

DIN 6875-1

DIN

ICS 11.040.50

**Spezielle Bestrahlungseinrichtungen –
Teil 1: Perkutane stereotaktische Bestrahlung, Kennmerkmale und
besondere Prüfmethoden**

Special radiotherapy equipments –

Part 1: Percutaneous stereotactic radiotherapy, Basic performance characteristics and
essential test methods

Installations d'irradiation spéciales –

Partie 1: Radiothérapie stéréotaxique par voie percutanée, Caractéristiques et méthodes
de contrôle particulières

Gesamtumfang 32 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Inhalt

	Seite
Vorwort	4
1 Anwendungsbereich und Zweck	4
1.1 Anwendungsbereich.....	4
1.2 Zweck.....	5
2 Normative Verweisungen	5
3 Begriffe	5
4 Prinzipielle Anforderungen an Geräte, Prüfinstrumente, BEGLEITDOKUMENTE	7
4.1 STRAHLUNGSEKTEKTOREN.....	7
4.2 Angaben in den Begleitdokumenten.....	7
5 Standardisierte PRÜFBEDINGUNGEN	8
6 KENNMERKMALE dosimetrischer Eigenschaften	8
6.1 ELEKTRONENBESCHLEUNIGER.....	8
6.1.1 DOSISMONITORSYSTEM.....	8
6.1.2 Abhängigkeit der SPEZIFISCHEN DOSIS von der FELDGRÖSSE.....	8
6.1.3 Gewebe-Phantom-Verhältnis.....	9
6.1.4 Normierte Dosisquerprofile.....	10
6.2 GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN.....	10
6.2.1 Abhängigkeit der Dosisleistung von der FELDGRÖSSE.....	11
6.2.2 NORMIERTE DOSISVERTEILUNGEN.....	11
7 KENNMERKMALE geometrischer Eigenschaften	11
7.1 Stereotaktische LOKALISATION.....	11
7.2 ZIELVOLUMEN im STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM.....	12
7.2.1 Koordinatenbestimmung von ZIELPUNKT und ZIELVOLUMEN.....	12
7.2.2 Stabilität des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS und der stereotaktischen Fixierung.....	12
7.3 KENNMERKMALE apparativer Eigenschaften.....	13
7.3.1 ELEKTRONENBESCHLEUNIGER.....	13
7.3.2 GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN.....	15
8 BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME	15
8.1 Datenübertragung vom diagnostischen System zum BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM und Verarbeitung der Daten.....	15
8.1.1 Angaben für den Anwender.....	15
8.1.2 Prüfung.....	15
8.2 Übereinstimmung gemessener mit berechneten Dosisverteilungen.....	16
8.2.1 Angaben für den Anwender.....	16
8.2.2 Prüfung.....	16
8.3 Dosisangaben der BESTRAHLUNGSPLANUNG.....	16
9 Genauigkeit der Bildgebung	16
9.1 Angaben für den Anwender.....	16
9.2 Prüfung.....	17
10 Genauigkeit des Systems (Systemtest)	17
10.1 Systemtest mit unbekannter Position des ZIELPUNKTES unter Einbeziehung der Bildgebung.....	17
10.1.1 Angaben für den Anwender.....	17
10.1.2 Prüfung.....	17
Anhang A (informativ) Gegenwärtiges Konzept zur Dosisspezifikation	19
Anhang B (informativ) Prüfkörper mit Messeinsätzen und Hilfsmittel zur Überprüfung der geometrischen Parameter von ELEKTRONENBESCHLEUNIGER-EINRICHTUNGEN	20
Anhang C (informativ) PHANTOM zur Bildgebungsgenauigkeitsprüfung	22

	Seite
Anhang D (informativ) Geometrische Genauigkeit von Punkten	23
D.1 Prüfmerkmale	23
D.2 PRÜFBEDINGUNG	23
Anhang E (informativ) Darstellung der Angaben über KENNMERKMALE	24
Stichwortverzeichnis	30

Bilder

Bild A.1 — Beispiel eines DOSIS-VOLUMEN-HISTOGRAMMS für das PLANUNGSZIELVOLUMEN (PZV)	19
Bild B.1 — Schematische Darstellung der Prüfanordnung für den Winston-Lutz-Test	20
Bild B.2 — Scheibenförmiger Prüfkörper zur Überprüfung der Anzeige des ISOZENTRUMS durch LICHTZEIGER (Laser)	20
Bild B.3 — Kugelphantom (Durchmesser 160 mm) mit Messeinsätzen	21
Bild C.1 — PHANTOM zur Bildgebungsgenauigkeitsprüfung	22

Tabellen

Tabelle 1 — Bedingungen zur Prüfung der Abhängigkeit der SPEZIFISCHEN DOSIS von der FELDGRÖSSE des Gewebe-Phantomverhältnisses und der Dosisquerprofile	9
Tabelle 2 — Bedingungen zur Bestimmung der Dosisverteilung von überlagerten FELDERN	16

Nur für die Normungsarbeit

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 und der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

Die Norm behandelt die KENNMERKMALE von Systemen für die perkutane STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG von Läsionen im Schädel- und Halsbereich mit PHOTONEN, die durch besonders hohe Anforderungen an die geometrische Genauigkeit der BESTRAHLUNG und einen steilen Energiedosisabfall vom PLANUNGSZIELVOLUMEN zum gesunden Gewebe gekennzeichnet ist, und legt PRÜFVERFAHREN fest. Eingeschlossen sind ebenfalls PRÜFVERFAHREN für BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME und RADIOLOGISCHE UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNGEN (z. B. MR, CT, Angiographie), soweit diese für die Behandlung im Rahmen der geforderten Systemgenauigkeit mitbestimmend sind.

Die Anforderungen an die STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG bezüglich der geometrischen Genauigkeit liegen im Millimeterbereich (0,5 mm bis 2 mm) und unterscheiden sich deshalb von den Anforderungen, die im Allgemeinen bei perkutanen BESTRAHLUNGEN mit ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN oder GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit einer STRAHLUNGSQUELLE an die geometrische Gesamtgenauigkeit gestellt werden. Die geringen Dimensionen der therapeutisch genutzten STRAHLENFELDER erfordern spezielle dosimetrische PRÜFVERFAHREN. Ein wesentliches Ziel der Norm ist die Vergleichbarkeit von KENNMERKMALEN bei Geräten unterschiedlichen Typs und unterschiedlicher Hersteller. Weiterhin enthält die Norm PRÜFVERFAHREN und PRÜFBEDINGUNGEN für die Prüfung des Gesamtsystems.

PRÜFVERFAHREN, die von denen in dieser Norm beschriebenen abweichen, dürfen verwendet werden, wenn sichergestellt ist, dass sie höchstens gleiche Messunsicherheit liefern.

Soweit notwendig, werden in dieser Norm neue Begriffe definiert, wenn diese nicht in anderen DIN-Normen enthalten sind oder einer Erweiterung der Definition bedürfen.

Für den Anwendungsbereich dieser Norm bestehen keine entsprechenden regionalen oder internationalen Normen.

1 Anwendungsbereich und Zweck

1.1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt nur für BESTRAHLUNGSTECHNIKEN, bei welchen ein STEREOTAKTISCHES KOORDINATENSYSTEM verwendet wird.

Diese Norm gilt nur für Systeme zur perkutanen STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG mit PHOTONEN im Kopf- und Halsbereich.

Diese Norm gilt für BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN, die ein STRAHLENFELD-ISOZENTRUM aufweisen.

Die Norm gilt für ELEKTRONENBESCHLEUNIGER, die für STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN eingesetzt werden, und RÖNTGENSTRAHLUNG mit Nennwerten der Erzeugungsspannung von 1 MV bis 50 MV (typisch verwendet: 4 MV bis 18 MV) mit einer KENNDOSISLEISTUNG zwischen $0,005 \text{ Gy s}^{-1}$ und $0,5 \text{ Gy s}^{-1}$.

Diese Norm gilt für GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen STRAHLUNGSQUELLEN, die für stereotaktische perkutane KLEINRAUMBESTRAHLUNG eingesetzt werden, wobei die Gammastrahlung Energien zwischen 0,5 MeV bis 1,5 MeV aufweist und im ISOZENTRUM eine ENERGIEDOSISLEISTUNG zwischen $0,005 \text{ Gy s}^{-1}$ bis $0,5 \text{ Gy s}^{-1}$ erzeugt wird.

Diese Norm bezieht sich auch auf die BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME, stereotaktische Instrumente, wie z. B. den STEREOTAKTISCHEN RAHMEN, und auf RADIOLOGISCHE UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNGEN, wie MR, CT und Angiographie, soweit diese für die Behandlung der geforderten Systemgenauigkeit mitbestimmend sind.

Die vorliegende Norm beschreibt KENNMERKMALE sowie die zugehörigen PRÜFBEDINGUNGEN und PRÜFVERFAHREN, die bei der ABNAHMEPRÜFUNG eines Systems zur stereotaktischen perkutanen KLEINRAUMBESTRAHLUNG zu berücksichtigen sind. Bezüglich der KENNMERKMALE geometrischer Eigenschaften müssen die PRÜFVERFAHREN eine ausreichend geringe Messunsicherheit aufweisen.

1.2 Zweck

Zweck dieser Norm ist, KENNMERKMALE für Systeme zur perkutanen STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG anzugeben und entsprechende PRÜFVERFAHREN zu beschreiben.

Zweck dieser Norm ist weiterhin, Grundlagen für KONSTANZPRÜFUNGEN zu schaffen.

2 Normative Verweisungen

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

DIN 6800-2, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Ionisationsdosimetrie.*

DIN 6800-5, *Dosismessverfahren in der radiologischen Technik — Thermolumineszenz-Dosimetrie.*

DIN 6809-1, *Klinische Dosimetrie — Ermittlung der Strahlungsqualität von Röntgenstrahlung mit Erzeugungsspannungen bis 400 kV.*

DIN 6814-3, *Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik — Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten.*

DIN 6814-8, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 8: Strahlentherapie.*

DIN 6846-5, *Medizinische Gammabestrahlungsanlagen — Konstanzprüfungen apparativer Qualitätsmerkmale.*

DIN 6847-4, *Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen — Apparative Qualitätsmerkmale.*

DIN 6847-5, *Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen — Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen.*

DIN 6873-5, *Bestrahlungsplanungssysteme — Konstanzprüfung von Qualitätsmerkmalen.*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieser Norm gelten die in DIN 6814-8 angegebenen und die folgenden Begriffe.

3.1

Einzel-Strahlenfeld

GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen Strahlungsquellen von Strahlung erfüllter räumlicher Bereich, der innerhalb der vom virtuellen Quellpunkt einer einzelnen STRAHLUNGSQUELLE ausgehenden, die wirksamen Kanten der zugehörigen BLENDE schneidenden geometrischen Strahlen liegt

3.2

Zentralachse eines EINZEL-STRAHLENFELDES

Zentralachse

Strahlenfeldachse eines EINZEL-STRAHLENFELDES

3.3

Strahlenfeld-Isozentrum; Isozentrum

ELEKTRONENBESCHLEUNIGER-EINRICHTUNGEN

Mittelpunkt der kleinsten Kugel, durch die bei Einbeziehung aller TRAGARM-ROTATIONSWINKEL, gegebenenfalls aller BLENDENDREHWINKEL für die angewandte STRAHLUNGSART UND -ENERGIE, die ZENTRALACHSE verläuft bzw. die die ZENTRALACHSE tangiert

ANMERKUNG Für stereotaktische Bestrahlungen ist die isozentrische Tischrotation zu berücksichtigen.

GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen Strahlungsquellen

Mittelpunkt der kleinsten Kugel, durch die die ZENTRALACHSEN aller EINZEL-STRAHLENFELDER unter Einbeziehung aller angewendeten BLENDE verläuft bzw. die eine ZENTRALACHSE tangiert

3.4

stereotaktisches Koordinatensystem

KOORDINATENSYSTEM, das durch mindestens drei Punkte eindeutig mit dem STEREOTAKTISCHEN RAHMEN verbunden ist

ANMERKUNG 1 Durch Fixierung des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS am Patienten sind jedem Punkt im PLANUNGSZIEL-VOLUMEN (PZV) eineindeutig Koordinaten zugeordnet.

ANMERKUNG 2 Als STEREOTAKTISCHE KOORDINATENSYSTEME werden üblicherweise dreidimensionale kartesische KOORDINATENSYSTEME verwendet.

ANMERKUNG 3 STEREOTAKTISCHE KOORDINATENSYSTEME können auch durch andere Systeme als einen STEREOTAKTISCHEN RAHMEN definiert werden (rahmenlose Systeme).

3.5

stereotaktischer Rahmen

Basissystem für stereotaktische Instrumente (z. B. Lokalisatoren, Sondenführungssysteme und Positioniergeräte), das am Patienten fixiert wird, das Bezugssystem für das STEREOTAKTISCHE KOORDINATENSYSTEM darstellt, kompatibel mit den verwendeten RADIOLOGISCHEN UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNGEN ist und eine artefaktarme Bildgebung im interessierenden Volumen erlaubt

ANMERKUNG 1 Der STEREOTAKTISCHE RAHMEN ist üblicherweise ein Ring mit ausreichend großer Formstabilität.

ANMERKUNG 2 Der STEREOTAKTISCHE RAHMEN dient auch zur Fixierung des Patienten an der RADIOLOGISCHEN UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNG und an der BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG.

3.6

INVASIVE FIXIERUNG

Fixierung des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS am Schädelknochen des Patienten, sodass zwischen dem STEREOTAKTISCHEN RAHMEN und dem PZV für die Dauer der Behandlung (vom Beginn der Bildgebung bis zum Abschluss der BESTRAHLUNG) eine starre und geometrisch eineindeutige Beziehung besteht

ANMERKUNG Eine identische invasive Refixierung des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS am Patienten ist ohne entsprechende Vorkehrungen (z. B. Implantate im Knochen) nicht möglich.

3.7

NICHT INVASIVE FIXIERUNG

Fixierung des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS am Kopf des Patienten, z. B. mittels individueller Maske oder Beißblock, sodass zwischen dem STEREOTAKTISCHEN RAHMEN und dem PZV für die Dauer der Behandlung (vom Beginn der Bildgebung bis zum Abschluss der BESTRAHLUNG) eine möglichst starre und geometrisch eindeutige Beziehung besteht

ANMERKUNG Bei der NICHT INVASIVEN FIXIERUNG ist wegen der Bewegungsmöglichkeiten des Patienten in der Fixierung die geometrische Beziehung zwischen dem STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM und dem PZV weniger genau als bei fester Fixierung.

3.8

STEREOTAKTISCHER LOKALISATOR

am STEREOTAKTISCHEN RAHMEN geometrisch eindeutig montierbarer Aufsatz zur Bestimmung der Beziehung zwischen Bildkoordinaten und stereotaktischen Koordinaten und enthält abbildbare Objekte (en: *fiducials*), aus deren Position in den Bildern die Koordinaten eines Bildpunktes im STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM in linearer Näherung bestimmt werden können

ANMERKUNG Der STEREOTAKTISCHE LOKALISATOR ist wie der STEREOTAKTISCHE RAHMEN kompatibel mit den verwendeten RADIOLOGISCHEN UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNGEN und erlaubt eine artefaktarme Bildgebung, besonders im Bereich des Zielvolumens.

3.9

STEREOTAKTISCHES POSITIONIERGERÄT

am STEREOTAKTISCHEN RAHMEN geometrisch eindeutig montierbare Vorrichtung zur Justierung von ZIELPUNKTEN mit bekannten stereotaktischen Koordinaten auf das ISOZENTRUM des BESTRAHLUNGSGERÄT

ANMERKUNG Das stereotaktische Positionierungsgerät dient auch zur Ausrichtung der Achsen des STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEMS zu dem KOORDINATENSYSTEM, dessen Achsen parallel zu denen des raumfesten KOORDINATENSYSTEMS verlaufen und dessen Ursprung im STRAHLENFELD-ISOZENTRUM liegt.

4 Prinzipielle Anforderungen an Geräte, Prüfinstrumente, BEGLEITDOKUMENTE

4.1 STRAHLUNGSDETEKTOREN

Hinausgehend über die üblichen Anforderungen an STRAHLUNGSDETEKTOREN muss das räumliche Auflösungsvermögen klein sein gegen die Abmessungen der verwendeten STRAHLENFELDER. Allgemein wird empfohlen, vergleichende Messungen mit unterschiedlichen STRAHLUNGSDETEKTOREN durchzuführen.

ANMERKUNG Als STRAHLUNGSDETEKTOREN bewährt haben sich unter anderem kleinvolumige Ionisationskammern, Halbleiter- und Diamantdetektoren, Thermolumineszenzdosimeter radiochrome Filme und Alanindetektoren.

4.2 Angaben in den Begleitdokumenten

Die Angaben in den BEGLEITDOKUMENTEN müssen den Anforderungen des Medizinproduktegesetzes (MPG) genügen.

Die BEGLEITDOKUMENTE müssen auch Merkmalswerte der KENNMERKMALE enthalten.

Soweit die BEGLEITDOKUMENTE für die in dieser Norm beschriebenen KENNMERKMALE keine Merkmalswerte enthalten, müssen diese vor Aufnahme des klinischen Betriebes vom Anwender ermittelt werden.

ANMERKUNG Bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN wird üblicherweise das ZUBEHÖR für das stereotaktische System von einem anderen Hersteller geliefert. Daher sind Herstellerangaben in den Begleitpapieren nur für dieses ZUBEHÖR vorhanden.

5 Standardisierte PRÜFBEDINGUNGEN

Falls nicht anders festgelegt, müssen zur Ermittlung der Werte der KENNMERKMALE, soweit diese über die Anforderungen nach DIN 6847-4 und die PRÜFBEDINGUNGEN nach DIN 6847-5 und DIN 6846-5 hinausgehen, standardisierte PRÜFBEDINGUNGEN gewählt werden. Angaben über die Resultate der Prüfungen müssen Angaben über die Messunsicherheiten, wie z. B. Standardabweichung und Nachweisgrenzen enthalten.

BESTRAHLUNGEN zur Bestimmung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG (auch hinsichtlich der Lage) im bestrahlten VOLUMEN sind unter denselben Bedingungen, wie bei der Patientenbestrahlung durchzuführen. Dabei müssen die bei der BESTRAHLUNG verwendeten RADIOLOGISCHEN UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNGEN (CT, MR, Angiographie) in die Prüfung mit einbezogen werden.

Als PHANTOM muss ein HOMOGENES, regelmäßiges PHANTOM (Kugel) mit der Möglichkeit zur Einbringung von STRAHLUNGSEKTEKTOREN im zentralen Bereich (Beispiele siehe Anhang C) verwendet werden.

Verstellungen von Regelgrößen während des Ablaufs einer beliebigen Prüfung sind nur dann erlaubt, wenn sie dem Anwender üblicherweise zugänglich sind und als bestimmungsgemäßer Bestandteil des Bestrahlungsbetriebs angesehen werden können.

6 KENNMERKMALE dosimetrischer Eigenschaften

6.1 ELEKTRONENBESCHLEUNIGER

Bei stereotaktischen KLEINRAUMBESTRAHLUNGEN, die mit einem ELEKTRONENBESCHLEUNIGER durchgeführt werden, werden zur Einblendung der STRAHLENFELDER meist Satellitenblenden eingesetzt. Die Satellitenblenden können entweder aus einem Satz von BLENDEN ausgewählt werden, mit denen STRAHLENFELDER mit kreisförmigen Strahlenfeldflächen unterschiedlichen Durchmessers eingeblendet werden, oder es kommen INDIVIDUALBLENDEN oder LAMELLENBLENDEN zur Anwendung. Die STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN kennzeichnenden steilen Dosisgradienten am Rand des PLANUNGSZIELVOLUMENS werden durch geeignete Konstruktion der BLENDEN und BESTRAHLUNGSTECHNIKEN erzielt.

Die KENNMERKMALE sind spezifisch für das jeweilige System und müssen deshalb vor Aufnahme des klinischen Betriebs vom Anwender ermittelt werden.

6.1.1 DOSISMONITORSYSTEM

Das DOSISMONITORSYSTEM des ELEKTRONENBESCHLEUNIGERS wird auch für die STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNGEN verwendet. Es sind keine weiteren als die in Abschnitt 5 von DIN 6847-4 beschriebenen KENNMERKMALE erforderlich.

6.1.2 Abhängigkeit der SPEZIFISCHEN DOSIS von der FELDGRÖSSE

Die SPEZIFISCHE DOSIS ist bei kleinen FELDERN stark von der FELDGRÖSSE abhängig. Diese Abhängigkeit kann durch den totalen Streufaktor beschrieben werden, der als Quotient aus Dosis bei gegebener Blendeneinstellung und Dosis unter Kalibrierbedingungen des Dosismonitors definiert ist, und damit die Feldgrößenabhängigkeit von Strahlerkopf und Phantomstreuung widerspiegelt.

6.1.2.1 Angaben für den Anwender

Die SPEZIFISCHE DOSIS muss für jeden Satz von PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 angegeben werden.

6.1.2.2 Prüfung

Für jeden Satz von PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 sind BESTRAHLUNGEN eines geeigneten STRAHLUNGSDETEKTORS in einem quasi-unendlichen Wasserphantom unter den standardisierten PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 durchzuführen. Die relative SPEZIFISCHE DOSIS wird als das Verhältnis der Anzeigen des STRAHLUNGSDETEKTORS mit BLENDE zu der unter Kalibrierbedingungen bestimmt. Für diese Messung muss die Blendenöffnung der BETRIEBSBLENDE für jede verwendete BLENDE auf einem festen Wert gehalten werden.

Unter jeder PRÜFBEDINGUNG nach Tabelle 1 ist in einem quasi-unendlichen Wasserphantom die relative SPEZIFISCHE DOSIS $D_{M,rel}$ zu bestimmen:

$$D_{M,rel} = D_M(z_R, F) / D_M^0$$

Dabei ist:

$D_M(z_R, F)$ die SPEZIFISCHE DOSIS auf der ZENTRALACHSE in der REFERENZTIEFE z_R die bei dem verwendeten BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM angegeben werden muss, bei der FELDGRÖSSE F ; der Messort liegt im STRAHLENFELD-ISOZENTRUM;

D_M^0 die SPEZIFISCHE DOSIS unter den Kalibrierbedingungen des DOSISMONITORS.

ANMERKUNG Die spezifische Dosis für beliebige Bedingungen und der totale Streufaktor sind ineinander umrechenbar nach (DIN 6809-6):

$$D_M(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\}) = D_{M,0} * S_t(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\})$$

Feldgrößenparametersatz für die Strahlerkopfstreuung $\{v_{k,i}\}$ ist die Zusammenfassung aller feldgrößenbestimmenden, linearen Abmessungen, die die Strahlerkopfstreuung beeinflussen.

Feldgrößenparametersatz für die Phantomstreuung $\{v_{p,i}\}$ ist die Zusammenfassung aller feldgrößenbestimmenden, linearen Abmessungen, die die Phantomstreuung beeinflussen.

Tabelle 1 — Bedingungen zur Prüfung der Abhängigkeit der SPEZIFISCHEN DOSIS von der FELDGRÖSSE, des Gewebe-Phantomverhältnisses und der Dosisquerprofile

Art der BLENDE	FELDGRÖSSE
Feste BLENDE	Jede verwendete
LAMELLENBLENDE	Minimale und maximale verwendete, sowie eine mittlere, rechteckige mit dem Seitenverhältnis 2:1

6.1.3 Gewebe-Phantom-Verhältnis

6.1.3.1 Angaben für den Anwender

Die BEGLEITDOKUMENTE müssen Diagramme des Gewebe-Phantom-Verhältnisses für jede der PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 enthalten.

6.1.3.2 Prüfung

Für jeden Satz von PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 muss das Gewebe-Phantom-Verhältnis

$$T(z, \{v_{p,i}\}) = D(z, \{v_{p,i}\}) / D(z_R, \{v_{p,i}\})$$

in einem quasi-unendlichen Wasserphantom bestimmt werden.

Dabei ist:

- $T(z, \{v_{p,i}\})$ das Gewebe-Phantom-Verhältnis in der Tiefe z und dem festen FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$;
- $D(z, \{v_{p,i}\})$ die WASSERENERGIEDOSIS in der Tiefe z und dem festen FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$;
- $D(z_R, \{v_{p,i}\})$ die WASSERENERGIEDOSIS in der REFERENZTIEFE z_R und dem festen FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$.

Der STRAHLUNGSDETEKTOR befindet sich dabei auf der ZENTRALACHSE; der Messort liegt im STRAHLENFELD-ISOZENTRUM. Die Blendenöffnungen der BETRIEBSBLENDE müssen bei diesen Messungen den selben Wert wie bei der Bestimmung der SPEZIFISCHEN DOSIS haben. Zusätzlich ist bei LAMELLENBLENDE für beliebige Feldformen und -größen stichprobenartig zu überprüfen, inwieweit berechnete TIEFENDOSISVERTEILUNGEN aus dem BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM die gemessenen TIEFENDOSISVERTEILUNGEN richtig wiedergeben.

6.1.4 Normierte Dosisquerprofile

Normierte Dosisquerprofile beziehen sich auf den Wert der WASSERENERGIEDOSIS im STRAHLENFELD-ISOZENTRUM.

6.1.4.1 Angaben für den Anwender

Die BEGLEITDOKUMENTE müssen Diagramme der Dosisquerprofile für jede der PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 enthalten.

6.1.4.2 Prüfung

Für jede der PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 müssen normierte Dosisquerprofile mit ausreichend hoher räumlicher Auflösung gemessen werden.

6.2 GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN

Bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen STRAHLUNGSQUELLEN zur STEREOTAKTISCHEN BE-STRALUNG können üblicherweise unterschiedliche Sätze gleichgearteter, auf einem gemeinsamen Träger („Helm“) montierte BLENDE so angebracht werden, dass je eine der BLENDE vor jeder der STRAHLUNGS-QUELLEN positioniert wird. Dadurch können von jeder Strahlungsquelle-Blende-Kombination EINZEL-STRAHLENFELDER erzeugt werden, deren ZENTRALACHSEN sich – idealisiert – im STRAHLENFELD-ISOZENTRUM schneiden.

Zur Veränderung des Durchmessers der feldbestimmenden ISODOSENFLÄCHE wird jeweils der Blendenträger, dessen gleichgeartete Einzelblenden den Strahlenfelddurchmesser bestimmen, ausgewechselt.

Zur Veränderung der Dosisverteilung können beliebig viele BLENDE verschlossen werden.

ANMERKUNG 1 Die FELDGRÖSSE bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen STRAHLUNGSQUELLEN wird meist abweichend von anderen BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN definiert durch den Durchmesser der 80%-Isodosenkurve. Die Dosis wird auf die MAXIMALDOSIS bezogen.

ANMERKUNG 2 Üblicherweise stehen vier verschiedene Blendenträger zur Verfügung.

ANMERKUNG 3 Die Dosis wird bestimmt durch die BESTRAHLUNGSZEIT entsprechend DIN 6846-1 und DIN 6846-5 sowie die Dosisleistung, abhängig vom Durchmesser und der Anzahl der offenen BLENDE.

6.2.1 Abhängigkeit der Dosisleistung von der FELDGRÖSSE

6.2.1.1 Angaben für den Anwender

Für die verschiedenen Strahlenfelddurchmesser (typisch für GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen STRAHLUNGSQUELLEN 4 mm, 8 mm, 14 mm und 18 mm) muss die Wasser-Energiedosisleistung bezogen auf die Wasser-Energiedosisleistung bei Verwendung der größten BLENDE angegeben werden.

6.2.1.2 Prüfung

Für alle BLENDENSÄTZE sind MESSUNGEN DER WASSER-ENERGIEDOSIS in einem Kugelphantom (siehe Anhang B) unter standardisierten PRÜFBEDINGUNGEN durchzuführen.

6.2.2 NORMIERTE DOSISVERTEILUNGEN

6.2.2.1 Angaben für den Anwender

Für alle zur Verfügung stehenden BLENDENSÄTZE sind die ISODOSENKURVEN in den drei durch das STEREOTAKTISCHE KOORDINATENSYSTEM gegebenen, orthogonalen Ebenen und deren Abweichungen von den durch das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM berechneten anzugeben.

6.2.2.2 Prüfung

Mit einer für eine Behandlung typischen Dosis wird ein zentral im PHANTOM fixierter Film in mindestens zwei Ebenen pro Blendenträger bestrahlt. Die ISODOSENKURVEN mindestens 80 %, 50 %, 20 % werden densitometrisch bestimmt. Das Maß für die Abweichung ist der maximale Abstand der berechneten zu den gemessenen ISODOSENKURVEN in Millimetern. Alle Dosisbestimmungen sind im ISOZENTRUM durchzuführen. Das ISOZENTRUM soll im Mittelpunkt des Kugelphantoms liegen.

7 KENNMERKMALE geometrischer Eigenschaften

In der stereotaktischen, perkutanen KLEINRAUMBESTRAHLUNG ist die räumliche (geometrische) Genauigkeit für die Dosisapplikation von größter Bedeutung. Es sind insbesondere drei Einflussfaktoren für die insgesamt erreichbare geometrische Genauigkeit bestimmend:

- die Messunsicherheit, mit der die Koordinaten eines Bildpunktes im STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM bestimmt werden können;
- die Unsicherheit bei der Positionierung des Patienten;
- die Genauigkeit der BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG.

Entsprechend dieser Einflussgrößen werden die folgenden KENNMERKMALE beschrieben.

ANMERKUNG Unter der Genauigkeit der Bestrahlungseinrichtung wird die Abweichung einer erwarteten PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG von der tatsächlich erzeugten verstanden.

7.1 Stereotaktische LOKALISATION

Dosisberechnung und Visualisierung bei einer STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG müssen auf einem tomographischen dreidimensionalen Bilddatensatz aufbauen. Das ZIELVOLUMEN kann aus tomographischen Bilddaten oder aus Röntgenaufnahmen (Angiographien) bestimmt werden. Bei angiographischer LOKALISATION ist das ZIELVOLUMEN in einen tomographischen Datensatz zu übertragen. Die Beziehung zwischen Bildkoordinaten und stereotaktischen Koordinaten in linearer Näherung muss mittels STEREOTAKTISCHER LOKALISATOREN ermittelt werden. Die Beziehung zwischen Bildkoordinaten und stereotaktischen Koordinaten muss folgende

Abbildungsparameter umfassen: Skalierung (Voxelgröße), Scherung bzw. Schiefwinkligkeit, Translation, Rotation und Zentralprojektion (perspektivische Projektion). Sofern nicht lineare Anteile bei der Abbildungsgeometrie (Verzeichnungen) von Bedeutung sind, müssen sie mit geeigneten PHANTOMEN bestimmt werden (die Patientenbilder müssen entsprechend verzeichnungskorrigiert sein).

ANMERKUNG 1 Digitale Subtraktions-Angiographie und Magnetresonanztomographie zeigen zum Teil stark ausgeprägte nicht lineare geometrische Bildverzeichnungen.

ANMERKUNG 2 Bei Magnetresonanztomographie sollten die Abbildungsparameter so gewählt werden, dass möglichst geringe Lokalisationsfehler durch Artefakte und nicht lineare Verzeichnungen entstehen. Patientenabhängige Verzeichnungen (z. B. Suszeptibilitätsartefakte) sind durch Phantommessungen allein nicht korrigierbar.

7.2 ZIELVOLUMEN IM STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM

7.2.1 Koordinatenbestimmung von ZIELPUNKT und ZIELVOLUMEN

Die Bestimmung von Koordinatenwerten vom ZIELPUNKT und ZIELVOLUMEN IM STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM wird durch bildgebende Verfahren und unter Verwendung von STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOREN erreicht, wobei sich die Position der STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOREN auf den STEREOTAKTISCHEN RAHMEN bezieht. Ein weiteres wichtiges Hilfsmittel in diesem Verfahren ist das Softwaremodul, durch welches über die Darstellung der STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOREN die Lage der diagnostischen Schnittbilder im STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM definiert werden. Ungenauigkeiten werden u. a. durch die bildgebenden Verfahren selbst, durch die STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOREN oder durch die verwendete Lokalisationssoftware verursacht.

7.2.1.1 Angaben für den Anwender

Jede Methode zur stereotaktischen LOKALISATION besitzt eine charakteristische Genauigkeit. Vor Aufnahme des klinischen Betriebs müssen die Werte über die räumliche Genauigkeit der benutzten Methode ermittelt werden.

ANMERKUNG Die Angabe zur Genauigkeit kann beispielsweise durch die Angabe der drei in Anhang D beschriebenen Parameter erfolgen.

7.2.1.2 Prüfung

Es werden Testpunkte, die in dem jeweils zu prüfenden Bildgebungsverfahren gut sichtbar sind, entweder am STEREOTAKTISCHEN RAHMEN selbst befestigt oder mithilfe eines PHANTOMS mit fixiertem Rahmen vorbereitet. Die Koordinaten im stereotaktischen System werden als bekannt vorausgesetzt. Bei CT oder MR werden dann, entsprechend der bei der Untersuchung verwendeten Sequenz, Bilder aufgenommen und in das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM übertragen. Schließlich wird das Lokalisationsverfahren zur Koordinatengewinnung angewendet, es werden die Koordinaten des Testpunktes bestimmt und mit den bekannten Koordinatenwerten verglichen. Die Abweichungen sind in Millimetern anzugeben.

ANMERKUNG Da die Koordinatengewinnung aus Direktradiographien bei Beachtung entsprechender Methoden sehr genau ist, kann dieses Verfahren als Referenzverfahren im Vergleich zu den Verfahren mit CT oder MR verwendet werden.

7.2.2 Stabilität des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS und der stereotaktischen Fixierung

ANMERKUNG Die Formstabilität des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS während der Dauer der Behandlung ist eine der Voraussetzungen dafür, dass die Koordinaten eines Bildpunktes im STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM sich nicht verändern.

7.2.2.1 Angaben für den Anwender

Der für die INVASIVE FIXIERUNG benutzte Rahmen kann sich beim Anlegen am Patienten verformen. Vor Aufnahme des klinischen Betriebs muss vom Anwender die dadurch verursachte Ungenauigkeit ermittelt werden.

7.2.2.2 Prüfung

Bei der INVASIVEN FIXIERUNG erfolgt die Prüfung anhand eines PHANTOMS entsprechend 7.2.1.2. Dabei wird ein Vergleich der Ergebnisse bei mindestens zwei unterschiedlichen Anpressdrücken durchgeführt.

Bei der NICHT INVASIVEN FIXIERUNG muss die Streuung der Koordinaten eines repräsentativen Messpunktes in einem PHANTOM nach wiederholter Fixierung bestimmt werden. Die Messung erfolgt entsprechend 7.2.1.2.

7.3 KENNMERKMALE apparativer Eigenschaften

7.3.1 ELEKTRONENBESCHLEUNIGER

Bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN werden STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN durchgeführt. Sie bestehen aus einer Überlagerung von Einzelbestrahlungen bei unterschiedlichen Winkelmstellungen des TRAGARMS und des PATIENTENTISCHES. In idealer Weise müssen sich hierfür die TRAGARM-ROTATIONSACHSE und die Rotationsachse des PATIENTENTISCHES sowie die ZENTRALACHSE des verwendeten FELDES in einem Punkt, dem ISOZENTRUM, treffen. Die gleiche Anforderung gilt beim Einsatz von LAMELLENBLENDEN und INDIVIDUALBLENDEN.

Hierbei muss zusätzlich auf die Genauigkeit der Blendendrehachse geachtet werden.

Diese KENNMERKMALE sind spezifisch für das jeweilige System und müssen vor Aufnahme des klinischen Betriebs vom Anwender ermittelt werden.

7.3.1.1 Abstand der TRAGARM-ROTATIONSACHSE von der Achse der ISOZENTRISCHEN TISCHROTATION

7.3.1.1.1 Angaben für den Anwender

Der Abstand der TRAGARM-ROTATIONSACHSE von der isozentrischen Drehachse des PATIENTENTISCHES muss in Millimetern angegeben werden.

7.3.1.1.2 Prüfung

- Auf dem PATIENTENTISCH wird ein in zwei Richtungen verfahrbarer Kreuzschlitten positioniert.
- Auf dem Kreuzschlitten befindet sich ein senkrecht angebrachter Zeiger (Tischzeiger). Die Spitze des Zeigers wird auf das ISOZENTRUM justiert.
- Der Markierungsspitze unmittelbar gegenüber befindet sich die Spitze eines zweiten Zeigers, der in Richtung der ZENTRALACHSE am STATIV angebracht ist (Stativzeiger).
- Beginnend bei einer Tragarmposition von 0° wird nun durch Rotation des Tisches derjenige Punkt festgestellt, der möglichst genau auf der Rotationsachse des PATIENTENTISCHES liegt und der Tischzeiger dann auf diesen Punkt justiert.
- Als nächstes wird der TRAGARM auf $+90^\circ$ und 270° gedreht. Der Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen den Positionen des Stativzeigers bei beiden Drehungen markiert einen Punkt auf der Rotationsachse des STATIVS.
- Nun wird der Tischzeiger in diesen Punkt justiert und gleichzeitig die Weglänge der Verfahrrichtung gemessen. Die gemessene Weglänge gibt den kleinsten Abstand der beiden Drehachsen an.

7.3.1.2 Radius der ISOZENTRUMSKUGEL

Dieser Radius entspricht dem Radius der Kugel, die das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM festlegt.

7.3.1.2.1 Angaben für den Anwender

Vor Aufnahme des klinischen Betriebs muss vom Anwender der Radius der ISOZENTRUMSKUGEL ermittelt werden, wenn dieser nicht in den Begleitpapieren enthalten ist. Dieser Wert muss in Millimetern angegeben werden.

7.3.1.2.2 Prüfung

- a) Prüfung analog zu 10.1.2 von DIN 6847-4 zur Feststellung des Abstandes einer ZENTRALACHSE vom ISOZENTRUM.
- b) Alternatives PRÜFVERFAHREN (Winston-Lutz-Test, Anhang B, Bild B.1): Eine kleine Metallkugel wird auf dem PATIENTENTISCH unabhängig vom TRAGARM im ISOZENTRUM positioniert. Bei einer Anzahl von mindestens acht nicht koplanaren Einstrahlungsrichtungen werden radiographische Aufnahmen mit einem kleinen STRAHLENFELD angefertigt. Nach Korrektur der Projektionsvergrößerung wird auf jeder bestrahlten Aufnahme der Abstand zwischen dem Mittelpunkt der abgebildeten Metallkugel und der ZENTRALACHSE des STRAHLENFELDES festgestellt. Als Radius der ISOZENTRUMSKUGEL wird das Maximum aller Abstände in Millimetern bestimmt.

7.3.1.3 Anzeige des ISOZENTRUMS

7.3.1.3.1 Angabe für den Anwender

Die Abweichung der Anzeige des ISOZENTRUMS muss in drei orthogonalen Ebenen des Raumkoordinatensystems in Millimetern angegeben werden.

7.3.1.3.2 Prüfung

Die Lage des ISOZENTRUMS wird üblicherweise mit einem Lichtzeiger (Lasersystem) angezeigt.

In diesem Fall wird das folgende PRÜFVERFAHREN empfohlen. Hierbei kommt der exakten Horizontalität und Vertikalität der Ebenen, die durch die Laserlinien definiert werden, eine besondere Bedeutung für die präzise Patientenpositionierung zu.

- a) Zunächst wird die exakte Ausrichtung der Laserlinien bezüglich Horizontalität und Vertikalität mittels Wasserwaage und Senkblei hergestellt.
- b) Ein kleiner scheibenförmiger Prüfkörper (Anhang B, Bild B.2), in dem ein radiographischer Film enthalten ist, wird in vertikaler Lage senkrecht zur TRAGARM-ROTATIONSACHSE in das von den Laserlinien angezeigte ISOZENTRUM gebracht. Auf den Außenflächen des PHANTOMS sind senkrechte und waagerechte Linien angebracht. Auf der zum Film parallelen Außenfläche ist im Kreuzungspunkt dieser Linien ein kleines Loch gebohrt, das die Einführung einer Nadelspitze bis zur Filmebene gestattet. Auf der zur Filmebene senkrechten Außenfläche markiert eine Linie die Filmebene.
- c) Die Markierungslinien und deren Kreuzungspunkte auf dem PHANTOM werden exakt auf das ISOZENTRUM justiert. Danach wird die Lage des von den Laserlinien angezeigte ISOZENTRUM mit der Nadelspitze auf dem Film markiert und eine MEHREBENEN-ROTATIONSBESTRAHLUNG mit einem kleinen kreisförmigen FELD durchgeführt. Im Falle von LAMELLENBLENDE ist ein kleines quadratisches und bezüglich des Zentralstrahls ein symmetrisches FELD zu verwenden.
- d) Auf den Filmen wird nun der Abstand zwischen der Anzeige des ISOZENTRUMS und dem Mittelpunkt der Verteilung der OPTISCHEN DICHTES festgestellt und in Millimetern angegeben.
- e) Diese Prozedur muss bei horizontaler Lage der PHANTOMS wiederholt werden.

7.3.2 GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN

7.3.2.1 Abstand des geometrischen Zentrums zum ISOZENTRUM

7.3.2.1.1 Angaben für den Anwender

Der Punkt des mechanischen Zentrums ist durch ein Werkzeug (Lehre) anzuzeigen. In den BEGLEIT-DOKUMENTEN muss die Genauigkeit dieses Werkzeugs bzw. die Toleranz angegeben werden.

Der Abstand des mechanischen Zentrums vom Mittelpunkt des STRAHLENFELDES muss in drei orthogonalen Ebenen des Raumkoordinatensystems in Millimetern angegeben werden.

7.3.2.1.2 Prüfung

Durch die BESTRAHLUNG eines strahlungsempfindlichen Films, der vorher am Ort des mechanischen Zentrums markiert wurde, wird die Lage des Mittelpunkts des STRAHLENFELDES bei Verwendung der kleinsten BLENDE zum mechanischen Zentrum bestimmt. Die Abweichungen sind in Millimetern anzugeben.

8 BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME

Beim Einsatz von BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN für die STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG ist die Verwendung von stereotaktischen Koordinaten unverzichtbar. Ziel aller Prüfungen ist es, die Übereinstimmung der durch das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM berechneten Dosis und Dosisverteilung messtechnisch zu überprüfen, dies gilt auch bezüglich ihrer geometrischen Position. Bei allen für die BESTRAHLUNGSPLANUNG verwendeten Bildern muss eine eindeutige Beziehung zu dem STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOR vorhanden sein.

ANMERKUNG Eine messtechnische Prüfung der Bestrahlungsplanungsprogramme ist nötig, da die Berechnung der Dosisverteilung eine rechnerische Simulation darstellt, die auf theoretischen Annahmen beruht und mehrere Vereinfachungen beinhaltet.

8.1 Datenübertragung vom diagnostischen System zum BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM und Verarbeitung der Daten

8.1.1 Angaben für den Anwender

Die Abweichung in der Lagezuordnung von definiert positionierten Markern im Schädelbereich bzw. PHANTOM durch den STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOR sowie ein eventueller Informationsverlust durch die Bildübertragung vom diagnostischen System zum BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM muss bekannt sein. Dazu muss die Abweichung der Position der Marker von der durch das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM ermittelten bezogen auf drei orthogonale Ebenen in Millimetern angegeben werden.

Diese KENNMERKMALE sind spezifisch für das jeweilige System und müssen vor Aufnahme des klinischen Betriebs vom Anwender ermittelt werden.

8.1.2 Prüfung

Ein PHANTOM mit fest angebrachten internen Markern, welche durch das bildgebende System dargestellt werden können, wird mit bekannter Position in den STEREOTAKTISCHEN RAHMEN eingespannt und von dem STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOR umschlossen. Durch das bildgebende System werden, entsprechend der Methode bei der Patientenbehandlung, Bilder gewonnen und in das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM übertragen. Die Position der Marker wird bestimmt, die Abweichung zu dem Sollabstand festgestellt und in Millimetern angegeben.

8.2 Übereinstimmung gemessener mit berechneten Dosisverteilungen

8.2.1 Angaben für den Anwender

Vor Aufnahme des klinischen Betriebs müssen Angaben für mindestens drei repräsentative BESTRAHLUNGEN ermittelt werden. Es müssen die maximalen Abweichungen von ISODOSENKURVEN (z. B. bei 30 %, 50 %, 80 %) in Millimetern angegeben werden. Darüber hinaus müssen folgende Angaben zur Verfügung stehen: Die Diagramme der DOSISPROFILE in drei orthogonalen Ebenen des Raumkoordinatensystems, deren Halbwertsbreite in Millimetern und der relative Dosisgradient am 50-%-Wert des Profils in Prozent je Millimeter.

8.2.2 Prüfung

Geeignete Filme (z. B. radiochrome Filme) werden in einem PHANTOM so eingelegt, dass sie in den orthogonalen Ebenen des Raumkoordinatensystems liegen. Die Lage des Films im PHANTOM muss durch Markierungen eindeutig kenntlich gemacht werden. Entsprechend einer tatsächlichen Patientenbehandlung (nach Tabelle 2) wird die BESTRAHLUNG des PHANTOMS durchgeführt und die Filme anschließend densitometrisch ausgewertet. Dabei soll insbesondere die Position der ISODOSENKURVEN der BESTRAHLUNGSPLANUNG mit denen der tatsächlichen BESTRAHLUNG verglichen werden. Die maximalen Abweichungen in den ISODOSENKURVEN und die Halbwertsbreite werden in Millimetern bestimmt.

Tabelle 2 — Bedingungen zur Bestimmung der Dosisverteilung von überlagerten FELDERN

Art der BESTRAHLUNGSTECHNIK	BLENDE
Fest vorgegebene BLENDE bei einem stets wiederholten Muster von Einstrahlrichtungen	Minimale, maximale und mittlere BLENDE
Individuelles Muster von Einstrahlrichtungen und STRAHLENFELDERN mit LAMELLENBLENDE	Drei repräsentative Muster

ANMERKUNG Beispiele von PHANTOMEN, welche zur Prüfung entsprechend 8.2.2 geeignet sind, werden in Anhang B dargestellt.

8.3 Dosisangaben der BESTRAHLUNGSPLANUNG

Das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM muss in der Lage sein, die zur Definition der STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG nötigen Angaben zur Verfügung zu stellen. Ein Konzept zur Dosispezifikation ist in Anhang A dargestellt.

9 Genauigkeit der Bildgebung

Ein wesentlicher Beitrag der Lageunsicherheit bei der STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG kann durch eine Verzeichnung der bildgebenden Systeme verursacht werden. Generell kann davon ausgegangen werden, dass insbesondere bezüglich der Lage- und Verzeichnungsfreiheit eine Röntgenfilmaufnahme dem Computertomogramm und der digitalen Angiographie und die Computertomographie der Magnetischen Resonanztomographie überlegen ist.

Die für die STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG verwendeten bildgebenden Systeme müssen daher überprüft werden.

9.1 Angaben für den Anwender

Vor der Durchführung einer STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG muss die Unsicherheit der Bildgebung bekannt sein. Außerdem muss nach jeder möglichen Veränderung des bildgebenden Systems (z. B. Wartung, Reparatur) die Genauigkeit überprüft werden.

Die mittlere und die maximale Abweichung müssen in Millimetern angegeben werden.

9.2 Prüfung

Zur Prüfung muss ein PHANTOM, bei welchem sich bekannte Punkte bzw. Marker im jeweiligen bildgebenden System abbilden, eingesetzt werden. Ein Beispiel eines solchen PHANTOMS, mit dem Verzeichnungen mit einer Messunsicherheit von $< 0,2$ mm festgestellt werden können, ist in Anhang C dargestellt.

Das PHANTOM wird im STEREOTAKTISCHEN RAHMEN fixiert und in derselben Weise, wie bei der Patientenbehandlung mit dem STEREOTAKTISCHEN LOKALISATOR aufgenommen. Die Abweichungen der Markierungen des PHANTOMS in den Bildern von ihren Sollpositionen werden bestimmt und sind in Millimetern anzugeben.

10 Genauigkeit des Systems (Systemtest)

Durch die Simulation einer STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG unter Verwendung eines PHANTOMS, wobei alle Teilschritte eingeschlossen werden, ist die Genauigkeit des Gesamtsystems vom Anwender zu überprüfen. Diese Prüfung dient unter anderem als Ausgangstest für spätere KONSTANZPRÜFUNGEN.

ANMERKUNG Eine solche Prüfung ist deshalb unerlässlich, da damit eventuelle Lücken bei den Einzelprüfungen abgedeckt werden können.

10.1 Systemtest mit unbekannter Position des ZIELPUNKTES unter Einbeziehung der Bildgebung

10.1.1 Angaben für den Anwender

Es muss der mittlere Abstand des tatsächlich bestrahlten ZIELPUNKTES von dem geplanten ZIELPUNKT angegeben werden, der allein über die Bildgebung unter Einschluss der BESTRAHLUNGSPLANUNG gewonnen wurde. Außerdem müssen die gemessene Dosis und Dosisverteilung, ermittelt aus der OPTISCHEN DICHT, angegeben werden, wobei eine Technik gewählt werden muss, welche sphärische Dosisverteilungen liefert.

Die Abweichungen in allen drei Raumrichtungen müssen in Millimetern angegeben werden.

Die Abweichung der gemessenen Dosis von der eingestellten Dosis muss in Prozent von der eingestellten Dosis angegeben werden.

Die Größe des mittleren Durchmessers der 50%-Isodosenkurve muss in Millimetern angegeben werden.

Diese Prüfung muss mit dem Kugelphantom durchgeführt werden und kann auf einen ZIELPUNKT beschränkt werden.

ANMERKUNG Im Rahmen dieser Prüfung wird, soweit möglich, der Behandlungsgang simuliert. Hierbei wird die Funktion des Gesamtsystems unter Einbeziehung aller notwendigen, auch manuellen, Einstellarbeiten geprüft.

10.1.2 Prüfung

Im PHANTOM wird an einem beliebigen Ort eine nur durch das bildgebende Verfahren erkennbare Markierung (künstliche Läsion) zusammen mit einem STRAHLUNGSEDEKTOR (vorzugsweise radiochromer Film) so eingebracht, dass die geometrische Position der Markierung am Film eindeutig erkennbar ist (z. B. durch Nadelstich). Der Abstand des Films zur bildgebenden Markierung muss klein und bekannt sein. Das PHANTOM wird beliebig im STEREOTAKTISCHEN RAHMEN befestigt.

Das PHANTOM wird im bildgebenden Gerät aufgenommen, die Bilder in das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM übertragen und dort werden die Behandlungskoordinaten so bestimmt, dass die Markierung bzw. der Film im ISOZENTRUM liegt. Ohne Öffnung des PHANTOMS wird der STEREOTAKTISCHE RAHMEN mit dem PHANTOM im BESTRAHLUNGSGERÄT befestigt und eingestellt. Danach erfolgt die BESTRAHLUNG des Films im PHANTOM. Diese BESTRAHLUNG sollte einer Behandlung entsprechen, wobei die kleinste üblicherweise verwendete BLENDE zur Anwendung kommt.

Nach der BESTRAHLUNG wird das Zentrum der OPTISCHEN DICHTe bestimmt und der Abstand zur geometrischen Markierung (z. B. Nadelstich) ermittelt. Die Abweichung ist in Millimetern anzugeben.

Aus der OPTISCHEN DICHTe wird nach vorheriger Kalibration des Films die Dosis bestimmt. Die Abweichung der gemessenen Dosis von der eingestellten Dosis ist in Prozent anzugeben. Der mittlere Durchmesser der 50%-Isodosenkurve wird ebenfalls aus der OPTISCHEN DICHTe bestimmt.

Vorschläge für die Konstruktion der Markierungen des PHANTOMS (künstliche Läsion) und der Filmhalterung sind in Anhang B dargestellt.

Nur für die Normungsarbeit

Anhang A (informativ)

Gegenwärtiges Konzept zur Dosisspezifikation

Stereotaktische KLEINRAUMBESTRAHLUNGEN werden grundsätzlich nach Protokollierstufe 3 (DIN 6827-1) dokumentiert. Die Dosierung erfolgt in der Regel auf eine das ZIELVOLUMEN umschließende ISODOSENFLÄCHE. Die räumliche Dosisverteilung wird entweder als ABSOLUTE oder NORMIERTE DOSISVERTEILUNG angegeben. Bei der Angabe als NORMIERTE DOSISVERTEILUNG erfolgt die Normierung auf einen Referenz-Dosispunkt. Dieser wird nach anerkannten Regeln festgelegt (ICRU 50, DIN 6827-1). Bei der STEREOTAKTISCHEN BESTRAHLUNG sollten deshalb für den DOSIERUNGSPLAN zielvolumenorientierte Konzepte verwendet werden. Die verschiedenen Volumina sind in ICRU 50 und in DIN 6814-8 beschrieben. Diese Volumenbegriffe können direkt für die STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG übernommen werden.

ANMERKUNG Bei nicht onkologischen ZIELVOLUMINA, z. B. Angiomen, sollte entsprechend zu den onkologischen Volumenangaben verfahren werden.

Da eine STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG stets auf einer dreidimensionalen BESTRAHLUNGSPLANUNG basiert, bezieht sich die Dosis D_0 stets direkt auf eine ISODOSENFLÄCHE. Diese ISODOSENFLÄCHE umfasst im Regelfall das PLANUNGSZIELVOLUMEN (PZV) vollständig. Neben der Angabe dieser Dosis D_0 müssen auch die minimale ($D_{\min}$) und maximale ($D_{\max}$) Dosis im PZV angegeben werden. Aus der Angabe dieser Werte kann auf die Homogenität im PZV zurückgeschlossen werden. Neben der Angabe dieser Dosiswerte im PZV sind auch stets die maximalen Dosen in kritischen Strukturen anzugeben.

Neben der Angabe zur Dosis müssen auch Angaben zu den verschiedenen Volumina gemacht werden. Es wird stets das Volumen des PLANUNGSZIELVOLUMENS angegeben. Darüber hinaus wird das Volumen V_0 , das von der ISODOSENFLÄCHE eingeschlossen wird, auf die dosiert wird, angegeben (BEHANDELTES VOLUMEN), sowie der Anteil des PZV, der mit einer Dosis $< D_0$ bestrahlt wird (z. B. ermittelt aus einem DOSIS-VOLUMEN-HISTOGRAMM).

Zur Abschätzung des Risikos wird oft zusätzlich das Volumen außerhalb des PZV angegeben, das mit einer Dosis größer einer Risikodosis, z. B. 10 Gy, bestrahlt wurde.

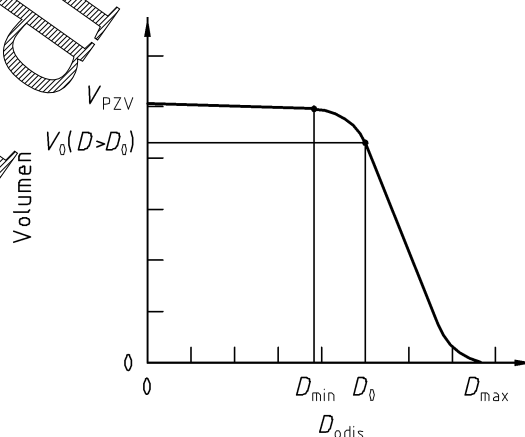


Bild A.1 — Beispiel eines DOSIS-VOLUMEN-HISTOGRAMMS für das PLANUNGSZIELVOLUMEN (PZV)

Anhang B (informativ)

Prüfkörper mit Messeinsätzen und Hilfsmittel zur Überprüfung der geometrischen Parameter von ELEKTRONENBESCHLEUNIGER-EINRICHTUNGEN

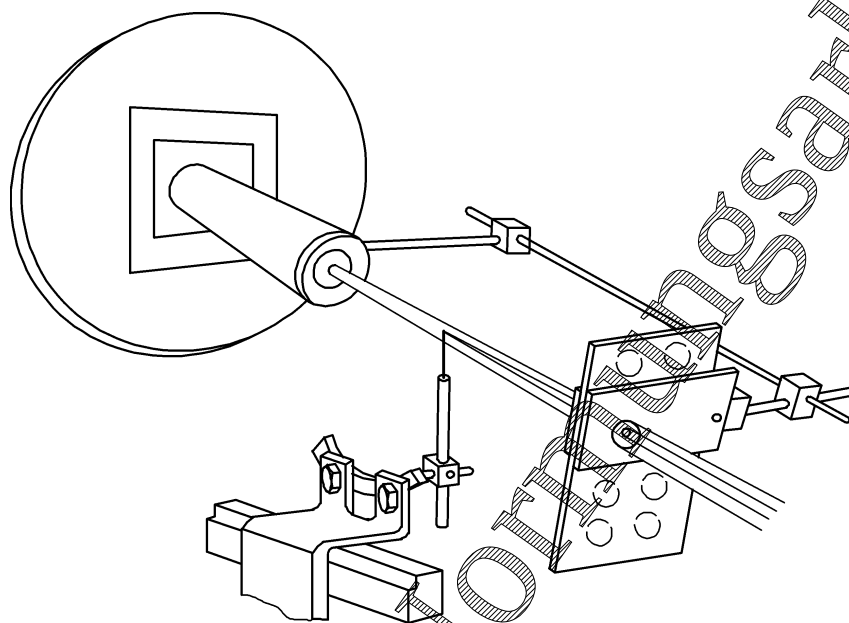


Bild B.1 — Schematische Darstellung der Prüfanordnung für den Winston-Lutz-Test

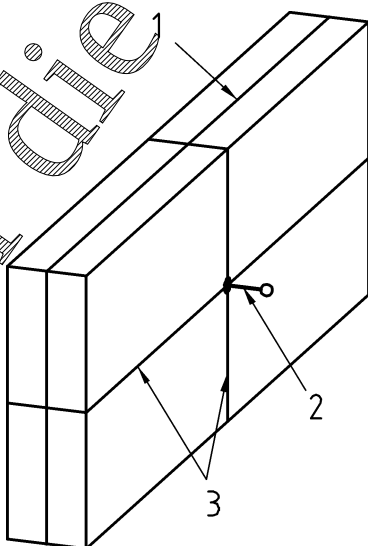


Bild B.2 — Scheibenförmiger Prüfkörper zur Überprüfung der Anzeige des ISOZENTRUMS durch LICHTZEIGER (Laser)

Maße in Millimeter

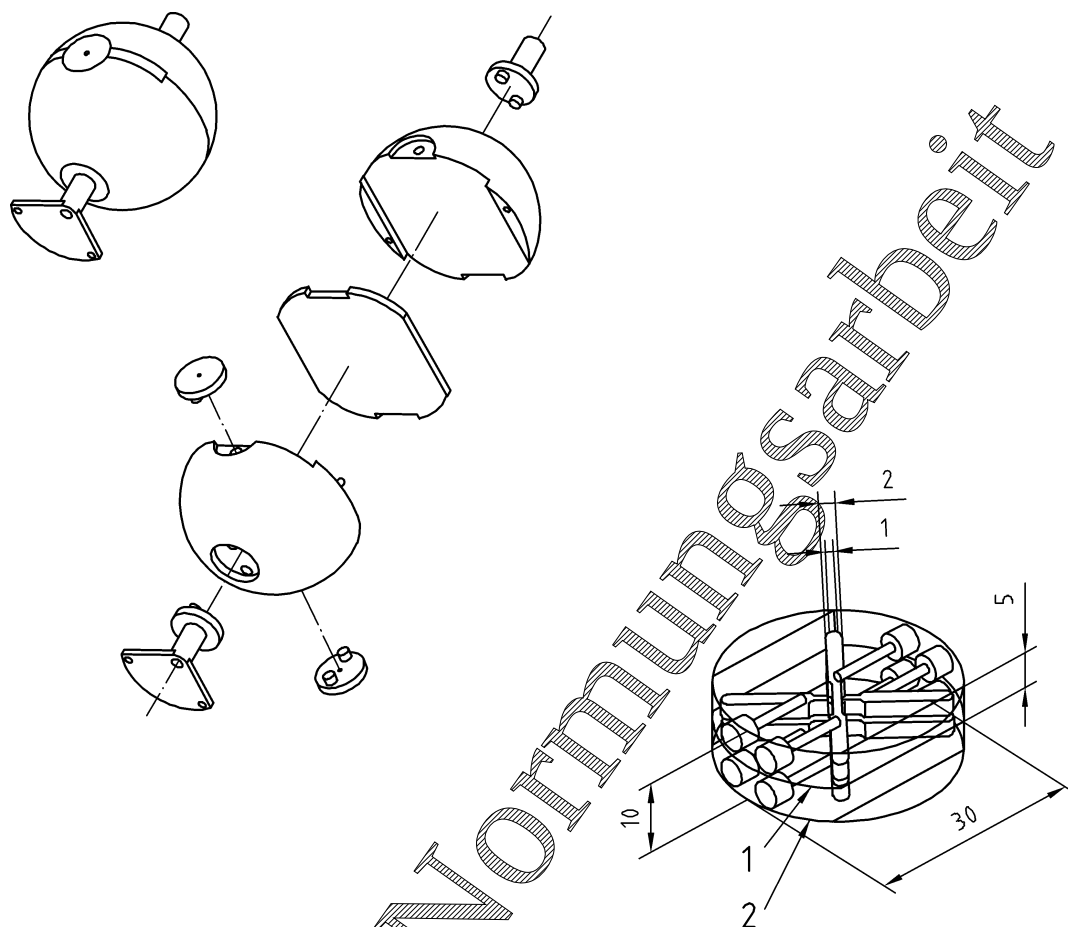


Bild B.3 — Kugelphantom (Durchmesser 160 mm) mit Messeinsätzen

Anhang C (informativ)

PHANTOM zur Bildgebungsgenauigkeitsprüfung

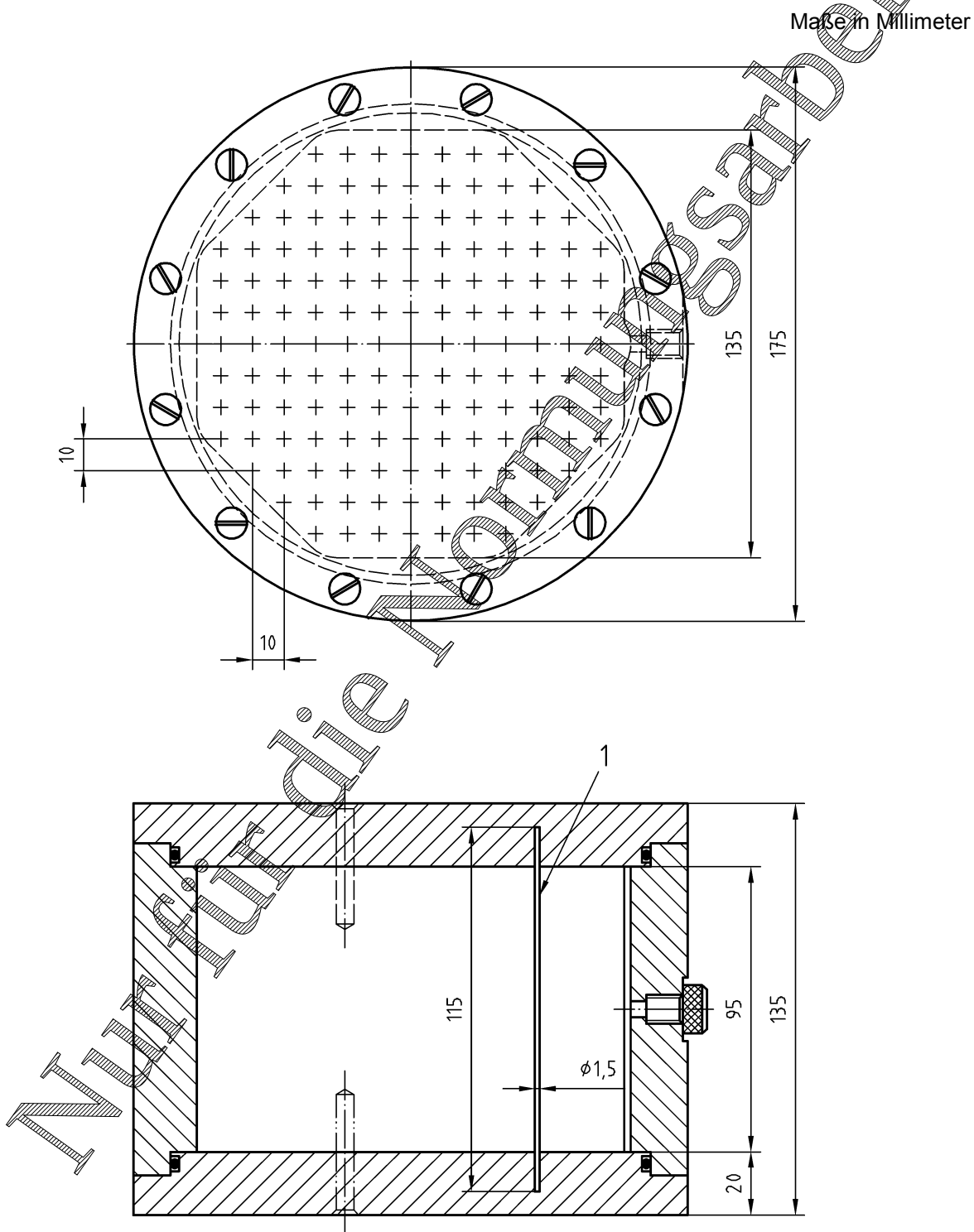


Bild C.1 — PHANTOM zur Bildgebungsgenauigkeitsprüfung

Anhang D (informativ)

Geometrische Genauigkeit von Punkten

D.1 Prüfmerkmale

Aus den bekannten Koordinatenwerten x_t, y_t, z_t und den ermittelten Koordinatenwerten x_i, y_i, z_i der i -ten Wiederholung von insgesamt N Messungen lassen sich die folgenden drei Prüfmerkmale berechnen:

Das erste Prüfmerkmal $\bar{r}$ ist ein Maß für systematische Ungenauigkeiten, die sich möglicherweise ausschalten lassen. Das zweite Prüfmerkmal $\bar{r}_i$ ist der Schätzwert des wahrscheinlichsten Abstandes zwischen der bekannten und der ermittelten Position und charakterisiert damit die Genauigkeit einer Einzelmessung. Das dritte Prüfmerkmal s_r ist ein Maß für die Reproduzierunsicherheit.

$$\bar{r} = \frac{1}{N} \sqrt{\left(\sum_{i=1}^N (x_t - x_i) \right)^2 + \left(\sum_{i=1}^N (y_t - y_i) \right)^2 + \left(\sum_{i=1}^N (z_t - z_i) \right)^2}$$

$$\bar{r}_i = \frac{\sum_{i=1}^N r_i}{N} \quad \text{mit}$$

$$r_i = \sqrt{(x_t - x_i)^2 + (y_t - y_i)^2 + (z_t - z_i)^2}$$

$$s_r = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\bar{r}_i - r_i)^2}{N - 1}}$$

D.2 PRÜFBEDINGUNG

Als Schichtabstand in den tomographischen Verfahren, ebenso als Sequenz, soll der gleiche Wert wie bei den Patientenuntersuchungen verwendet werden.

Anhang E (informativ)

Darstellung der Angaben über KENNMERKMALE

Hersteller
 Typ-Kennzeichnung
 Aufstellungsort
 Datum
 — bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN
 NENNENERGIE
 Hersteller der Zusatzeinrichtung für
 STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN
 Typ-Kennzeichnung
 Datum
 — bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN
 Radionuklid
 Anzahl der STRAHLUNGSQUELLEN
 Aktivität der einzelnen STRAHLUNGSQUELLEN
 gesamte Aktivität
 zum Stichtag (Kalibrierdatum)

ANMERKUNG Wesentliche Messwerte sind einschließlich des prozentualen Fehlers anzugeben.

Nur für die Normungsarbeit

Abschnitt

6.1 ELEKTRONENBESCHLEUNIGER

6.1.2 Abhängigkeit der SPEZIFISCHEN DOSIS von der FELDGRÖSSE

Die relative SPEZIFISCHE DOSIS wird als das Verhältnis der Anzeigen des Strahlungsdetektors mit BLENDE zu der unter Kalibrierbedingungen bestimmt. $D_{M,rel} = D_M(z_R, F)/D_M^0$

Feste BLENDEN/INDIVIDUALBLENDEN

BLENDE 1:

Durchmesser: mm

 D_M^0 : Gy D_M : Gy $D_{M,rel}$:

BLENDE 2:

Durchmesser: mm

 D_M^0 : Gy D_M : Gy $D_{M,rel}$:

BLENDE 3:

Durchmesser: mm

 D_M^0 : Gy D_M : Gy $D_{M,rel}$:

(Weitere BLENDEN entsprechend)

LAMELLENBLENDE

Maximale FELDGRÖSSE: mm × mm

 D_M^0 : Gy D_M : Gy $D_{M,rel}$:

Minimale FELDGRÖSSE: mm × mm

 D_M^0 : Gy D_M : Gy $D_{M,rel}$:

Mittlere FELDGRÖSSE: mm × mm

(Seitenverhältnis 2:1)

 D_M^0 : Gy D_M : Gy $D_{M,rel}$:

6.1.3 Gewebe-Phantom-Verhältnis

Das Gewebe-Phantom-Verhältnis wird als das Verhältnis der Anzeigen des STRAHLUNGSDETEKTORS von $D(z, F)$ SPEZIFISCHE DOSIS bei der Tiefe z und der NENNFELDGRÖSSE F zu $D(z_R, F)$ SPEZIFISCHE DOSIS bei der REFERENZTIEFE z_R und der NENNFELDGRÖSSE F bestimmt.

Feste BLENDEN/INDIVIDUALBLENDEN

BLENDE 1:

Durchmesser: mm

 $D(z, F)$: Gy $D(z_R, F)$: Gy Verhältnis:

BLENDE 2:

Durchmesser: mm

 $D(z, F)$: Gy $D(z_R, F)$: Gy Verhältnis:

BLENDE 3:

Durchmesser: mm

 $D(z, F)$: Gy $D(z_R, F)$: Gy Verhältnis:

(Weitere BLENDEN entsprechend)

LAMELLENBLENDE

Maximale FELDGRÖSSE: mm × mm

 $D(z, F)$: Gy $D(z_R, F)$: Gy Verhältnis:

Minimale FELDGRÖSSE: mm × mm

 $D(z, F)$: Gy $D(z_R, F)$: Gy Verhältnis:

Mittlere FELDGRÖSSE: mm × mm

(Seitenverhältnis 2:1)

 $D(z, F)$: Gy $D(z_R, F)$: Gy Verhältnis:

Abschnitt

6.1.4 Normierte Dosisquerprofile

Für jede der PRÜFBEDINGUNGEN nach Tabelle 1 müssen normierte Dosisquerprofile mit ausreichend hoher räumlicher Auflösung gemessen werden.

6.2 GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG

6.2.1 Abhängigkeit der Dosisleistung von der FELDGRÖSSE

Für die verschiedenen Strahlenfelddurchmesser (typisch für GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen STRAHLUNGSQUELLEN 4 mm, 8 mm, 14 mm und 18 mm) muss die Wasser-Energiedosisleistung bezogen auf die Wasser-Energiedosisleistung bei Verwendung der größten BLENDE angegeben werden.

Wasser-Energiedosisleistung der größten BLENDE (Durchmesser: mm) Gy/min

BLENDE 1:

Durchmesser: mm

Wasser-Energiedosisleistung Gy/min

Verhältnis: %

(Weitere BLENDEN entsprechend)

6.2.2 NORMIERTE DOSISVERTEILUNG

Maximale Abweichungen der densitometrisch bestimmten ISODOSENKURVEN von den im BESTRAHLUNGS-PLANUNGSSYSTEM berechneten:

Feste BLENDEN/INDIVIDUALBLENDEN:

BLENDE 1:

80 % Isodose mm 50 % Isodose mm 30 % Isodose mm

BLENDE 2:

80 % Isodose mm 50 % Isodose mm 30 % Isodose mm

BLENDE 3:

80 % Isodose mm 50 % Isodose mm 30 % Isodose mm

(Weitere BLENDEN entsprechend)

LAMELLENBLENDE

Maximale FELDGRÖSSE: mm × mm

80 % Isodose mm 50 % Isodose mm 30 % Isodose mm

Minimale FELDGRÖSSE: mm × mm

80 % Isodose mm 50 % Isodose mm 30 % Isodose mm

Mittlere FELDGRÖSSE: mm × mm

(Seitenverhältnis 2:1)

80 % Isodose mm 50 % Isodose mm 30 % Isodose mm

Abschnitt

7.2 ZIELVOLUMEN im STEREOTAKTISCHEN KOORDINATENSYSTEM

7.2.1 Koordinatenbestimmung von ZIELPUNKT und ZIELVOLUMEN

Testpunkt 1:

Bekannte Koordinaten:

 x_1 : mm y_1 : mm z_1 : mm

Ermittelte Koordinaten:

 x_1 : mm y_1 : mm z_1 : mm

Abweichungen:

 Δx_1 : mm Δy_1 : mm Δz_1 : mm

Testpunkt 2:

Bekannte Koordinaten:

 x_2 : mm y_2 : mm z_2 : mm

Ermittelte Koordinaten:

 x_2 : mm y_2 : mm z_2 : mm

Abweichungen:

 Δx_2 : mm Δy_2 : mm Δz_2 : mm

(Weitere Testpunkte entsprechend)

Nur für die Normungsarbeit

Abschnitt

7.2.2

Stabilität des STEREOTAKTISCHEN RAHMENS und der stereotaktischen Fixierung

Für die INVASIVE FIXIERUNG werden die Koordinaten eines ZIELPUNKTES bei zwei verschiedenen Anpressdrücken nach 7.2.1 ermittelt.

Anpressdruck 1:

Testpunkt:

Bekannte Koordinaten:

 x_1 : mm y_1 : mm z_1 : mm

Ermittelte Koordinaten:

 x_1 : mm y_1 : mm z_1 : mm

Abweichungen:

 Δx_1 : mm Δy_1 : mm Δz_1 : mm

Anpressdruck 2:

Testpunkt:

Bekannte Koordinaten:

 x_2 : mm y_2 : mm z_2 : mm

Ermittelte Koordinaten:

 x_2 : mm y_2 : mm z_2 : mm

Abweichungen:

 Δx_2 : mm Δy_2 : mm Δz_2 : mm

Bei der NICHT INVASIVEN FIXIERUNG werden die Koordinaten eines repräsentativen Messpunktes nach wiederholter Fixierung ermittelt.

Fixierung 1:

Testpunkt:

Bekannte Koordinaten

 x_1 : mm y_1 : mm z_1 : mm

Ermittelte Koordinaten:

 x_1 : mm y_1 : mm z_1 : mm

Abweichungen:

 Δx_1 : mm Δy_1 : mm Δz_1 : mm

Fixierung 2:

Testpunkt:

Bekannte Koordinaten:

 x_2 : mm y_2 : mm z_2 : mm

Ermittelte Koordinaten:

 x_2 : mm y_2 : mm z_2 : mm

Abweichungen:

 Δx_2 : mm Δy_2 : mm Δz_2 : mm

(Weitere Fixierungen entsprechend)

Abschnitt

- 7.3 KENNMERKMALE apparativer Eigenschaften
- 7.3.1 ELEKTRONENBESCHLEUNIGER
- 7.3.1.1 Abstand der TRAGARM-ROTATIONSACHSE von der Achse der ISOZENTRISCHEN TISCHROTATION: mm
- 7.3.1.2 Radius der ISOZENTRUMSKUGEL:mm
- 7.3.1.3 Anzeige der Abweichung des ISOZENTRUMS:
 x - y -Ebene: Δx mm, Δy mm
 x - z -Ebene: Δx mm, Δz mm
 y - z -Ebene: Δy mm, Δz mm
- 7.3.2 GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN
- 7.3.2.1 Abstand des geometrischen Zentrums vom ISOZENTRUM:
 x - y -Ebene: Δx mm, Δy mm
 x - z -Ebene: Δx mm, Δz mm
 y - z -Ebene: Δy mm, Δz mm
- 8 BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM
- 8.1 Datenübertragung vom diagnostischen System zum BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM und Verarbeitung der Daten
 Abweichung der Position der Marker:
 x - y -Ebene: Δx mm, Δy mm
 x - z -Ebene: Δx mm, Δz mm
 y - z -Ebene: Δy mm, Δz mm
- 8.2 Abweichung gemessener zu berechneter Dosisverteilungen bei verschiedenen BESTRAHLUNGSTECHNIKEN:
 BESTRAHLUNGSTECHNIK 1:
 30 % Isodose, maximale Abweichung in
 x - y -Ebene: mm x - z -Ebene: mm y - z -Ebene: mm
 50 % Isodose, maximale Abweichung in
 x - y -Ebene: mm x - z -Ebene: mm y - z -Ebene: mm
 Halbwertsbreite: mm
 80 % Isodose, maximale Abweichung in
 x - y -Ebene: mm x - z -Ebene: mm y - z -Ebene: mm
 (Weitere BESTRAHLUNGSTECHNIKEN entsprechend)
- 9 Genauigkeit der Bildgebung
 Abweichungen der Position der festen Marker im PHANTOM von den Positionen ihrer Abbildungen:
 Da bei der Größe der zu betrachtenden Volumina eine Mittelung über eine hinreichend große Zahl von Messungen erforderlich ist, wird auf eine detaillierte Liste verzichtet. Das verwendete Auswerteverfahren ist anzugeben.
 Maximale Abweichung: mm
 Mittlere Abweichung: mm
- 10 Genauigkeit des Systems (Systemtest)
- 10.1 Systemtest mit unbekannter Position des ZIELPUNKTES unter Einbeziehung der Bildgebung
 Abstand des ZIELPUNKTES (geometrischen Markierung) vom Zentrum der OPTISCHEN DICHTEN:
 Abstand des ZIELPUNKTES (geometrischen Markierung) vom Zentrum der OPTISCHEN DICHTEN:
 x - y -Ebene: Δx mm, Δy mm
 x - z -Ebene: Δx mm, Δz mm
 y - z -Ebene: Δy mm, Δz mm
 mittlerer Durchmesser der 50-%-Isodosenkurve (Halbwertsbreite) mm
 Abweichung der gemessenen Dosis von der geplanten Dosis: %

Stichwortverzeichnis

Im Stichwortverzeichnis werden folgende Verweise verwendet:

6814- 2	DIN 6814-2	rm	IEC 60788:1984
6814- 3	DIN 6814-3	ICRU 50	ICRU-Report 50:1993-09
6814- 8	DIN 6814-8	393	IEC 60050-393:1993
6814-16	DIN 6814-16	976	IEC 60976:1989
6875-1	DIN 6875-1		
25401-1	DIN 25401-1	394	IEC 60050-394:1995

ABNAHMEPRÜFUNG	6814-16	ACCEPTANCE TEST	—
ABSOLUTE DOSISVERTEILUNG	6814-8	ABSOLUTE DOSE DISTRIBUTION	—
AKTIVITÄT A	6814-4	ACTIVITY	393-04-10
BEGLEITDOKUMENTE	6814-16	ACCOMPANYING DOCUMENTS	rm-82-01
BEHANDELTES VOLUMEN	6814-8	TREATED VOLUME	976A.2.56
BESTRAHLUNG	6814-8	IRRADIATION	393-03.34
BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG	6814-8	RADIOTHERAPY EQUIPMENT	—
BESTRAHLUNGSGERÄT	6814-8	IRRADIATION UNIT	—
BESTRAHLUNGSPLANUNG	6814-8	TREATMENT PLANNING	—
BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM	6814-8	TREATMENT PLANNING SYSTEM	—
BESTRAHLUNGSTECHNIK	6814-8	IRRADIATION TECHNIQUE	—
BESTRAHLUNGSZEIT	6814-8	IRRADIATION TIME	rm-37-28
BETRIEBSBLENDE	6814-8	(WORKING) BEAM LIMITING DEVICE	—
BLENDE	6814-8	BEAM LIMITING DEVICE	rm-36-11
BLENDENDREHWINKEL	6814-8	BEAM LIMITING DEVICE ANGLE	—
DOSIERUNGSPLAN	6814-8	DOSE PLAN	—
DOSISMONITOR	6814-8	DOSE MONITOR	—
DOSISMONITORSYSTEM	6814-8	DOSE MONITOR UNIT	976A.2.23
DOSISPROFIL	6814-8	DOSE PROFILE	—
DOSIS-VOLUMEN-HISTOGRAMM	6814-8	DOSE VOLUME HISTOGRAM	—
EINZEL-STRAHLENFELD	6875-1	SINGLE BEAM	—
ELEKTRONENBESCHLEUNIGER	6814-8	ELECTRON ACCELERATOR	rm-23-01
ELEKTRONENBESCHLEUNIGER-EINRICHTUNG	6814-8	ELECTRON ACCELERATOR	rm-23-01
ENERGIEDOSIS	6814-3	ABSORBED DOSE	rm-13-08
ENERGIEDOSISLEISTUNG	6814-3	ABSORBED DOSE RATE	rm-13-09
FELD (STRAHLENFELD)	6814-2	BEAM	393-02-05

FELDGRÖSSE	6814-8	FIELD SIZE	—
GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG	6814-8	GAMMA BEAM THERAPY EQUIPMENT	rm-24-01+
HOMOGENES PHANTOM	6814-8	HOMOGENEOUS PHANTOM	—
INDIVIDUALBLENDE	6814-8	INDIVIDUAL BEAM DEVICE	—
INVASIVE FIXIERUNG	6875-1	INVASIVE IMMOBILIZATION	—
ISODOSENFLÄCHE	6814-8	ISODOSE SURFACE	393-04-82
ISODOSENKURVE	6814-8	ISODOSE CURVE	393-04-81
ISOZENTRISCHE TISCHROTATION	6814-8	ISOCENTRIC ROTATION OF THE TABLE TOP	—
ISOZENTRUM (STRAHLENFELD-ISOZENTRUM)	6814-8	BEAM ISOCENTRE	—
ISOZENTRUMSKUGEL	6814-8	ISOCENTRE SPHERE	—
KENNDOSISLEISTUNG	6814-3	NOMINAL ABSORBED DOSE RATE	—
KENNMERKMAL	6814-8	FUNCTIONAL PERFORMANCE CHARACTERISTIC	—
KLEINRAUMBESTRAHLUNG	6814-8	SMALL VOLUME IRRADIATION	—
KONSTANZPRÜFUNG	6814-16	CONSTANCY TEST	—
KOORDINATENSYSTEM	6814-8	COORDINATE SYSTEM	—
LAMELLENBLENDE	6814-8	MULTILEAF-COLLIMATOR	—
LICHTZEIGER	6814-8	LIGHT INDICATOR	—
LOKALISATION	6814-8	LOCALIZATION	—
MAXIMALDOSIS	6814-8	MAXIMUM ABSORBED DOSE	—
MEHREBENEN-ROTATIONSBESTRAHLUNG	6814-8	MULTI PLANE ROTATION BEAM IRRADIATION	—
NENNENERGIE	6814-2	NOMINAL ENERGY	976A.2.10
NENNFELDGRÖSSE	6814-8	NOMINAL FIELD SIZE	—
NICHTINVASIVE FIXIERUNG	6847-14	NON-INVASIVE IMMOBILIZATION	—
NORMIERTE DOSISVERTEILUNG	6814-8	NORMALIZED DOSE DISTRIBUTION	—
OPTISCHE DICHT	6800-4	OPTICAL DENSITY	—
PATIENTENTISCH	6814-8	PATIENT TABLE	—
PHANTOM	6814-8	PHANTOM	rm-54-01
PHANTOMSTREUUNG	6809-6	PHANTOM SCATTERING	—
PHOTON	6814-2	PHOTON	393-01-06
PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG	6814-3	PHYSICAL DOSE DISTRIBUTION	—
PLANUNGSZIELVOLUMEN (PTV)	6814-8	PLANNING TARGET VOLUME	976A.2.59
PRÜFBEDINGUNG	6814-16	TEST CONDITION	—
PRÜFVERFAHREN	6814-16	TEST PROCEDURE	—
RADIOLOGISCHE UNTERSUCHUNGSEINRICHTUNG	6814-8	RADIOLOGICAL EQUIPMENT	—
REFERENZTIEFE	6809-6	REFERENCE DEPTH	—
RÖNTGENSTRAHLUNG	6814-2	X-RAYS	393-02-09
SPEZIFISCHE DOSIS	6814-8	DOSE PER MONITOR UNIT (DOSE SITE COEFFICIENT)	—
STATIV	6814-8	STAND	—
STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG	6814-8	STEREOTACTIC IRRADIATION	—
STEREOTAKTISCHER LOKALISATOR	6875-1	STEREOTACTIC LOCALIZER	—
STEREOTAKTISCHER RAHMEN	6875-1	STEREOTACTIC	—

STEREOTAKTISCHES KOORDINATENSYSTEM	6875-1	STEREOTACTIC COORDINATE SYSTEM	—
STEREOTAKTISCHES POSITIONIERGERÄT	6875-1	STEREOTACTIC	—
STRAHLENFELD (FELD)	6814-8	BEAM	393-02-05
STRAHLENFELD-ISOZENTRUM	6814-8	BEAM ISOCENTRE	—
STRAHLUNGSART	6814-2	RADIATION TYPE	—
STRAHLUNGSDETEKTOR	25401-1	RADIATION DETECTOR	394-04-01
STRAHLUNGSENERGIE	6814-2	RADIATION ENERGY	—
STRAHLUNGSQUELLE	6814-8	RADIATION SOURCE	393-02-23
TIEFENDOSISVERTEILUNG	6814-8	DEPTH DOSE DISTRIBUTION	—
TISCHROTATION (ISOZENTRISCHE TISCHROTATION)	6814-8	ISOCENTRIC ROTATION OF THE TABLE TOP	—
TOTALER STREUFAKTOR	6809-6	TOTAL SCATTERING FACTOR	—
TRAGARM	6814-8	GANTRY	—
TRAGARM-ROTATIONSACHSE	6814-8	GANTRY ROTATION AXIS	—
TRAGARM-ROTATIONSWINKEL	6814-8	GANTRY ANGLE	—
WASSER-ENERGIEDOSIS	6814-3	ABSORBED DOSE TO WATER	—
ZENTRALACHSE	6814-8	CENTRAL AXIS	—
ZIELPUNKT	6814-8	SET-UP POINT	—
ZIELVOLUMEN (PLANUNGSZIELVOLUMEN)	6814-8	PLANNING TARGET VOLUME	—
ZUBEHÖR	6814-8	ACCESSORY	rm-83-0

Nur für die Normungsarbeit