Sekundärer Zeitschalter	21.16.2.1.2		Secondary controlling timer	---
Sekundärstrahlung	4.2.6	(6812-2)	Secondary radiation	393-02-19
Seriennummer → Gerätenummer	21.1.2		Serial number	601-1 2.12.9
Sicherheitsmerkmal	26.1.1		Safety characteristic	---
Sicherheitsschalter (bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN)	19.8.1.1		Safety switch (at radiological installations)	---
Sicherheitsstromkreis (bei radiologischen Anlagen mit Bestrahlungseinrichtungen)	19.8.1.2		Safety circuit (at radiological treatment installations)	---
Sicherheitsstromkreis (bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN)	19.8.1		Safety circuit (at radiological installations)	---
Simulation	16.5		Simulation	---
Simulationsaufnahme	16.5.1		Simulation radiograph	---
Simulator → Therapiesimulator	20.6		Radiotherapy simulator	601-2-29 2.1.111
Simuliertes Strahlenfeld (bei THERAPIESIMULATOREN)	7.1.5		Simulated radiation beam	---
Spektral verteilte Photonenstrahlung	---	(6814-2)	Continuous X radiation	393-02-17

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Spektrale Teilchenfluenz	---	(6814-2)	Spectral (particle) fluence	---
Spektrale Teilchenflußdichte	4.4.1	(6814-2)	Spectral (particle) flux	---
Spektrum	---	(6814-2)	Spectrum (of an ionizing radiation)	393-04-29
Spezifische Aktivität a eines radioaktiven Stoffes	5.2.1	(6814-4)	Specific activity	rm-13-19
Spezifische Dosis	22.5		Dose per monitor unit; dose site coefficient	---
Startposition (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit bewegtem STRAHLER)	25.1.7.3		Start position (at afterloading equipment with stepping source)	---
Startposition (bei TRANSLATIONSBESTRAHLUNGEN)	25.1.7.4		Start position (at translational moving beam irradiation)	---
Stativ	21.2		Stand	---
Stehfeldbestrahlung	15.3		Stationary beam irradiation	---
Stehwellenbeschleuniger.	20.3.1.1		Standing wave linear accelerator	rm-23-05
Stereotaktische Bestrahlung	15.6		Stereotactic irradiation	---
Steuerdaten	18.1.1.2.1		Control data	---
Steuerpult	19.4.2.1		Control panel	---
Steuervorrichtung	19.4.2		Control assembly	---
Störstrahlung	4.2.4	(6814-2)	Stray radiation	rm-11-12
Strahlenbehandlung	13.1		Radiotherapy treatment	---
Strahlenfeld-Fläche	7.3		Beam cross section	---
Strahlenfeld-Isozentrum	27.1		Beam isocentre	---
Strahlenfeld; Feld	7.1	(6814-2)	Beam	393-02-05
Strahlenfeldachse	7.1.1		Radiation beam axis	rm-37-06
Strahlentherapeutische Methode	14		Radiotherapeutic method	---
Strahlentherapeutische Verordnung	17.1.1		Radiotherapeutic prescription	---
Strahlentherapeutischer Bericht	17.2		Radiotherapeutic report	---
Strahlentherapie	3.3		Radiotherapy	rm-40-05
Strahler	6.2		Radiation source assembly	rm-20-05
Strahleraufbewahrungsbehälter (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	21.13.4		Storage container	rm-25-01
Strahlerführung (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN)	21.13.1		Source guide	----
Strahlerkopf	21.4		Radiation head	rm-20-06
Strahlerreihe	6.2.5		Source train	----
Strahlung	3.1	(6814-2)	Radiation	393-02-01
Strahlung ein	25.1.5		Radiation on state; beam on state	---
Strahlung schwerer Teilchen → Hadronenstrahlung	4.1.2.2	(6814-2)	Heavy particle radiation	----
Strahlungsart	4.1	(6814-2)	Radiation type	976 A.2.9
Strahlungsenergie	---	(6814-2)	Radiant energy	393-04-28
Strahlungsfeld	3.1.1	(6814-2)	Radiation field	393-02-78
Strahlungsfeldgrösse	---	(6814-2)	Radiation quantity	rm-13-01
Strahlungsfeldkomponenten	4.2	(6814-2)	Radiation component	----
Strahlungshärte	4.5.1	(6814-2)	Radiation penetrability	---
Strahlungsqualität	4.5	(6814-2)	Radiation quality	rm-13-28
Strahlungsqualitätsindex	4.5.4	(6814-2)	Radiation quality index	---
Strahlungsquelle	6.1	(6814-2)	Radiation source	393-02-23
Streufilter	21.14.4		Beam scattering filter	rm-35-09
Streufiltersystem	21.14.4.1		Scattering filter system	---

Streustrahlung	4.2.5	(6814-2)	Scattered radiation	rm-11-13
----------------	-------	----------	---------------------	----------

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Streuung	4.6.2	(6814-2)	Scattering	393-03-07
Synchrotron	20.3.5		Synchrotron	rm-23-07
Target	6.1.3	(6814-2)	Target	976 A.2.58
Technikraum	19.7.4		Technical room	---
Teilchen	---	(6814-2)	Particle	393-01-01
Teilchenbeschleuniger (in der STRAHLENTHERAPIE)	20.3		Particle accelerator	rm-23-01
Teilchenenergie	4.3.1	(6814-2)	Particle energy	---
Teilchenfluenz	---	(6814-2)	(Particle) fluence	393-04-30
Teilchenflußdichte	4.4	(6814-2)	(particle) fluence rate	393-04-31
Teilrotationsbestrahlung	15.4.1.2		Partial rotation beam irradiation	---
Teilstrahler	6.2.5.1		Partial source	---
Teletherapie	14.1.2		Teleradiotherapy	rm-42-23
Telezentrische Rotationsbestrahlung	15.4.1.5		Telecentric rotation beam irradiation	---
Temporäre Implantation	14.4.8		Temporary implantation	---
Therapeutische Reichweite	4.5.8		Therapeutic range	---
Therapiesimulator	20.6		Radiotherapy simulator	601-2-29 2.1.111
Tiefentherapieeinrichtung → Röntgen-Tiefentherapieeinrichtung	20.1.2		Deep X-ray therapy equipment	---
Tiefendosiskurve	10.6.1.1		Depth dose curve	---
Tiefendosisverteilung	10.6.1		Depth dose distribution	---
Tiefentherapie	14.3.2		Deep radiotherapy	rm-42-02
Tisch Lateralposition → Tisch-Querposition	27.10.6		Lateral position of the table top	---
Tisch-Höhenverschiebung	27.10.1		Vertical displacement of the table top	---
Tisch-Längsposition	27.10.4		Longitudinal position of the table top	---
Tisch-Längsverschiebung	27.10.3		Longitudinal displacement of the table top	---
Tisch-Querposition	27.10.6		Lateral position of the table top	---
Tisch-Querverschiebung	27.10.5		Lateral displacement of the table top	---
Tischhöhe	27.10.2		Vertical position of the table top	---
Tischrotation → isozentrische Tischrotation	27.8.1		Isocentric Rotation of the table top	---
Totaler linearer Schwächungskoeffizient	---	(6814-2)	Total linear attenuation coefficient	393-04-48
Totmanntaster (bei RADIOLOGISCHEN ANLAGEN)	19.8.1.4		Deadman control; motion enable switch (at radiological equipment)	---
Tragarm	21.3		Gantry	---
Tragarm-Koordinatensystem	27.4		Gantry coordinate system	---
Tragarm-Rotationsachse	27.4.1		Gantry rotation axis	---
Tragarm-Rotationsebene	27.4.3		Gantry rotation plane	---
Tragarm-Rotationswinkel	27.4.4		Gantry angle	---
Tragarm-Rotationswinkelbereich	27.4.4.1		Gantry angle range	---
Tragarmrotation	27.4.2		Rotation of the gantry	---
Tragplatte	21.11.1		Block tray	---
Translationsbestrahlung	15.4.2		Translational moving beam irradiation	---
Tumorausbreitungsgebiet	12.1.2		Tumour spread region	---
Tumolvolumen	12.1.1		Gross tumour volume	ICRU50
Typkennzeichnung → Modellkennzeichnung	21.1.1		Model reference; type reference; type number	601-1 2.12.2
Ultraharte Photonenstrahlung	4.5.1.3	(6814-2)	High-energy photon radiation	---
Umschlossene Strahlungsquelle	6.1.1.1		Sealed radioactive source	rm-20-03

deutsch	Abschnitt	Quelle	englisch	Weitere Quellen
Umschlossener radioaktiver Stoff	5.5.1		Sealed source	393-02-72
Unterbrechung	25.2.2		Interruption (of an irradiation)	---
Untersuchungsraum	19.7.2		Examination room	rm-20-22
Variation der Dosisquerverteilung	7.1.4.2		Beam flatness	---
Verifikation	16.7		Verification	---
Verifikationsaufnahme	16.7.1.1		Verification radiograph	---
Verifikationssystem	18.4.2		Verification system	---
Vernichtungsstrahlung	4.1.1.2.1	(6814-4)	Annihilation radiation	393-02-12
verordnete Dosis → verordnete Referenzdosis	9.2.2.2		Prescribed reference dose	---
Verordnete Referenzdosis	9.2.2.2		Prescribed reference dose	---
Verschuß (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	21.6		Shutter (at gamm beam therapy equipment)	rm-24-02
Verschußzeit (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN zur TELETHERAPIE)	23.6		Shutter time (at gamma beam radiotherapy equipment)	---
Verweilzeit (bei AFTERLOADING-EINRICHTUNGEN mit schrittweise bewegtem STRAHLER)	23.3		Dwell time	---
Virtuelle Simulation	16.6		Virtual simulation	---
Virtueller Quellpunkt	6.1.2	(6814-2)	Virtual source point	---
Virtuelles Radiogramm	16.6.1		Virtual radiograph	---
Vollrotationsbestrahlung	15.4.1.1		Complete rotation beam irradiation	---
Vorbereitungsstellung	25.1.3		Preparatory state	rm-84-04
Wahrscheinlichste Energie	---	(6814-2)	Most probably energy	---
Wanderwellenbeschleuniger	20.3.1.2		Travelling wave linear accelerator	rm-23-04
Wartestellung	25.1.2		Stand-by state	rm-84-03
Wechselwirkung	---	(6814-2)	Interaction	---
Weiche Photonenstrahlung	4.5.1.1	(6814-2)	Low-energy photon radiation	---
Weichstrahltherapie	14.2.1.1		Low-voltage X-ray therapy	rm-42-11
Winkelbezogener Monitorwert	22.6		dose per degree	---
Wirksame Kanten des Blendensystems	21.9.3.1		Effective edges (of beam limiting device)	---
Zeitgeber	21.16.1		Timing device	rm-83-03
Zeitmeßgerät	21.16		Clock	---
Zeitschalter	21.16.2		Controlling timer	rm-83-04
Zeitschaltssystem	21.16.2.1		Controlling timer system	---
Zeitvorwahl → Bestrahlungszeitvorwahl	23.1		Preselected time interval	---
Zentralstrahl	7.1.2		Central ray	---
Zerfallskonstante	5.3	(6814-4)	Decay constant	rm-13-17
Zielpunkt (bei ISOZENTRISCHEN BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN)	16.2.1		Set-up point	---
Zielvolumen → Planungs-Zielvolumen	12.2.2		Planning target volume	976 A.2.59
Zubehör	19.5		Accessory	rm-83-06
Zubehörhalter	21.11		Accessory mount	---
Zusatzblende → Satellitenblende	21.9.12		Satellite block	---
Zusatzfilter	21.14.1.3		Added filter	rm-35-02
Zweidimensionales Bestrahlungsplanungssystem	18.4.1.1		Two-dimensional radiotherapy treatment planning system	---
Zweite Halbwertschichtdicke	4.5.3.1	(6814-2)	Second half value layer	---
Zyklotron	20.3.4		Cyclotron	rm-23-07

