



Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik
Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale
Società Svizzera di Radiobiologia e di Fisica Medica

Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics

Affiliated to the European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP) and the International Organization for Medical Physics (IOMP)

Bericht Nr. 18

**DOSIS- UND VOLUMENSPEZIFIKATIONEN
ZUR
DOKUMENTATION IN DER
BRACHYTHERAPIE**

Interdisziplinäre Arbeitsgruppe
„Radiotherapie - Radiobiologie - Radiophysik“

(1996)

ISBN 3-908125-21-9

Bericht Nr. 18
der Schweizerischen Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik,
1996

ISBN 3-908125-21-9

©SGSMP 1996 Das Kopieren dieses Berichtes oder Teilen davon ist unter Quellenangabe erwünscht.

Das Projekt wurde im Rahmen der interdisziplinären Arbeitsgruppe „Radiotherapie - Radiobiologie - Radiophysik“ (Vorsitz: M. Notter, Aarau) der SGSMP durchgeführt.

Im Auftrage der Arbeitsgruppe wurden die Richtlinien und Vorschläge von den Herren B. Davis, R. Kann, A. Meister, M. Notter, A.F. Thöni, M. Töpfer, W. Seelentag und J.-F. Valley zusammengestellt und in der interdisziplinären Arbeitsgruppe Radiotherapie - Radiobiologie - Radiophysik besprochen, korrigiert und redigiert.

Genehmigt durch den Vorstand der SGSMP am 16.01.1996.

Der Bericht ist in deutscher und französischer Sprache erhältlich beim

Sekretariat der SGSMP
Abt. für Med. Strahlenphysik
Inselspital
3010 Bern

Inhalt	Seite
1. Einleitung	4
2. Administrative und medizinische Angaben	5
2.1. Patientenangaben	5
2.2. Diagnose	5
2.3. Zielvolumen	5
2.4. Therapeutisches Ziel	5
2.5. Integration der Brachytherapie im gesamten Therapiekonzept	5
3. Physikalische technische Spezifikationen	6
3.1. Spezifikation der Quellen	6
3.1.1. Radioisotop	6
3.1.2. Aktivität	6
3.1.3. Geometrische Quellenbeschreibung	6
3.1.4. Quellenführung	6
3.1.5. Quellenposition	6
3.2. Applikationstechnik	7
3.2.1. Interstitielle Brachytherapie	7
3.2.1.1. Geometrische Anordnung	7
3.2.1.2. Applikationsform	7
3.2.2. Endoluminale Brachytherapie	8
3.2.3. Intracavitäre Brachytherapie	8
3.2.4. Brachytherapie unter Verwendung von Moulagen	8
3.2.5. Kombination von verschiedenen Brachytherapien	8
3.2.6. Kontrolle und Dokumentation der Lage der Applikatoren	8
3.3. Dosierung	9
3.3.1. Dosisdefinition	9
3.3.1.1. Einmalige Bestrahlung	9
3.3.1.2. Fraktionierte Bestrahlung	9
3.3.2. Dosierungssysteme	10
3.3.2.1. Interstitiell	10
3.3.2.2. Endoluminal	12
3.3.2.3. Intracavitär	13
3.3.2.4. Moulagentechiken	13
3.3.3. Dosisberechnungsmethode	14
3.4. Therapiedurchführung	14
4. Schlussbemerkungen	15
5. Literaturverzeichnis	16

1. Einleitung

Das Ziel dieser Anleitung ist die Entwicklung einer einheitlichen Dokumentation (reporting) der verschiedenen Formen der Brachytherapie. Um möglichst den gleichen Standard von Volumen- und Dosisangaben zu erreichen, wäre es wünschenswert, wo immer auch möglich, die gleichen Definitionen und Ausdrücke zu verwenden. Verschiedene klassische Methoden zur Durchführung einer Brachytherapie sind bekannt geworden, es sei an die am häufigsten benutzten, z.T. abgeänderten Manchester-, Pariser- oder Quimby-Methoden erinnert (3,5,6,7,8,11,13,17,21). Angesichts der verschiedenen Anwendungsformen der Brachytherapie kann eine einzige Methode kaum für sämtliche Situationen ausreichen. Die klassische Unterteilung der Anwendungsformen wird beibehalten. Die einzelnen Kapitel sind als Empfehlungen lediglich zur Dokumentation zu betrachten. Es ist zu betonen, dass es sich nicht um eine Empfehlung zur Dosisverschreibung handelt. Es ist auch nicht das Ziel, eine detaillierte Anweisung zur Durchführung einer Brachytherapie zu geben. Bei Erscheinen von internationalen Richtlinien wird diese Anleitung gegebenenfalls überarbeitet werden müssen.

Die Einteilung erfolgt in die **interstitielle, endoluminale** (einschliesslich Vaginalzylinder) und **intracavitäre** (endozervikale/intrauterine) sowie die unter **Verwendung von Moulagen** (einschliesslich intraoperative) durchgeführte **Brachytherapie**. Die Spezifikation der Quellen wird unabhängig von der Applikationsform vorgenommen, während die Applikationstechnik gesondert für die verschiedenen Brachytherapieformen angegeben wird. Die Dosierung ist ebenfalls abhängig von der angewandten Technik. Diese Dokumentationsempfehlung beinhaltet zwar Angaben zur Dosisleistung; die zu dokumentierenden Parameter sind aber unabhängig von der Dosisleistung (LDR; HDR; MDR; PDR) definiert.

Die interdisziplinäre Arbeitsgruppe hofft mit diesem Vorschlag, dass in der Schweiz eine einheitliche Dokumentation der Brachytherapie realisiert werden kann. Biologische Auswirkungen, wobei verschiedene biologische Modelle diskutiert werden, klinische Resultate mit Tumorkontrollraten und Erfahrungen über mögliche Nebenwirkungen können nur dank einer gemeinsamen Sprache überprüft werden. Erst dann werden auch Aussagen über die Qualität und konsekutiv eine Qualitätskontrolle möglich. Im Zuge der zu erwartenden weiteren Verbesserungen im Bereich der Applikationstechniken und der computerunterstützten Planung, der verschiedenen Brachytherapieformen könnten die hier vorgestellten Richtlinien zur Dokumentation die Grundlage bieten, prospektiv eine einheitliche Beschreibung der Brachytherapie zu erreichen.

Für eine Reihe von Begriffen existieren keine üblichen, einfachen deutschen Uebersetzungen - hier werden englische Ausdrücke verwendet. Die Autoren bitten diesbezüglich um Nachsicht.

2. Administrative und medizinische Angaben

2.1. Patientenangaben

Allgemeine Daten wie Alter, Geburtsdatum usw. werden registriert.

2.2. Diagnose

Die Tumorart, die Histologie, das Tumorstadium, die Lage und Ausdehnung werden angegeben.

2.3. Zielvolumen

Das zu therapierende Volumen soll beschrieben werden. Dabei sollte eine Volumendefinition analog dem ICRU Report 50 (16) benützt werden. Sofern nicht ausdrücklich abweichend definiert, wird unter Zielvolumen das Planungs-Zielvolumen verstanden. Target dose wird hier mit Referenzdosis übersetzt.

2.4. Therapeutisches Ziel

Es werden ein radikales und ein palliatives Behandlungskonzept unterschieden.

2.5. Integration der Brachytherapie im gesamten Therapiekonzept

Es wird folgende Aufteilung vorgenommen:

- alleinige Brachytherapie
- kombiniert mit perkutaner Strahlentherapie (vor, nach, konkommittierend). Die allenfalls perkutan applizierte Dosis wird gemäss den ICRU-Richtlinien separat angegeben.
- kombiniert mit Hyperthermie (vor, nach, simultan).
- kombiniert mit anderen Therapien:
 - mit Operation (präoperativ, intraoperativ, postoperativ)
 - mit Chemotherapie

3. Physikalisch technische Spezifikationen

3.1. Spezifikation der Quellen

Dokumentiert werden das verwendete Isotop, die Aktivität und die Quellengeometrie (umfasst die Punkte 3.1.3. - 3.1.5.).

3.1.1. Radioisotop

Das benützte Radioisotop (z.B. Ir¹⁹²; Cs¹³⁷; I¹²⁵; Au¹⁹⁸) wird bezeichnet.

3.1.2. Aktivität

Empfohlen wird die reference air kerma rate (Gy h^{-1}) im Referenzabstand von 1 m, korrigiert für Absorption und Streuung in der Luft (1,2,4,14). Alternativ dazu kann die apparent activity (MBq) verwendet werden.

Bei der high dose rate Brachytherapie kann die Aktivität der Quelle als reference air kerma rate oder als apparent activity am Tage der Applikation spezifiziert werden. Alternativ besteht die Möglichkeit, eine nominelle Aktivität und einen darauf bezogenen Verlängerungsfaktor (Zerfallsfaktor) anzugeben.

Bei Linienquellen können zusätzlich auch spezifische Angaben pro Längeneinheit (z.B. MBq mm^{-1}) gemacht werden.

3.1.3. Geometrische Quellenbeschreibung

Folgende Angaben sind zu dokumentieren:

- die Quellenform: Nadeln; Drähte; seed ribbons; seeds usw.
- die aktive(n) Länge(n) L
- das seed spacing S_s bei seed ribbons
- in Sonderfällen sind weitere relevante Angaben (z.B. aktiver Durchmesser) zu machen

3.1.4. Quellenführung

Die Quellenführung wird bezeichnet:

- ohne Applikator (direkt)
- mit beladenem Applikator
- Afterloading: manuell oder ferngesteuert

3.1.5. Quellenposition

Die relative Lage der Quellen zum Applikator und der Anteil der aktiven gegenüber der inaktiven Strecke werden genannt. Werden Linienquellen durch eine Vielzahl von Punktquellen simuliert, sind die einzelnen Quellenpositionen anzugeben. Werden Linienquellen durch eine bewegte Punktquelle simuliert, sind die Haltepositionen (in der Regt.

durch den ersten und letzten Haltepunkt sowie die Schrittweite) und alle Haltezeiten zu dokumentieren.

3.2. Applikationstechnik

Die Applikationstechnik bei den verschiedenen Brachytherapieformen ist unterschiedlich und wird für die jeweilige Therapie separat beschrieben.

3.2.1. Interstitielle Brachytherapie

3.2.1.1. Geometrische Anordnung

Es wird zwischen linearen (Nadeln, Drähten; seed ribbons, bewegten Punktquellen) und punktförmigen Quellen (seeds) unterschieden.

Angaben bei Verwendung von linearen Quellen:

- Anordnung im Querschnitt (mit Distanzangaben):
 - triangulär
 - rektangulär
 - irregulär
- Abstand der Ebenen (mit Distanzangaben):
 - konstant
 - variabel
- Zahl der Quellen bzw. Quellenträger (bei bewegter Punktquelle)
- Zahl der Ebenen
- Zahl der Quellen bzw. Quellenträger pro Ebene

Angaben bei Verwendung von punktförmigen Quellen:

- Form (Kugel, Ellipsoid) des umhüllenden Volumens mit Bezeichnung des minimalen und maximalen Durchmessers
- Zahl
- Verteilungsdichte (Anzahl Quellen/Volumen)

3.2.1.2. Applikationsform

Die Applikationsform (plastic tubes, guide gutters, silk sutures, hypodermic needles, guide needles, seeds usw.) wird bezeichnet. Die Form und Grösse allfälliger Templates werden angegeben.

Sofern mit einem Applikator gearbeitet wird, ist anzugeben:

- Länge des Applikators
- Innen- und Aussendurchmesser falls relevant
- Materialbeschaffenheit
 - plastic tube (starr oder flexibel)
 - Nadel
- evtl. auch Hersteller und allenfalls Literaturreferenz

3.2.2. Endoluminale Brachytherapie

Es wird der benützte Applikator typ beschrieben. Z.B.:

- Vaginalzylinder inkl. Form der Spitze
- Rectumapplikator
- Bronchusapplikator
- Oesophagusapplikator
- Gallengangapplikator

In der Beschreibung sind Angaben über Innen- und Aussendurchmesser, ob ein flexibles oder starres System benützt wurde, über die Verwendung von Zentrierhilfen wie Spreizvorrichtungen, zentrische oder azentrische Ballonkatheter und über eine allenfalls eingebaute Abschirmung enthalten. Beim teilabgeschirmten Vaginalapplikator wird der Raumwinkel der Abschirmung (z.B. 90°, 180° usw.) und seine Stellung im Patienten¹ genannt. Die Zahl der Applikatoren (i.d.R. 1) und gegebenenfalls der minimale Krümmungsradius werden registriert. Soweit möglich, werden Dimensionen für Spreiz- oder Zentrierhilfen abgeschätzt.

3.2.3. Intracavitäre Brachytherapie

Bei allgemein bekannten Applikator typen reicht die Bezeichnung (z.B. Fletcher, Hyman usw.) aus. Ansonsten werden die verwendeten Applikator typen beschrieben:

- Form (z.B. kugelförmig, stabförmig, ringförmig, zylindrisch usw.)
- Dimensionen
- Abschirmung

Ebenfalls wird die benützte Fixation angegeben.

3.2.4. Brachytherapie unter Verwendung von Moulagen

Die Materialbeschaffenheit, Form und Dimensionen der Moulage werden beschrieben. Ebenfalls ist der Abstand der Quelle(n) bzw. Quellenträger zur Moulagenoberfläche bezeichnet. Die geometrische Anordnung der Quellen in der Moulage wird, sofern relevant, analog der interstitiellen Therapie angegeben (s. 3.2.1.1.).

3.2.5. Kombination von verschiedenen Brachytherapien

Bei der Kombination einer interstitiellen mit einer endoluminalen oder intracavitären Brachytherapie ist analog den jeweils beschriebenen Anforderungen vorzugehen.

3.2.6. Kontrolle und Dokumentation der Lage der Applikatoren

Für alle Brachytherapietechniken ist anzugeben, wie die Lage der Applikatoren überprüft worden ist:

- mittels stereoskopischer Röntgenaufnahmen

¹ (12⁰⁰ = ventral)

- mittels orthogonaler Röntgenaufnahmen
- mit einer CT-Kontrolle
- endoskopisch
- andere

3.3. Dosierung

3.3.1. Dosisdefinition

Alle Dosen werden als Energiedosis in Wasser (Gy) angegeben. Werden bei der Festlegung der Dosis biologische Modelle berücksichtigt, sind diese zusätzlich zu beschreiben.

Der Ort der Referenzdosisdefinition bzw. deren Bestimmung sind unter den Dosierungssystemen der verschiedenen Brachytherapieformen separat beschrieben.

3.3.1.1. Einmalige Bestrahlung

Bei temporären Implantaten wird die Liegedauer angegeben; bei unterschiedlichen Liegezeiten der einzelnen Quellen sind diese einzeln aufzuführen. Falls bei Isotopen mit kurzer Halbwertszeit eine Zerfallskorrektur durchgeführt werden muss, ist diese als Dosisleistungskorrekturfaktor anzugeben. Für permanente Implantate ist die sich aus der Halbwertszeit ergebende "mittlere Lebensdauer" $T_a = 1.44 T_{1/2}$ anzugeben. Die Gesamtdosis wird durch Multiplikation der (ggf. korrigierten) Dosisleistung mit der Liegedauer bzw. der mittleren Lebensdauer berechnet.

3.3.1.2. Fraktionierte Bestrahlung

Bei fraktionierter Bestrahlung kann in der Regel davon ausgegangen werden, dass der Zerfall während der Einzelfraktion vernachlässigt werden darf.

a. Einzeldosis und Bestrahlungszeit

Je nach Dosierungssystem (siehe 3.3.2.) und Berechnungsmethode (siehe 3.3.4.) sind die Dosisleistung oder für eine bestimmte Dosis optimierte Haltepunktzeiten bekannt. Daraus ergibt sich die Bestrahlungszeit entweder durch Division der verschriebenen Referenzdosis durch die Dosisleistung oder durch Summation aller Haltepunktzeiten. Wird beim HDR-Afterloading eine nominelle Aktivität sowie ein Verlängerungsfaktor angegeben (siehe 3.1.2.), so sind sowohl nominelle wie auch tatsächliche Haltepunkts-/Bestrahlungszeiten zu dokumentieren.

b. Zeitlicher Ablauf

Die Fraktionierung (z.B. täglich, wöchentlich) ist anzugeben. Bei kombinierten Therapien (siehe 2.5.) ist der zeitliche Zusammenhang detailliert zu beschreiben. Besonders zu beachten sind zeitliche Angaben bei variabler Fraktionierung und/oder unterschiedlichen Einzeldosen.

c. Gesamtdosis

Die Gesamtdosis als Summe aller (evtl. unterschiedlichen) Einzeldosen ist anzugeben.

3.3.2. Dosierungssysteme

3.3.2.1. Interstitiell

Empfohlen wird die Verwendung des Paris-Systems; falls ein anderes System benützt wird, ist dieses ausführlicher zu beschreiben. Als Minimalerfordernis zur Beschreibung und Dokumentation der Dosis und deren Verteilung müssen Isodosen in mindestens einer Ebene, der Zentralebene, berechnet werden. Die Zentralebene wird folgendermassen beschrieben: Vorausgesetzt, die Quellen (oder Quellenträger) sind in parallelen Geraden, deren Mittelpunkte sich in einer Ebene finden, angeordnet, so wird diese Ebene Zentralebene genannt. Wenn die Quellenanordnung diese Bedingung nicht erfüllt, so wird die Zentralebene senkrecht zur Haupttrichtung der linearen Quellen und durch das Zentrum des Implantates gelegt.

Der Spezialfall der einzeln verwendeten Nadel wird analog einer endoluminalen Applikation behandelt (3.3.2.2.).

a. Dosisbegriffe

Im gesamten Abschnitt gelten die Angaben für die Dosis sinngemäss für die Dosisleistung, z.B. ist die basale Dosisrate auf der gleichen Grundlage definiert wie die basale Dosis, mit dem Unterschied, dass es sich um eine Angabe pro Zeit handelt.

a.1. Durchschnittliche zentrale Dosis (im Paris-System: **basale Dosis(-rate)**)

Sie ist das arithmetische Mittel der lokalen minimalen Dosen (BD_i) zwischen den Quellen in der Zentralebene oder weiteren berechneten Ebenen. Im Paris-System wird wie folgt definiert: Jeweils drei benachbarte Quellen formen in der Zentralebene ein Dreieck. Die Mittelsenkrechten dieses Dreiecks schneiden sich im Punkt, in dem die lokale (elementar basale Dosis bestimmt wird. Der Durchschnitt dieser elementaren basalen Dosen (respektive Dosisraten) bildet die basale Dosis (respektive Dosisrate) BD . Falls die Applikation im Querschnitt Quadrate oder Rechtecke bildet, sind die elementaren basalen Dosen im Mittelpunkt dieser Quadrate und Rechtecke zu bestimmen. Bei der Implantation in nur einer Ebene werden die lokalen elementaren basalen Dosen an den Mittelpunkten der Verbindungsgeraden der Schnittpunkte der Quellen mit der Zentralebene bestimmt. Die lokalen Minima in der Zentralebene dürfen auch aus Isodosenplänen abgelesen werden.

a.2. Periphere Dosis (im Paris-System: **Referenzdosis (-rate)**)

Die periphere Dosis ist als die minimale Dosis in der Peripherie des klinischen Zielvolumens (clinical target volume CTV) definiert. Sie sollte der vom Kliniker als minimal notwendig erachteten Dosis zur Behandlung des klinischen Zielvolumens entsprechen. Die periphere Isodose ist die entsprechende Isodosen-Oberfläche mit dieser Minimaldosis. Sie definiert das Behandlungsvolumen (treatment volume nach ICRU 50) und sollte das klinische Zielvolumen vollständig umschliessen. In der Mehrzahl der Fälle sollte sie der **verschriebenen Dosis**

(prescribed dose nach ICRU 50) entsprechen. Im Paris-System wird diese periphere Dosis mit **Referenzdosis** bezeichnet und entspricht 85% der basalen Dosis. Dies ist jedoch nur gültig, wenn die Applikationsregeln des Paris-System erfüllt sind. Dazu müssen die Quellen so gelegt werden, dass die Referenzisodose das klinische Zielvolumen gänzlich umschliesst. Wenn nicht die Referenzdosis zur Dosisvorschrift und -dokumentation verwendet wird, ist der Prozentwert zur basalen Dosis anzugeben.

b. Dosishomogenität und Volumenangaben

In Analogie zum Paris-System kann die Homogenität beschrieben werden durch:

1. die **maximale prozentuale Abweichung** der lokalen elementaren basalen Dosen von der basalen Dosis.

Idealerweise sind die Abweichungen kleiner als 10% ($BD - 10\% \leq BD_i \leq BD + 10\%$).

2. den **Dosis-Homogenitäts-Index**, definiert als Quotient aus peripherer Minimaldosis und durchschnittlicher Zentraldosis (im Paris-System definitionsgemäss 85%, sofern die Applikationsregeln erfüllt werden).

Werden beim HDR Afterloading unterschiedliche Haltepunktzeiten verwendet, um Abweichungen von der idealen Geometrie zu kompensieren, ist die verwendete Optimierungsmethode zu beschreiben.

In jedem Fall ist die minimale Dosis innerhalb des bestrahlten Volumens anhand der tatsächlichen Quellenanordnung abzuschätzen. Dabei ist anzugeben, ob nur in der Zentralebene oder in allen drei Dimensionen berechnet/gemessen wurde. Die Dosis in relevanten weiteren Punkten ist nach Möglichkeit zu bestimmen, vor allem in kritischen Organen, soweit deren Lage zum Implantat bekannt ist.

Das von der Referenzisodose eingeschlossene Volumen (= Behandlungsvolumen) wird in cm^3 oder annäherungsweise durch die Dimensionen der drei Hauptachsen angegeben².

b.1. Hochdosisregionen:

Hochdosisregionen sind Gebiete, welche die doppelte Referenzdosis oder mehr erhalten. Diese liegen in Volumina, welche von der doppelten Referenzisodose umschlossen werden (170% der BD) und können als sogenannter **Hyperdose Sleeve** bezeichnet werden. Die Hyperdose Sleeves sind normalerweise zylinderförmige Volumina mit einer linearen Quelle als Zylinderachse. Sinnvoll ist die Angabe des maximalen Durchmessers und Länge des grössten Hyperdose Sleeve's. Wo durchführbar, soll das Gesamtvolumen des Hyperdose Sleeve bestimmt werden.

b.2. Niedrigdosisregionen:

Regionen innerhalb des klinischen Zielvolumens, welche weniger als 90% der Referenzdosis erhalten, sind anzugeben und deren maximale Dimensionen zu nennen.

² Die Angabe in SI-Grössen m^3 oder mm^3 ist klinisch nicht sinnvoll.

Die Angabe eines Dosis-Volumen-Histogramms ist vorteilhaft. Es kann jedoch die obestehenden Angaben nicht ersetzen, da die Darstellung stark von der Abschätzung der Grösse des klinischen Zielvolumens und von der Grösse der zur Berechnung verwendeten elementaren Subvolumina abhängt, verursacht durch die sehr steilen Dosisgradienten.

3.3.2.2. Endoluminal

Bei der endoluminalen Brachytherapie werden in der Regel einkanalige Applikatoren verwendet. Der Einfluss einer etwaigen Krümmung des Applikators kann in den meisten Fällen vernachlässigt werden.

a. Referenzdosis

Die Dosis wird über einem Punkt senkrecht über der Mitte der bestrahlten Länge angegeben.

- **Referenzdosis beim Vaginalzylinder:** Sie wird definiert in 5 mm ab der Applikatoroberfläche. Bei teilabgeschirmten Vaginalzylindern erfolgt die Dosispezifikation in 5 mm Distanz zur Applikatoroberfläche auf der der Abschirmung entgegengesetzten Seite. Zusätzlich wird die Dosis in 5mm ab der Oberfläche auf der abgeschirmten Seite beschrieben.

- **Referenzdosis bei flexiblem zylindrischen Applikator:** Sie wird definiert in 10 mm ab der Applikatoroberfläche.

- **Referenzdosis bei Applikatoren mit Zentrierhilfen:** Sofern der Durchmesser im aufgeblasenen/gespreizten Zustand nicht individuell bestimmt wird, ist die Herddosis in 10 mm Distanz zur Oberfläche des Applikators im Ruhezustand definiert. Eine Abschätzung des minimalen und durchschnittlichen Abstandes zwischen Applikatoroberfläche und Lumen-Innenwand, sowie der daraus resultierenden Dosis an der Lumen-Innenwand sollte vorgenommen werden. Ist der Durchmesser in aufgeblasenem/gespreizten Zustand ausreichend genau bekannt, kann die Herddosis 10 mm ab der Oberfläche definiert werden.

- Spezialfälle:

- Schlauchkatheter mit Krümmungsradien < 30 mm: Anzugeben ist der Mittelwert der Dosis in 10mm Abstand von der Applikatoroberfläche auf der Innen- und Aussenseite der Krümmung.

- Applikatoren mit 2 oder mehr Schlauchkathetern: Dem Ziel der zylinderförmigen Herdisodose soll durch eine individuelle Optimierung möglichst nahe gekommen werden. Die Dosierung erfolgt 10 mm ab Sondenoberfläche. Wegen der extrem flexiblen Geometrie sind zusätzlich Dosen in repräsentativen Punkten im Tumor anzugeben.

b. Dosishomogenität und Volumenangaben

Die Maximaldosis an der Applikatoroberfläche ist zu bestimmen (wenigstens abzuschätzen) und zu dokumentieren. Werden beim HDR Afterloading unterschiedliche Haltepunktzeiten zur Entwicklung einer zylindrischen Isodose durch den Referenzpunkt verwendet, ergeben sich unerwünschte Dosisüberhöhungen an der Applikatoroberfläche zu den Enden der bestrahlten Länge hin. Dies kann vermieden werden durch

- Reduktion der Zieldosis im marginalen Bereich, oder

- Beschränkung der Dosis an oder in der Nähe der Applikatoroberfläche auf einen Maximalwert.

Das Volumen wird bezeichnet durch den Durchmesser der zylindrischen Referenzisodose und die bestrahlte Länge. Bei Applikatoren mit grösserem Durchmesser (z.B. Vaginalzylinder) wird die bestrahlte Länge am Eintritt der Referenzisodose in den Applikator bestimmt.

3.3.2.3. Intracavitär

Insbesondere bei alleiniger Brachytherapie wird möglichst gemäss ICRU Report 38 (15) dokumentiert. Bei Kombination mit externer Radiotherapie erscheint das Konzept des ICRU Report 38 wegen neuer Fraktionierungsschemata der externen Radiotherapie heute überholt (10,23,24).

a. Referenzdosis

Auch falls die Dosis nicht nach dem Manchester-System verschrieben wird, ist die Dosis im Punkt A zu dokumentieren. Wird für die Referenzdosis im Uterus unter Verwendung eines Stift-Applikators ein anderer Abstand als 20 mm von der Quellenachse verwendet, ist dies gesondert anzugeben.

b. Dosisinhomogenität und Volumenangaben

Es gelten für die Dosis in der Blase, im Rectum, im lymphatischen Trapezoid und an der Beckenwand die Dosisbestimmungen entsprechend dem ICRU Report 38.

Das Volumen der durch Punkt A verlaufenden Isodose ist in cm^3 oder näherungsweise durch die Dimensionen der drei Hauptachsen anzugeben³. Bei unterschiedlichen Einzeldosen und/oder verschiedenen Applikatoranordnungen ist diese Angabe für jede Fraktion sowie die Gesamtdosis notwendig.

3.3.2.4. Moulagentechiken

a. Referenzdosis

Die Referenzdosis ist an der Moulagenoberfläche definiert. Vorzugsweise wird die Minimaldosis senkrecht über den Quellenzwischenräumen angegeben. Alternativ kann die Maximaldosis, insbesondere bei konstanten Haltepunktzeiten, angegeben werden; dies ist dann gesondert zu vermerken. Zusätzlich wird die Dosis in einem klinisch relevanten Abstand von der Oberfläche dokumentiert.

b. Dosisinhomogenität und Volumenangaben.

Linienquellen werden vorzugsweise nach den Regeln von Paterson-Parker(18,19,20,21) angeordnet. Die Haltepunkte einer bewegten Punktquelle werden normalerweise in einem regelmässigen Muster angeordnet sein und die Optimierung der Haltepunktzeiten auf eine konstante Dosis an den auf der Oberfläche liegenden Referenzpunkten bevorzugt. Das

³ Die Angabe in SI-Grössen m^3 oder mm^3 ist klinisch nicht sinnvoll.

Dosisminimum, welches normalerweise der Referenzdosis entspricht, und das Dosismaximum werden dokumentiert. Bei Haltepunktabständen von 10 mm und einer Moulagendicke (Abstand der Applikatorachse zur Oberfläche) von 5 mm liegt die Differenz in der Grössenordnung von 20%.

Werden alternativ eine unregelmässige Anordnung von Linienquellen oder konstante Haltepunktzeiten verwendet, ist dies besonders zu vermerken. In diesen Fällen wird vorzugsweise die Maximaldosis im Zentrum der Moulage als Referenzdosis bezeichnet, die am Rand der Bestrahlungsfläche auftretende Minimaldosis ist ebenfalls anzugeben.

Das Volumen wird dokumentiert durch die Angabe der Moulagenoberfläche mittels der groben Beschreibung der Form sowie das Mass der beiden Hauptachsen und der klinisch relevanten Tiefe.

3.3.3. Dosisberechnungsmethode

Es wird unterschieden zwischen

- Handberechnung, in der Regel anhand von Tabellen oder Nomogrammen
- Computerberechnung
 - zweidimensional: bei zweidimensionalen Isodosendarstellungen ist die Lage der Ebenen genau zu bezeichnen.
 - dreidimensional

3.4. Therapiedurchführung

Bei temporären Applikationen werden Datum und Zeitpunkt der Einlage und Entnahme der Quellen (Beginn und Ende der Bestrahlungszeit beim ferngesteuerten Afterloading) sowie alle Unterbrechungen aufgezeichnet. Bei manchen Applikationsformen sind auch Patienten- und Raummessungen nach der Entnahme erwähnenswert.

Bei permanenten Implantaten sind Datum und Zeitpunkt der Einlage, sowie Strahlenschutzmessungen am Patienten vor der Entlassung aufzuzeichnen.

4. Schlussbemerkungen

Die genannten Angaben und Definitionen für alle Brachytherapieformen besitzen einen gewichtigen Nachteil: Die Dosierung ist häufig nicht oder nur wenig an ein Tumor- oder Zielvolumen gekoppelt. Die in der perkutanen Radiotherapie mögliche Definition der Dosis in Relation zum Zielvolumen (z.B. D_{min} ; D_{max} ; D_{ref} ; $D_{average}$ usw.) ist in der Brachytherapie häufig nicht möglich. Sie ist für einzelne Situationen auch kaum anzustreben, wie z.B. bei der palliativen Therapie eines Oesophagus- oder Bronchuscarcinoms, bei dem der extraluminale Tumoranteil nicht bestrahlt wird. In den nächsten Jahren sind mit verbesserten Applikations- und Planungstechniken aber Fortschritte zu erhoffen, welche dann auch in der Dosisbeschreibung ihren Niederschlag finden sollten. Die vorgestellten Richtlinien zur Dokumentation könnten jedoch bis zu diesem Zeitpunkt eine einheitliche Beschreibung der Brachytherapie in der Schweiz ermöglichen. Die Arbeitsgruppe dankt all jenen, die mit zahlreichen Anregungen und Hilfen zur Verfassung dieser Empfehlung beigetragen haben.

5. Literaturverzeichnis

1. American Association of Physicists in Medicine:
Specification of brachytherapy sources
AAPM Report N° 21, 1987
2. British Commission on Radiological Units:
Specification of brachytherapy sources.
Br.J.Radiol. 57; 941 - 942; 1984
3. Chassagne D.; Horiot J.C.:
Proposition pour une définition commune des points de référence en curiethérapie gynécologique.
J.Radiol.Electrol. 58; 371 - 373; 1977
4. Comité Français de Mesure des Rayonnements Ionisants:
Recommandations pour la détermination des doses absorbées en curiethérapie.
Bureau National de Métrologie, Paris, CFMRI report n° 1, 1983
5. Durrance F.Y.; Fletcher G.H.:
Computer calculation of dose distribution to regional lymphatics from gynaecological radium insertions.
Radiology 91; 140 - 147, 1958
6. Dutreix A.; Wambersie A.:
Etude de la répartition des doses autour de sources ponctuelles alignées.
Acta Radiol. 7; 889 - 900, 1968
7. Dutreix A.; Marinello G.; Wambersie A.:
Dosimétrie du Système de Paris
in: Dosimétrie en Curiothérapie
Masson; Paris, 109 - 138; 1982
8. Dutreix A.; Marinello G.:
The Paris System
in: Modern Brachytherapy
ed. by Pierquin B.; Wilson J.F.; Chassagne D.:
Masson; New York, 25 - 42; 1987
9. Fletcher G.H.; Wall J.; Bloedorn F.G.; Shalek R.J.; Wootton P.:
Direct measurements and isodose calculations in radium therapy of carcinoma of the cervix.
Radiology 61; 885; 1953
10. Fowler J.F.:
The radiobiology of brachytherapy. Ch. 12 in Brachtherapy HDR and LDR
Eds.: Martinez, Orton & Mould. Publ. Nucletron, Red. Branch Rd., Columbia, MD, 21045,
USA, 121 - 137, 1990

11. Glasser O.; Quimby E.H.; Taylor L.S.; Weatherwax J.L.; Morgan R.H.:
Physical foundations of radiology
3rd Ed; Chapter 13; Harper & Row; New York; 1967
12. Godden T.J.:
Physical aspects of brachytherapy - chapter 7: Intracavitary brachytherapy
Medical Physics Handbook N° 19; Adam Hilger, Bristol, 1988
13. Horiot J.C.; Barillot I.:
Méthode de Dijon.
aus: Pierquin B. et Marinello G.: Manuel pratique de Curiethérapie
Editions Hermann, Paris, 183 - 193; 1992
14. ICRU Report N° 33:
Radiation quantities and units
ICRU; Bethesda, 1980
15. ICRU Report N° 38:
Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology.
ICRU; Bethesda, 1985
16. ICRU Report N° 50
Prescribing, recording and reporting photon beam therapy
ICRU; Bethesda, 1993
17. Meredith W.J. (Ed.):
Radiation dosage, the Manchester system
2nd edn, Livingstone; Edinburgh, 1967
18. Meredith W.J.; Massey J.B.:
Fundamental physics of radiology, chapter XLI
3rd edn.; John Wright & Sons; Chicago 1977
19. Paterson R.; Parker H.M.:
A dosage system for gamma ray therapy
BJR 7; 592; 1934
20. Paterson R.; Parker H.M.:
A dosage system for interstitial radium therapy
BJR 11; 252 and 313; 1938
21. Paterson R.; Parker H.M.; Spiers F.W.:
A system of dosage for cylindrical distributions of radium
BJR 9; 487; 1936

22. Shaek R.J.; Stovall M.:
Dosimetry in implant therapy
in: Attix F.H.; Roesch W.C. & Tochilin E. (Eds)
Radiation Dosimetry, Vol III, chapter 31, Academic Press, New York 1969
23. Stitt J.A.; Fowler J.F.; Thomaldsen B.R.; Buchler D.A.; Paliwal B.P.; Kinsella T.J.:
High dose rate intracavitary brachytherapy for carcinoma of the cervix: The madison system: I.
Clinical and radiobiological considerations
Int. J.Radiat. Oncol. Biol. Phys. 24; 335 - 348; 1992
24. Thames H.D.; Hendry J.H.:
Fractionation in radiotherapy
Ed. Taylor Francis; London 1981
25. van der Laarse R.:
The stepping source dosimetry system as an extension of the Paris system
Nucletron-Odelft Activity Report N°6, 75 - 82; 1995

Verzeichnis der bisher erschienenen SGSMP-Berichte
Liste des rapports SSRPM parus à ce jour
Catalogue of SSRMP-reports issued hitherto

- | | | |
|--------|---|---|
| No. 1 | : Rapport concernant l'intercomparaison dosimétrique 1984 destinée aux Centres de Radiothérapie de Suisse
(Arbeitsgruppe für neue Messmethoden, 1984)
ISBN 3-908125-01-4 | |
| No. 2 | : Auswertung der Umfrage "in-vivo-Dosimetrie"
(Arbeitsgruppe für neue Messmethoden, 1984)
ISBN 3-908125-02-2 | vergriffen
épuisé
out of print |
| No. 3 | : Dosisvergleich 1984, Resultate der Umfrage
(Arbeitsgruppe für neue Messmethoden 1984)
ISBN 3-908125-03-0 | vergriffen
épuisé
out of print |
| No. 4 | : Bericht über den Dosimetrie-Vergleich 1985
(Arbeitsgruppe für neue Messmethoden, 1985)
ISBN 3-908125-04-9 | |
| No. 5 | : Umfrage "Basisdaten und Messkammern"
(Arbeitsgruppe für neue Messmethoden, 1985)
ISBN 3-908125-05-7 | vergriffen
épuisé
out of print |
| No. 6 | : Schlussbericht über den Dosimetrievergleich 1986/87 an Röntgentherapieanlagen im Bereich 100 - 300 kV
(Arbeitsgruppe für neue Messmethoden, 1987)
ISBN 3-908125-06-5 | vergriffen
épuisé
out of print |
| No. 7 | : Dosimetry intercomparison 1989: High Energy Photon and Electron Beams
(Task Group Medical Radiation Physics and Swiss Group for Epidemiologic and Clinical Cancer Research Physics Task Group, 1989)
ISBN 3-908125-07-3 | |
| No. 8 | : CT-Vergleich in der Radio-Onkologie
(SAKK, Radiation Oncology Section, Physics Task Group, 1989)
ISBN 3-908125-08-1 | |
| No. 9 | : Ein nationaler Dosimetrievergleich in Oberflächen-Röntgentherapieanlagen
(Arbeitsgruppe Medizinische Strahlenphysik, 1990)
ISBN 3-908125-09-X | |
| No. 10 | : SGSMP-Erhebung: Ganzkörperzähler in der Schweiz
(Arbeitsgruppe Ganzkörperzähler, 1990)
ISBN 3-908125-10-3 | |
| No. 11 | : Bedarfsabklärung Ganzkörperzähler
ISBN 3-908125-12-X | |
| No. 12 | : Intercomparison (Dose) 1991
ISBN 3-908125-14-6 | |
| No. 13 | : Ergebnisse der Umfrage über Tätigkeiten auf dem Gebiet der nichtionisierenden Strahlung (NIR)
(Arbeitsgruppe NIR, 1993)
ISBN 3-908125-15-4 | |

- No. 14 : Die Aufgaben, die Verantwortlichkeit und die Stellung des Medizinphysikers
in der Schweiz
(1990)
ISBN 3-908125-13-8
- No. 15 : Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams
Status Report
(Task Group for Dosimetry Protocols, 1994)
ISBN 3-908125-16-2
- No. 16 : Personalbedarf in der Medizinischen Physik
(Arbeitsgruppe Medizinische Strahlenphysik, 1995)
ISBN 3-908125-19-7
- No. 17 : Vergleich 1994
Dosimetrie und Bestrahlungsplanung
(Arbeitsgruppe Medizinische Strahlenphysik, 1995)
ISBN 3-908125-20-0
- No. 18 : Dosis- und Volumenspezifikationen zur Dokumentation in der Brachytherapie
(Interdisziplinäre Arbeitsgruppe „Radiotherapie - Radiologie - Radiophysik“, 1996)
ISBN 3-908125-21-9
- No. 18 : Specification de la dose et du volume dans le cadre de la documentation en
curietherapie
(Groupe de travail interdisciplinaire „Radiothérapie - Radiobiologie - Radiophysique“, 1996)
ISBN 3-908125-22-7

Die einzelnen Berichte können kostenlos angefordert werden beim Sekretariat der SGSMP:
Les rapport peuvent être obtenus gratuitement au secrétariat de la SSRMP:
Individual reports can be requested free of charge from the secretariat of the SSRMP:

**Sekretariat der SGSMP
Abt. für Medizinische Strahlenphysik
Inselspital
CH-3010 Bern**

April 1996