



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)

Rapport 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

Rapport No. 18
de la Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale, 1996

ISBN 3-908125-22-7

©SSRPM 1996 La copie de ce rapport ou de parties de celui-ci, en indiquant la source, est autorisée.

Le document a été préparé dans le cadre du groupe de travail interdisciplinaire „Radiothérapie - Radiobiologie - Radiophysique“ (présidence: M. Notter, Aarau).

Les directives et propositions ont été réunies, sur mandat du groupe de travail, par MM. B. Davis, R. Kann, M. Notter, A.F. Thöni, M. Töpfer, W. Seelentag et J.-F. Valley; elles ont ensuite été discutées, corrigées et rédigées par le groupe de travail.

Autorisé par le comité de la SSRPM le 16.01.1996.

Le rapport est disponible en allemand et en français au secrétariat de la SSRPM, Abt. für Med. Strahlenphysik, Inselspital, 3010 Berne.

Table des matières	Page
1. Introduction	4
2. Informations administratives et médicales	5
2.1. Informations relatives au patient	5
2.2. Diagnostic	5
2.3. Volume-cible	5
2.4. But thérapeutique	5
2.5. Intégration de la curiethérapie dans le concept thérapeutique global	5
3. Spécifications physico-techniques	6
3.1. Spécification des sources	6
3.1.1. Radionuclide	6
3.1.2. Activité	6
3.1.3. Description géométrique des sources	6
3.1.4. Mise en place des sources	6
3.1.5. Position des sources	6
3.2. Technique d'application	7
3.2.1. Curiethérapie interstitielle	7
3.2.1.1. Disposition géométrique	7
3.2.1.2. Forme des applicateurs	7
3.2.2. Curiethérapie endoluminale	8
3.2.3. Curiethérapie intracavitaire	8
3.2.4. Curiethérapie avec utilisation des moulages	8
3.2.5. Combinaison de plusieurs types de curiethérapie	8
3.2.6. Contrôle et documentation de la position des applicateurs	9
3.3. Dosage	9
3.3.1. Définition de la dose	9
3.3.1.1. Irradiation unique	9
3.3.1.2. Irradiation fractionnée	9
3.3.2. Système de dosage	10
3.3.2.1. Curiethérapie interstitielle	10
3.3.2.2. Curiethérapie endoluminale	12
3.3.2.3. Curiethérapie intracavitaire	13
3.3.2.4. Curiethérapie avec utilisation de moulage	13
3.3.3. Méthode de calcul des doses	14
3.4. Exécution du traitement	14
4. Conclusions	15
5. Bibliographie	16

1. Introduction

Le but de ce guide est l'introduction d'une documentation (reporting) uniformisée des différentes techniques de curiethérapie. Afin d'atteindre le même standard dans la donnée des volumes et des doses, il est judicieux d'utiliser, dans la mesure du possible, les mêmes définitions et expressions. On connaît diverses méthodes classiques de réalisation de la curiethérapie; rappelons les plus courantes, à savoir les méthodes de Manchester, de Paris et de Quimby, ainsi que leurs variantes (3, 5, 6, 7, 8, 11, 13, 17, 21). Compte tenu de la diversité des applications de curiethérapie, une méthode unique ne peut couvrir toutes les situations. La subdivision classique des types d'applications sera maintenue. Les divers chapitres doivent être uniquement considérés comme des recommandations pour la documentation. Il faut souligner qu'il ne s'agit pas d'une recommandation concernant les doses à appliquer. Le but n'est pas non plus d'indiquer une procédure détaillée pour l'exécution de la curiethérapie. En cas de parution de directives internationales, ce guide sera le cas échéant révisé.

La curiethérapie sera subdivisée en curiethérapie interstitielle, endoluminale (comprenant aussi les cylindres vaginaux) et intracavitaire (endocervicale et intra-utérine), de même que celle effectuée à l'aide de moulages (y compris la curiethérapie intraopératoire). La spécification des sources s'effectue indépendamment du type de l'application, alors que la technique d'application est indiquée spécifiquement pour les différentes formes de curiethérapie. Le dosage sera lui aussi dépendant de la technique utilisée; les paramètres à documenter sont cependant indépendants du débit de dose (LDR; HDR; MDR; PDR).

Le groupe interdisciplinaire espère que cette proposition permettra d'uniformiser la documentation de la curiethérapie en Suisse. Les effets biologiques (à ce sujet divers modèles sont en discussion), les résultats cliniques (par exemple à l'aide des taux de contrôle de la tumeur) et l'expérience concernant les effets secondaires possibles ne peuvent être comparés que si l'on dispose d'un langage commun. Ce n'est qu'à partir de ce moment qu'il est possible de porter un jugement sur la qualité des traitements et consécutivement de faire des recommandations sur les contrôles de qualité. Les présentes directives concernant la documentation des traitements de curiethérapie devraient permettre une description uniformisée, et ceci de façon prospective face aux améliorations futures attendues, aussi bien en ce qui concerne les différentes techniques d'application que de la planification par ordinateur.

Pour quelques expressions, pour lesquelles il n'existe pas de traduction française courante, le terme anglais a été utilisé. Nous en sollicitons l'indulgence du lecteur.

2. Informations administratives et médicales

2.1. Informations relatives au patient

Les informations générales, telles que l'âge, la date de naissance, etc, sont enregistrées.

2.2. Diagnostic

Le type de tumeur, son histologie, son stade, sa position et son extension sont indiquées.

2.3. Volume-cible

Le volume à traiter doit être décrit. Une définition des volumes analogue à celle indiquée dans le rapport CIUR 50 (16) est à utiliser. Dans la mesure où une indication contraire n'est pas donnée explicitement, on entend par volume-cible le volume-cible de planification. Le terme "target-dose" est traduit ici par "dose de référence".

2.4. But thérapeutique

On distingue les concepts de traitement curatif et palliatif.

2.5. Intégration de la curiethérapie dans le concept thérapeutique global

La classification suivante est adoptée :

- curiethérapie seule
- curiethérapie combinée à la téléradiothérapie (avant, après, concomitante). La dose appliquée par téléradiothérapie sera aussi indiquée conformément aux directives CIUR.
- curiethérapie combinée à l'hyperthermie (avant, après, simultanément).
- curiethérapie combinée avec d'autres traitements :
 - à la chirurgie (préopératoire, intraopératoire, postopératoire)
 - à la chimiothérapie.

3. Spécifications physico-techniques

3.1. Spécification des sources

On documente le radionuclide utilisé, l'activité et la description géométrique des sources.

3.1.1. Radionuclide

Le radionuclide utilisé (par exemple ^{192}Ir , ^{137}Cs , ^{125}I , ^{198}Au) est indiqué.

3.1.2. Activité

Il est recommandé d'utiliser le débit de kerma de référence dans l'air (en $\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$) à la distance de référence de 1 m, corrigé pour l'absorption et la diffusion dans l'air (1, 2, 4, 14). On peut aussi indiquer comme alternative l'activité apparente (MBq).

Dans le cas de la curiethérapie à haut débit, l'activité de la source peut être spécifiée en débit de kerma de référence dans l'air ou en activité apparente le jour de l'application. Il est aussi possible d'indiquer une activité nominale et un facteur de prolongation (facteur de décroissance) se rapportant à l'activité nominale.

Dans le cas des sources linéaires, il est loisible de donner des indications supplémentaires sur l'activité linéique ($\text{MBq}\cdot\text{mm}^{-1}$).

3.1.3. Description géométrique des sources

Les informations suivantes doivent être documentées :

- la forme des sources : aiguilles, fils, grains, etc
- la longueur (ou les longueurs) active(s) : L
- l'espace entre les grains S_S dans le cas de lignes de grains
- dans des cas particuliers, on donnera d'autres indications pertinentes (par exemple le diamètre actif).

3.1.4. Mise en place des sources

Les mises en place suivantes seront indiquées :

- sans applicateur (directement)
- avec applicateur chargé
- avec chargement différé (manuel ou télécommandé).

3.1.5. Position des sources

La position des sources par rapport à l'applicateur et la partie active de celles-ci seront indiquées. Dans le cas où l'on simule des sources linéaires à l'aide d'une série de sources ponctuelles, on indiquera les positions individuelles de chacune d'elles. Lors de la simulation de sources linéaires par une source ponctuelle en mouvement, les positions

d'arrêt (indiquées en général par la première, la dernière et le pas) et les temps d'arrêt seront documentés.

3.2. Technique d'application

La technique d'application, différente selon le genre de curiethérapie, sera décrite en relation avec celle-ci.

3.2.1. Curiothérapie interstitielle

3.2.1.1. Disposition géométrique

On distingue les sources linéaires (aiguilles, fils, lignes de grains, source ponctuelle en mouvement) et les sources ponctuelles (grains).

Indications lors de l'utilisation de sources linéaires :

- disposition dans le plan perpendiculaire aux sources (avec indication des distances) :
 - triangulaire
 - rectangulaire
 - irrégulière
- distance entre les plans (avec indication des distances) :
 - constante
 - variable
- nombre des sources ou des porteurs de sources (pour les sources ponctuelles en mouvement)
- nombre des plans
- nombre des sources ou des porteurs de sources par plan.

Indication lors de l'utilisation de sources ponctuelles :

- forme (sphère, ellipsoïde) du volume enveloppe avec désignation des diamètres minimaux et maximaux
- nombre de sources
- densité des sources (nombre de sources par élément de volume).

3.2.1.2. Forme des applicateurs

La forme des applicateurs (tubes en plastic, gouttière, "silk sutures", aiguilles hypodermiques, aiguilles guides, grains, etc) est à indiquer. La forme et la grandeur des gabarits seront le cas échéant indiqués.

Lorsque l'on travaille avec un applicateur, on indiquera :

- la longueur de l'applicateur
- le diamètre intérieur et extérieur, dans le cas où ils sont pertinents
- le type de matériau
 - tube en plastic (rigide ou flexible)
 - aiguille

- éventuellement le fournisseur et au besoin la référence bibliographique.

3.2.2. Curiethérapie endoluminale

On décrit le type d'applicateur utilisé, par exemple :

- cylindre vaginal, y compris la forme de la pointe
- applicateur rectal
- applicateur bronchique
- applicateur oesophagique
- applicateur du canal cholédoque

Dans la description, on indiquera le diamètre intérieur et extérieur, et s'il s'agit d'un système rigide ou flexible. De même, on donnera des indications sur l'utilisation d'accessoires de centrage, comme des dispositifs écarteurs, cathéters gonflables symétriques et asymétriques et, le cas échéant, sur les dispositifs de protection incorporés. Dans le cas des applicateurs vaginaux, on indiquera l'angle de la protection (par exemple 90°, 180°, etc) et sa position dans la patiente¹. Le nombre des applicateurs (en général 1) et le cas échéant le rayon minimal de courbure, seront enregistrés. Dans la mesure du possible, les dimensions des dispositifs d'écartement et de centrage seront évaluées.

3.2.3. Curiethérapie intracavitaire

Pour les applicateurs les plus courants, il suffit de les désigner (par exemple Fletscher, Hyman, etc). Dans les autres cas, on décrira les applicateurs :

- forme (par exemple sphérique, cylindrique, annulaire, etc)
- dimensions
- protections

La fixation utilisée sera également indiquée.

3.2.4. Curiethérapie avec utilisation de moulages

Le matériau utilisé, la forme et les dimensions du moulage seront indiqués. La distance de la source (ou des sources) ou du porteur de sources à la surface du moulage sera indiquée. La disposition géométrique des sources dans le moulage sera indiquée, dans la mesure où cette information est pertinente, de manière analogue à la thérapie interstitielle (voir 3.2.1.1.).

3.2.5. Combinaison de plusieurs types de curiethérapie

Lors de la combinaison d'une curiethérapie interstitielle avec une endoluminale ou une intracavitaire, on procédera de manière analogue aux recommandations décrites pour chacune d'elles.

¹ (12⁰⁰ = ventral)

3.2.6. Contrôle et documentation de la position des applicateurs

Pour toutes les techniques de curiethérapie, on indiquera la manière dont la position des applicateurs est vérifiée :

- à l'aide de clichés radiologiques stéréoscopiques
- à l'aide de clichés radiologiques orthogonaux
- par tomodensitométrie
- par endoscopie
- autres méthodes.

3.3. Dosage

3.3.1. Définition de la dose

Toutes les doses sont données en doses absorbées dans l'eau (Gy). Si l'on prend en compte des modèles biologiques lors de l'établissement de la dose, il y a lieu de les décrire.

Le point de référence de la dose et sa détermination doivent être indiqués séparément dans les systèmes de dosage des différentes formes de curiethérapie.

3.3.1.1. Irradiation unique

Dans les implantations temporaires, on indiquera la durée de l'application; lorsque les durées d'application des différentes sources sont différentes, on indiquera la durée de chacune d'entre elles. Lorsqu'une correction pour la décroissance est à apporter pour les radionuclides de courte période, celle-ci sera indiquée comme facteur de correction du débit de dose. Pour les implantations permanentes, on indiquera la durée de vie moyenne T_a obtenue à partir de la période $T_{1/2}$ ($T_a = 1,44 T_{1/2}$). La dose totale s'obtient en multipliant le débit de dose par la durée de l'application ou, le cas échéant, par la durée de vie moyenne.

3.3.1.2. Irradiation fractionnée

Dans le cas de l'irradiation fractionnée, on peut en général admettre que la décroissance peut être négligée durant les fractions individuelles.

a. Dose par fraction et durée d'irradiation

Selon le système de dosage (voir 3.3.2.) et la méthode de calcul (voir 3.3.4.), le débit de dose ou les durées d'arrêt optimisées pour une certaine dose sont connus. On obtient ainsi la durée d'irradiation soit en divisant la dose de référence prescrite par le débit de dose, soit par sommation de toutes les durées d'arrêt. Lorsque, pour la technique de chargement différé à haut débit de dose, une activité nominale ou un facteur de prolongation est donné (voir 3.1.2.), il faut documenter aussi bien les temps d'irradiation (ou d'arrêt) nominaux que réels.

b. Déroulement

Le fractionnement (par exemple journalier, hebdomadaire) est à indiquer. Lors de thérapies combinées (voir 2.5.), on décrira de manière détaillée la succession des opérations. On accordera une attention particulière aux aspects temporels lors d'un fractionnement ou pour des doses par fraction variables.

c. Dose totale

La dose totale, obtenue par sommation de toutes les doses par fraction (qui peuvent être différentes), sera indiquée.

3.3.2. Systèmes de dosage

3.3.2.1. Curiethérapie interstitielle

L'application du système de Paris est recommandée. Dans le cas où l'on utilise un autre système, celui-ci sera décrit en détail. L'exigence minimale concernant la description et la documentation de la dose et de sa distribution est l'indication des isodoses dans un plan au moins, le plan central. Ce plan est décrit comme suit : si l'on admet que les sources (ou les porteurs de sources) sont situées sur des droites parallèles, dont le milieu est situé dans un plan, celui-ci est appelé plan central. Quand la disposition des sources ne remplit pas cette condition, on définit le plan central comme celui qui est perpendiculaire à la direction principale des sources linéaires et qui passe par le centre de l'implant.

Le cas particulier d'une source unique est traité de manière analogue à l'application endoluminale.

a. Notions de base

Dans tout le paragraphe, les indications concernant la dose s'appliquent par analogie au débit de dose. Ainsi le débit de dose de base est défini de la même manière que la dose de base, en admettant qu'il s'agit d'une indication par unité de temps.

a.1. Dose centrale moyenne (dans le système de Paris : dose de base)

Il s'agit de la moyenne arithmétique des doses locales minimales (DB_i) entre les sources, dans le plan central ou dans d'autres plans de calcul. Dans le système de Paris, on procède comme suit : trois sources proches déterminent dans le plan central un triangle; les médiatrices de ce triangle se coupent en un point où l'on détermine la dose de base locale (élémentaire); la moyenne des doses de base élémentaires (respectivement de ces débits de dose) est la dose de base (BD) (respectivement le débit de dose de base). Si l'application forme dans le plan central des carrés ou des rectangles, les doses de base élémentaires sont définies au centre de ces carrés ou rectangles. Dans le cas d'une implantation dans un seul plan, les doses de base élémentaires locales sont définies sur les milieux des segments qui relient les intersections des sources avec le plan central. Les minimum locaux dans le plan central peuvent aussi être déterminés sur des plans d'isodoses.

a.2. Dose périphérique (dans le système de Paris : dose de référence)

La dose périphérique est définie comme la dose minimale à la périphérie du volume-cible clinique (clinical target volume; CTV). Elle devrait correspondre à la dose minimale considérée comme nécessaire par le clinicien en vue de traiter le volume-cible clinique. L'isodose périphérique est la surface isodosique correspondant à cette dose minimale. Elle définit le volume de traitement ("treatment volume" selon CIUR 50) et devrait enfermer complètement le volume-cible clinique. Dans la plupart des cas, elle devrait correspondre à la dose prescrite ("prescribed dose" selon CIUR 50). Dans le système de Paris, cette dose périphérique est appelée dose de référence et correspond à 85 % de la dose de base. Ceci n'est cependant valable que si les règles d'application du système de Paris sont respectées. A cet effet, les sources doivent être disposées de sorte que l'isodose de référence enferme complètement le volume-cible clinique. Dans le cas où l'on n'utilise pas la dose de référence comme dose de prescription et de documentation, on indiquera sa valeur relative à la dose de base.

b. Inhomogénéité de la dose et indication des volumes

En analogie à la méthode de Paris, l'inhomogénéité de la dose peut être décrite par :

1. l'écart relatif maximum des doses de base élémentaires locales à la dose de base; ces écarts devraient idéalement être inférieurs à 10 % ($DB - 10 \% _ DB_i _ DB + 10 \%$).
2. l'index d'inhomogénéité de la dose défini comme le quotient de la dose minimale périphérique à la dose centrale moyenne (dans le système de Paris, cet index est de 85 %, dans la mesure où les règles d'application sont respectées).

Lorsque pour un système à chargement différé à haut débit de dose, on utilise des temps d'arrêt différents pour compenser des écarts à la géométrie idéale, la méthode d'optimisation doit être décrite.

Dans chaque cas, on évaluera la dose minimale à l'intérieur du volume irradié en tenant compte de la disposition réelle des sources. A ce sujet, on indiquera si le calcul (ou la mesure) n'a été effectuée que dans le plan central ou dans les trois dimensions. On déterminera, dans la mesure du possible, la dose à d'autres points, surtout aux organes critiques, dans la mesure où leur position par rapport à l'implantation est connue.

Le volume enfermé par l'isodose de référence (= volume de traitement) sera indiqué en cm^3 ou évalué approximativement par ses dimensions sur les trois axes principaux².

b.1. Régions recevant une dose élevée

Il s'agit des domaines qui reçoivent une dose égale ou supérieure à deux fois la dose de référence. Elles sont situées à l'intérieur de l'isodose correspondant à 170 % de la dose de base et peuvent être désignées comme **manchons de surdosage**. Ces manchons de surdosage sont en général des volumes cylindriques dont l'axe est une des sources linéaires. L'indication du diamètre maximum et de la longueur du plus grand manchon est

² L'indication en m^3 ou mm^3 n'est pas judicieuse du point de vue clinique.

recommandé. Quand cela est réalisable, on calculera le volume total de tous les manchons de surdosage.

b.2. Régions recevant une dose faible

Les régions à l'intérieur du volume-cible clinique qui reçoivent moins de 90 % de la dose de référence sont à indiquer, de même que leurs dimensions maximales.

L'indication de l'histogramme dose-volume est intéressante. Elle ne peut cependant remplacer les indications mentionnées ci-dessus, car cette représentation dépend étroitement de l'évaluation de la grandeur du volume-cible clinique et de la grandeur des éléments de volume utilisés pour le calcul, ceci à cause du très fort gradient de dose.

3.3.2.2. Curiethérapie endoluminale

On utilise en général pour la curiethérapie endoluminale des applicateurs à un seul canal. L'influence d'une éventuelle courbure de l'applicateur peut dans la plupart des cas être négligée.

a. Dose de référence

La dose est indiquée en un point situé dans le plan perpendiculaire au milieu de la longueur irradiée.

- **dose de référence pour les cylindres vaginaux** : elle est définie à 5 mm de la surface de l'applicateur. Lorsque l'applicateur possède une protection, la spécification de la dose s'effectue à 5 mm de la surface de l'applicateur sur le côté opposé à la protection. On indiquera en outre la dose à 5 mm de la surface du côté de la protection.

- **dose de référence pour un applicateur cylindrique flexible** : elle est définie à 10 mm de la surface de l'applicateur.

- **dose de référence pour un applicateur avec accessoires de centrage** : dans la mesure où le diamètre, dans la situation gonflée (ou écartée), ne peut être déterminé individuellement, la dose de référence est définie à 10 mm de la paroi de l'applicateur dans la situation de repos. Les distances minimale et moyenne entre la surface de l'applicateur et la paroi intérieure du lumen, de même que la dose résultante à la paroi intérieure du lumen, devraient être estimées. Dans le cas où le diamètre en position gonflée (ou écartée) est suffisamment bien connu, on peut définir la dose de référence à 10 mm de sa surface.

- cas particuliers

- cathéter souple avec un rayon de courbure inférieur à 30 mm; on indiquera la moyenne de la dose à 10 mm de la surface de l'applicateur à l'intérieur et à l'extérieur de la courbure.

- applicateurs comportant 2 ou plusieurs cathéters souples : on s'approchera au mieux, par une optimisation individuelle, de l'objectif fixé dans le cas de l'isodose cylindrique. Le dosage s'effectue à 10 mm de la surface de la sonde. En raison de la géométrie extrêmement variable, on indiquera la dose pour des points supplémentaires représentatifs dans la tumeur.

b. Inhomogénéité de la dose et indication des volumes

On déterminera (ou pour le moins on estimera) la dose maximale à la surface de l'applicateur et on l'enregistrera. Lorsque pour un système à chargement différé à haut débit de dose, on utilise des temps d'arrêt différents pour obtenir une isodose cylindrique par le point de référence, on obtient des augmentations de dose non désirées à la surface de l'applicateur aux deux extrémités de la longueur irradiée. Ceci peut être évité :

- en réduisant la dose dans les secteurs marginaux ou
- en limitant la dose à la surface de l'applicateur, ou à proximité de celui-ci, à une valeur maximale.

Le volume est désigné par le diamètre de l'isodose de référence cylindrique et la longueur irradiée. Pour les applicateurs de grand diamètre (par exemple les cylindres vaginaux), la longueur irradiée est définie par l'intersection de l'isodose de référence avec l'applicateur.

3.3.2.3. Curiethérapie intracavitaire

Dans le cas des traitements de curiethérapie seule, on documentera selon le rapport 38 de la CIUR (15). En cas de combinaison avec une radiothérapie externe, le concept du rapport 38 de la CIUR est aujourd'hui dépassé en raison des nouveaux schémas de fractionnement de la radiothérapie externe (10, 23, 24).

a. Dose de référence

Même si la dose n'est pas prescrite selon le système de Manchester, on documentera la dose au point A. Si l'on utilise, pour la dose de référence à l'utérus, dans le cas d'un applicateur-tige, une distance à l'axe de la source différente de 20 mm, ceci sera mentionnée séparément.

b. Inhomogénéité de la dose et indication des volumes

On déterminera la dose à la vessie, au rectum, au trapèze lymphatique et à la paroi du bassin, conformément au rapport 38 de la CIUR.

Le volume de l'isodose passant par le point A sera indiqué en cm^3 ou estimé à l'aide des dimensions de cette isodose sur les trois axes principaux³. Lorsque l'on utilise des doses par fraction différentes ou des dispositions différentes de l'applicateur, il est nécessaire d'indiquer le volume pour chaque fraction, ainsi que la dose totale.

3.3.2.4. Curiethérapie avec utilisation de moulages

a. Dose de référence

La dose de référence est définie à la surface du moulage. On indiquera en priorité la dose minimale située perpendiculairement aux espaces entre les sources. La variante consistant à indiquer la dose maximale, est admise, en particulier lors d'arrêts de durée constante, mais

³ L'indication en m^3 ou mm^3 n'est pas judicieuse du point de vue clinique.

ceci doit être mentionné séparément. On indiquera en outre la dose à une distance de la surface significative du point vue clinique.

b. Inhomogénéité de la dose et indication des volumes

Les sources linéaires seront disposées de préférence selon les règles de Paterson-Parker (18, 19, 20, 21). Les positions d'arrêt de la source ponctuelle mobile seront en général disposés régulièrement et l'optimisation, en vue d'obtenir une dose constante aux points de référence à la surface, se fera de préférence en variant les temps d'arrêt.

Le minimum de la dose, qui en général correspond à la dose de référence, et le maximum seront documentés. Pour une distance entre les positions d'arrêt de 10 mm et une épaisseur du moulage (distance de l'axe de l'applicateur à la surface) de 5 mm, la différence est de l'ordre de 20 %.

Si l'on utilise une disposition régulière de sources linéaires ou des temps d'arrêt constants, ceci devra être indiqué spécialement. Dans ces cas, on désignera comme dose de référence de préférence la dose maximale au centre du moulage; la dose minimale au bord de la surface irradiée sera également indiquée.

Le volume sera documenté en indiquant la surface du moulage à l'aide d'une description grossière de sa forme de même que des dimensions de ses deux axes principaux et de la profondeur significative au niveau clinique.

3.3.3. Méthode de calcul des doses

On distingue :

- le calcul manuel, effectué en général à l'aide de tableaux ou de monogrammes;
- le calcul par ordinateur
 - à deux dimensions; lors de représentation d'isodoses à deux dimensions, on précisera exactement la position des plans;
 - à trois dimensions.

3.4. Exécution du traitement

Lors d'applications temporaires, on indiquera la date et l'heure de la mise en place et du retrait des sources (début et fin du temps d'irradiation pour les systèmes à chargement différé télécommandés), de même que toutes les interruptions. Pour beaucoup de types d'application, il est utile d'indiquer la mesure de dose sur le patient et dans le local après le retrait des sources.

Lors d'implants permanents, on indiquera la date et l'heure de la mise en place des sources, de même que les mesures de radioprotection effectuées sur le patient avant sa sortie.

4. Conclusions

Les indications et les définitions valables pour toutes les formes de curiethérapie ont un désavantage majeur : le dosage n'est souvent pas lié (ou trop peu) à la tumeur ou au volume-cible. La possibilité en radiothérapie externe de définir la dose en relation au volume-cible (par exemple D_{min} ; D_{max} ; D_{moyen} , etc) n'est souvent pas donnée en curiethérapie. Dans certaines situations, par exemple dans le cas de la thérapie palliative des carcinomes de l'oesophage ou des bronches, dans laquelle la partie extraluminale de la tumeur n'est pas irradiée, cette démarche ne serait pas utile. On peut espérer, au cours de ces prochaines années, une amélioration des techniques d'application et de planification, qui aura certainement aussi une répercussion sur la description des doses. Les directives de documentation présentées ici pourraient cependant permettre jusque là une uniformisation de la description de la curiethérapie en Suisse. Le groupe de travail remercie tous ceux qui, par leurs nombreuses suggestions, ont contribué à la rédaction de cette recommandation.

5. Bibliographie

1. American Association of Physicists in Medicine :
Specification of brachytherapy sources.
AAPM Report No 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 no 1; 1983
5. Durrance F.Y; Fletcher G.H. :
Computer calculation of dose distribution to regional lymphatics from gynecological 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 Brachytherapy 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 No 19; Adam Hilger, Bristol; 1988
13. Horiot J.-C.; Barillot I. :
Méthode de Dijon.
Dans ?? : Pierquin B. et Marinello G. : Manuel pratique de Curiethérapie
Editions Hermann, Paris, 183 - 193; 1992
14. ICRU Report No 33 :
Radiation quantities and units
ICRU; Bethesda, 1980
15. ICRU Report No 38 :
Dose and Volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology.
ICRU, Bethesda, 1985
16. ICRU Report No 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. Shalek 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
Nucleotron-Odelft Activity Report no 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