

DOSIMÉTRIE PAR ORDINATEUR EN CURIETHÉRAPIE

G. DONATI et F. VOLTERRANI

La connaissance de la répartition dans l'espace de la dose absorbée, jointe à une évaluation critique de l'extension clinique des lésions constitue la condition essentielle pour une bonne réussite de tout traitement par les radiations et représente l'étape indispensable pour aboutir à la réalisation d'un plan de traitement correct.

Dans la curiethérapie, la distribution de la dose est inévitablement assez complexe et différente suivant les cas, même à égalité de modalités techniques, d'où la difficulté de l'étude dosimétrique.

On a proposé récemment de nouvelles méthodes de traitement à préparation non radioactive permettant d'étendre utilement les indications de la curiethérapie et d'améliorer sensiblement les conditions de protection du personnel (CHASSAGNE et coll. 1966, 1969, DELOUCHE et coll. 1968, HENSCHÉ et coll. 1963, PIERQUIN 1966). A cause de l'originalité de leur technique, et des différentes substances radioactives employées, notamment ^{192}Ir et ^{137}Cs , elles s'écartent sensiblement des techniques habituelles au radium.

Il est naturel, par conséquent, de considérer comme plus juste de n'en affronter l'étude et l'application, à défaut de l'expérience découlant de la pratique, que si l'on est en mesure de vérifier d'une façon adéquate les conditions d'irradiation réalisées avec ces méthodes à travers une évaluation dosimétrique raffinée. Ceci impose d'ailleurs une vérification de la dosimétrie dans la radiumthérapie, qui est loin d'être résolue d'une manière adéquate par les méthodes

Soumis à la Rédaction le 14 mars 1972.

habituelles, convaincus que nous sommes de l'utilité de conserver comme paramètre-guide, en affrontant de nouvelles méthodes, la confrontation avec des techniques dont les résultats positifs obtenus ont désormais largement fait leurs preuves, depuis près d'un demi-siècle, sur le plan clinique.

La mesure directe de la dose pourrait, par elle-même, représenter la solution la plus satisfaisante. Cependant, malgré les gros progrès réalisés dans ce domaine, les difficultés techniques que l'on rencontre, liées au volume et à la sensibilité des appareils de mesure, n'en rendent possible et utile l'application à la pratique clinique que dans certaines circonstances seulement.

La méthode du calcul est, en définitive, la plus appropriée en curiethérapie pour atteindre les buts fixés.

Toutes les méthodes de calcul partant de reconstructions, aussi bien graphiques que matérielles des implantations, sont longues et délicates, malgré la simplicité apparente des opérations élémentaires, et présentent bien des possibilités d'erreur. Seul le calcul direct à partir des conditions d'irradiation que l'on réalise pour chaque cas en particulier, peut fournir les informations indispensables et utiles.

Bon nombre d'auteurs ont démontré l'utilité de l'emploi des ordinateurs pour résoudre les problèmes dosimétriques posés par la radiothérapie et, en particulier, par la curiethérapie et de nombreux programmes de calcul ont été publiés (ADAMS et coll. 1965, BALTER 1969, JAMESON et coll. 1968, LAUGHLIN et coll. 1968, POWERS et coll. 1965, ROSE et coll. 1966, ROSENWALD et coll. 1970, SHALEK et coll. 1968, TSIEN 1955). Ils ont permis d'effectuer une étude dosimétrique toujours plus approfondie des différentes techniques curiethérapeutiques connues, une évaluation des nouvelles méthodes sur des bases plus rationnelles, ainsi que le développement de nouveaux schémas théoriques de traitement (DURRANCE et coll. 1968, DUTREIX et coll. 1968, PAINE et coll. 1969, PIERQUIN et coll. 1968, 1969, SCHLIENGER et coll. 1970). Les informations recueillies, en outre, se sont avérées susceptibles d'influencer positivement les décisions cliniques quant à la distribution des sources et à la durée du traitement (CASTRO et coll. 1969, CHASAGNE et coll. 1970, FLETCHER et coll. 1962).

Nous avons donc jugé opportun de nous consacrer à l'étude d'un programme pour le calcul par ordinateur de la distribution dans l'espace de la dose en curiethérapie, et, n'estimant pas tout à fait adéquates les solutions déjà proposées, nous nous sommes efforcés d'obtenir de meilleurs résultats.

Dans notre travail, nous nous sommes proposé de réaliser un instrument valable, d'un emploi simple et le plus utile possible. Tout d'abord, nous nous sommes préoccupés de satisfaire deux exigences fondamentales, à savoir : l'étude et le projet des dispositions géométriques des sources les plus variées et la vérification, pour chaque cas particulier, des conditions d'irradiation déterminées par les différents plans de traitement projetés et effectivement réalisés sur le malade.

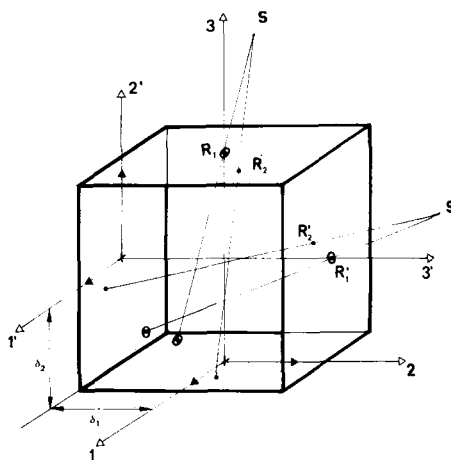


Fig. 1. Schéma du dispositif porte-cassettes.

Dans l'organisation des données de « entrée » et de « sortie » nous nous sommes efforcés de laisser la plus grande liberté possible à l'utilisateur, compte tenu des exigences cliniques.

Dans la version plus complète, la séquence des opérations gérées par le programme comprend : (1) l'identification de la géométrie du traitement et des plans de calcul; (2) l'organisation du calcul en vue d'obtenir une représentation des résultats sous forme de diagramme d'isodoses; (3) le calcul de la dose.

Dans ce qui suit, on décrira, de façon détaillée, les opérations effectuées et la méthode de calcul utilisée et l'on présentera, en outre, certains exemples de calculs.

Identification de la géométrie du traitement et des plans de calcul

Repérage des sources radioactives

Dans cette étape, nous avons repris et développé le principe de repérage des foyers radioactifs en curiethérapie au moyen de radiographies orthogonales (HIDALGO et coll. 1967, ROSENWALD et coll. 1970) en apportant les modifications qui nous ont semblé opportunes, en vue d'éliminer les sources d'erreur liées à une technique radiographique imparfaite.

La région anatomique, siège du dispositif d'irradiation, est radiographiée, dans les deux projections orthogonales, en utilisant un porte-cassettes de type spécial, en plexiglas (Figs 1, 2). Sur les côtés du porte-cassettes, en contact avec les cli-

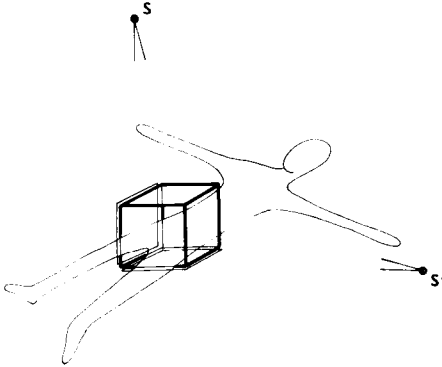


Fig. 2. Schéma des conditions de repérage des sources.

chés sont visualisés en plomb deux systèmes de coordonnées qui, radiographiés sur les films, faciliteront l'identification des points nécessaires pour le calcul. Sur les côtés opposés aux clichés il existe une paire de marques plombées fixes, principale et secondaire, (R_1 — R_2 ; R_1' — R_2'). La marque principale (R_1) est alignée avec l'origine du système de coordonnées reproduit sur le côté du porte-cassettes en contact avec le film, sur une même droite perpendiculaire à ce dernier.

La disposition des marques principales et secondaires étant connue, et le porte-cassettes assurant aux deux films une position rigoureusement orthogonale, il est possible de calculer la position des sources radiographiques, ainsi que la disposition réelle dans l'espace des foyers radioactifs et des repères de référence choisis (anatomiques ou introduits artificiellement dans le malade).

De cette façon la validité des résultats est indépendante de la position du malade par rapport au système de repérage et n'est pas influencée par la position ou par l'inclinaison des faisceaux radiographiques.

Calcul de la position réelle dans l'espace des sources radiographiques S et S'. Pour chacune des sources radiographiques, il est possible d'écrire six équations reliant entre elles les coordonnées des marques fixes, les coordonnées des sources, ainsi que les coordonnées des images des deux marques, relevées sur chacun des deux films.

$$\frac{XR_{i,1} - YA_{i,1}}{XS_1 - YA_{i,1}} = \frac{XR_{i,2} - YA_{i,2}}{XS_2 - YA_{i,2}} = \frac{XR_{i,3}}{XS_3} \quad i = 1,2 \quad (1)$$

avec :

$XR_{i,j}$ = coordonnée j de la marque i
 XS_j = coordonnée j inconnue de la source
 $YA_{i,j}$ = coordonnée j de l'image de la marque i sur le cliché

Même en tenant compte que les six équations ne sont pas toutes indépendantes entre elles, le nombre des équations indépendantes dépasse le nombre des inconnues. Pour la solution on applique donc la méthode des moindres carrés en écrivant (1) sous la forme :

$$\begin{aligned}
 f_i &= (XR_{i,1} - YA_{i,1})(XS_2 - YA_{i,2}) - (XR_{i,2} - YA_{i,2})(XS_1 - YA_{i,1}) = 0 \quad (i=1,2) \\
 f_{i+2} &= XR_{i,3}(XS_1 - YA_{i,1}) - XS_3(XR_{i,1} - YA_{i,1}) = 0 \quad (i=1,2) \\
 f_{i+4} &= XR_{i,3}(XS_2 - YA_{i,2}) - XS_3(XR_{i,2} - YA_{i,2}) = 0 \quad (i=1,2)
 \end{aligned} \quad (2)$$

La solution du système d'équations (2) correspond au minimum de la fonction :

$$F = \sum_{i=1}^6 f_i^2 \quad (3)$$

En posant la condition de minimum

$$\frac{\partial F}{\partial XS_j} = 0 \quad (j=1,3) \quad (4)$$

on obtient un système de trois équations linéaires par rapport aux trois inconnues XS_j .

Pour résoudre le système, on emploie la méthode de Gauss-Jordan qui s'avère stable du point de vue numérique, requiert un nombre peu élevé de calculs, et ne se ressent pas autant que d'autres méthodes des erreurs d'arrondi dans le cas où le déterminant de la matrice est petit.

Calcul des positions du repère de référence et des sources radioactives. Après avoir identifié la position dans l'espace des sources radiographiques on définit en premier un repère fondamental, qui sert de référence pour la mise en place des calculs. C'est par rapport à lui que sont définies les positions dans l'espace des sources radioactives et de repères accessoires (radio-opaques, anatomiques, osseux, ou introduits artificiellement dans le malade) servant à individualiser les rapports du dispositif d'irradiation avec son anatomie.

La définition du repère susdit est conforme au principe de ne pas être lié à des choix préétablis, mais plutôt à réserver la possibilité de mettre en relation, dans tous les cas, le calcul avec l'anatomie individuelle du sujet soumis au traitement.

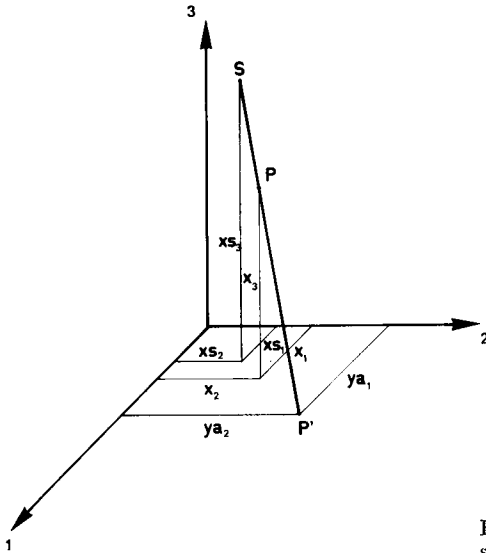


Fig. 3. Image P' donnée d'un point P par la source radiographique S sur le plan du film.

C'est ainsi que les calculs sont établis dans un système de référence tridimensionnel d'axes cartésiens, qui a pour origine un repère, anatomique ou artificiel, choisi pour chaque cas et indépendant des conditions de centrage, ou bien un repère fixe et valable pour tous les malades et pour un même type de traitement.

La position de ce repère est calculée à partir des coordonnées de ses images, lues sur les deux radiographies orthogonales. De façon analogue on identifie la position des repères de référence accessoires, des sources radioactives ponctuelles et des extrémités des sources linéaires.

Semblablement à ce qui a été effectué pour la détermination de la position des sources radiographiques, il est possible d'écrire six équations reliant entre elles les coordonnées des sources radiographiques dans le système des deux clichés (XS_i et XS'_i), connues grâce au calcul précédent, les coordonnées des projections sur les deux films (YA_i et YA'_i) du point dont on veut déterminer la position dans l'espace ainsi que les coordonnées inconnues de ce point (XS_i) (Fig 3).

$$\begin{aligned}
 f_1 &= (X_1 - YA_1) (XS_2 - YA_2) - (X_2 - YA_2) (XS_1 - YA_1) = 0 \\
 f_2 &= (X_1 - YA'_1) (XS'_2 - YA'_2) - (X_3 - \delta_2 - YA'_2) (XS'_1 - YA'_1) = 0 \\
 f_3 &= X_3 (XS_1 - YA_1) - XS_3 (X_1 - YA_1) = 0 \\
 f_4 &= (X_2 + \delta_1) (XS'_1 - YA'_1) - XS'_3 (X_1 - YA_1) = 0 \\
 f_5 &= X_3 (XS_2 - YA_2) - XS_3 (X_2 - YA_2) = 0 \\
 f_6 &= (X_2 + \delta_1) (XS'_2 - YA'_2) - XS'_3 (X_3 - \delta_2 - YA'_2) = 0
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

Dans ces expressions δ_1 et δ_2 sont les distances le long des axes entre les origines des deux systèmes, sagittal et latéral (Fig. 1).

Le système (5) a été résolu par la méthode des moindres carrés en utilisant la formule (3) et en imposant la condition de minimum

$$\frac{\partial F}{\partial X_i} = 0 \quad (i=1,3) \quad (6)$$

Pour les sources radioactives linéaires, est prévu un test de contrôle qui compare la longueur calculée et celle qui fait partie des données d'entrée. Si l'erreur est supérieure à une certaine valeur choisie, le calcul s'arrête et une vérification de l'exactitude des coordonnées, lues sur les deux clichés pour cette source-là, s'impose.

Pour certains types de sources, par exemple celles de radium, leur longueur réelle ne coïncide pas avec leur longueur active. Les caractéristiques de construction des sources étant connues, et uniquement pour le calcul de la dose, le programme utilise comme coordonnées des extrémités des sources celles qui correspondent à la longueur active, en les calculant à partir des coordonnées des extrémités de l'enveloppe, lues sur les deux films.

Parmi les données d'entrée, outre la longueur réelle et la longueur active de chaque source, il est nécessaire de fournir les données relatives à la qualité et à l'épaisseur de l'enveloppe, le rayon intérieur de la substance radioactive pour tenir compte de l'autoabsorption, ainsi que le type et la quantité en mCi ou mg de l'isotope contenu dans la source.

Identification des plans sur lesquels on désire effectuer le calcul des isodoses

C'est dans cette phase que nous nous sommes efforcés d'obtenir le maximum de résultats rendant possible l'étude détaillée de la distribution dans l'espace de la dose absorbée par le volume-cible, y compris les différents volumes surdosés et les volumes qui incluent le volume-cible et dont on doit tenir compte si l'on veut coordonner l'acte curiethérapeutique avec les autres modalités de traitement radiologique ou non.

On a donc visé à laisser la plus grande liberté dans le choix qualitatif et quantitatif des plans, objet du calcul. Le programme prévoit six variantes dans le choix qualitatif des plans de calcul.

Le plan passe par trois points non alignés de l'espace, visibles dans tous les cas sur les deux radiographies orthogonales, tels que les repères radio-opaques, anatomiques ou introduits artificiellement dans le malade, ou bien les extrémités de sources radioactives.

Après avoir calculé par la méthode décrite au paragraphe précédent la position de ces trois points dans l'espace, le programme identifie le plan requis par les cosinus directeurs et la distance du repère fondamental.

Le plan passe par deux points de l'espace, dont on peut lire les coordonnées sur les deux clichés, et est parallèle à une direction donnée et non alignée avec ces derniers : par exemple un axe cartésien du système fondamental de référence ou bien une direction quelconque.

Le plan passe par un point de l'espace et est parallèle à deux directions choisies et bien distinctes.

En suivant ces deux dernières voies de définition du plan dans lequel on fait le calcul, il est possible bien sûr d'identifier aisément des plans parallèles ou orthogonaux aux plans des films, comme l'ont proposé certains auteurs (ROSENWALD et coll. 1970).

On définit les cosinus directeurs du plan et sa distance au repère absolu.

Cette modalité d'identification est particulièrement utile pour effectuer le calcul dans des plans orientés d'une façon simple dans l'espace. C'est le cas, par exemple, des plans des axes cartésiens du système de référence ou bien des plans dont les normales sont les bissectrices des axes étant tous situés à une distance donnée du repère fondamental de référence.

Cette méthode est particulièrement appropriée à l'étude préalable des différentes dispositions géométriques des sources. Toutefois, son utilité est évidente puisqu'elle permet, dans tous les cas, de définir les plans de calcul.

Le plan est parallèle à celui qui le précède et en est distant d'une certaine longueur. Ce type de définition peut s'avérer utile si l'on désire « couper en tranches » la zone étudiée par des plans parallèles entre eux et peut permettre l'identification plus précise du volume traité avec une certaine dose.

La définition du plan est donnée et découle d'études préliminaires ayant permis d'individualiser un plan caractéristique pour l'évaluation d'une certaine technique ou bien d'un certain aspect dosimétrique de celle-ci. Nous avons prévu pour les applications gynécologiques, le calcul des isodoses dans un plan frontal, oblique, qui passe par la direction idéale des vaisseaux lymphatiques pelviens (DURRANCE et coll. 1968).

En général, il faut indiquer les dimensions et l'agrandissement de la zone à explorer dans chaque plan requis. Si l'agrandissement est unitaire, le diagramme des isodoses est imprimé en vraie grandeur; dans le cas contraire l'impression est effectuée dans les dimensions correspondant à l'agrandissement requis.

Organisation du calcul en vue d'obtenir une représentation des résultats sous forme de diagrammes d'isodoses

Organisation générale du calcul

On prend comme centre pour le calcul le barycentre radioactif des sources radioactives, de façon que le diagramme des isodoses soit centré sur la zone la

plus intéressante du plan choisi, c'est à dire celle où se projettent les sources. Il est toutefois possible d'effectuer le calcul pour une partie du plan, différente et éloignée de la projection du barycentre d'une certaine distance et selon une certaine direction, ce qui est souvent utile pour évaluer la distribution de la dose au niveau de certaines structures ou régions anatomiques, éloignées du dispositif d'irradiation (chaînes lymphatiques, organes ou structures sensibles, etc.).

Sur les plans choisis et identifiés durant la phase précédente, on calcule les projections des repères de référence, fondamental et accessoires, du barycentre radioactif et des extrémités des sources radioactives.

Sur le plan est individualisé un nouveau système d'axes orthogonaux à deux dimensions, ayant pour origine le barycentre du calcul, système dans lequel on calcule les coordonnées des projections des repères de référence et des extrémités des sources en vue de pouvoir les mettre en évidence lors de l'impression du diagramme.

Dans le système ainsi défini, on crée une grille de calcul dont les mailles sont d'autant plus serrées que l'agrandissement requis est plus grand et qui couvre la zone que l'on désire explorer. Le détail du calcul est ainsi toujours proportionné à la demande tandis que les temps de travail ne dépassent jamais les besoins.

Impression des diagrammes d'isodoses

Pour la représentation de la distribution dans l'espace de la dose absorbée on peut avoir recours à l'impression de tableaux à double entrée donnant la valeur de la dose calculée aux points d'intersection de la grille de calcul. Ces nombres convenablement reliés par des lignes continues permettent de mettre en évidence l'allure des isodoses. Ce type de représentation n'est pas très précis et ne visualise pas immédiatement, sur le plan clinique, les volumes de traitement.

On peut obtenir un résultat beaucoup plus précis et facilement compréhensible en faisant dessiner les diagrammes par un traceur de courbes. Cette solution a évidemment le désavantage d'un coût plus élevé et d'une augmentation des temps d'exécution. Malgré les avantages esthétiques certains de cette solution, nous avons, par conséquent, préféré utiliser directement l'imprimante de l'ordinateur pour l'exécution graphique des diagrammes.

On a suivi la méthode qui consiste à faire imprimer alternativement des lettres par ordre alphabétique croissant et des espaces blancs, obtenant ainsi une visualisation appropriée des isodoses calculées (Fig. 6). Dans ce type de représentation graphique des résultats, il existe une limite due aux dimensions finies du caractère de l'imprimante. Ce n'est, toutefois, qu'une limite apparente : en effet, si on le juge nécessaire, il est possible d'augmenter à son gré le détail en augmentant l'échelle et en explorant des zones plus étroites du plan étudié.

Les dimensions réelles des diagrammes sont conditionnées par les dimensions finies dans le sens de la largeur des feuille de l'imprimante (en moyenne 35 cm), tout à fait suffisantes d'ailleurs pour couvrir les distances en jeu.

La valeur et le nombre des isodoses calculés et dessinés sont choisis à volonté et fixés dans les données d'entrée. Il est possible, en outre, d'obtenir le calcul de la dose absorbée en des points particulièrement intéressants préétablis et fixés ou bien calculés à partir de leurs coordonnées lues sur les deux films.

Sur le diagramme des résultats ainsi organisés et imprimés, sont visualisées les projections des repères de référence et des extrémités des sources de façon à faciliter la reconnaissance de la géométrie du traitement et à permettre, en définitive, l'application clinique des résultats.

Calcul de la dose

Le programme prévoit le calcul de l'intensité horaire de la dose absorbée en tenant compte, au besoin, de la décroissance du radioisotope employé.

Les opérations prévues sont possibles pour les sources ponctuelles ou linéaires, contenant les isotopes radioactifs les plus couramment employés et curiethérapie, sous forme de sels ou d'alliages, dans tous les cas dispersés dans l'espace et en différentes combinaisons qualitatives et quantitatives.

On tient compte de la filtration due à l'enveloppe extérieure des sources, de l'autoabsorption et de l'atténuation dans les tissus.

Le calcul est possible aussi pour les sources linéaires courbes, avec une approximation suffisante, en les découpant en un nombre de segments rectilignes inversement proportionnel à leur rayon de courbure.

Dans l'élaboration du modèle mathématique pour le calcul de la dose, nous avons recherché la précision la plus élevée et compatible avec des temps de calcul raisonnables. Ceux-ci sont relativement bas et de l'ordre de 60 secondes en utilisant l'ordinateur UNIVAC 1108, lorsqu'on effectue le calcul pour deux sources radioactives, en quatre plans et pour 5 000 points par plan.

Sources linéaires

Considérons une aiguille radioactive contenant, par exemple, du sel de radium, semblable à celle de la figure 4, et calculons l'intensité de dose en un point quelconque. On pourra écrire :

$$I_p = \frac{G}{L} \Gamma c \int_{X_1}^{X_2} \frac{\varphi_1 \varphi_2}{r^2} dx \quad (7)$$

Dans cette formule, G est la quantité d'isotope, L la longueur active, Γ est la constante spécifique d'exposition gamma du radioélément, c est le facteur de conversion des roentgen en rad, φ_1 et φ_2 sont des fonctions qui expriment l'atténuation de la radiation respectivement dans l'enveloppe métallique extérieure de la source et dans le milieu.

En particulier φ_1 est à priori fonction de l'épaisseur effective de l'écran d , de l'angle ϑ et du coefficient d'absorption du matériau μ_m , tandis que φ_2 dépend à priori, non seulement de ϑ et d , mais aussi de la distance γ du point à l'axe de l'aiguille et du coefficient d'absorption dans les tissus μ_t .

Si l'on considère comme négligeable l'atténuation de la radiation dans l'écran et dans les tissus, c'est à dire si l'on pose φ_1 et $\varphi_2 = 1$, l'expression (7), en se référant à la figure 3, devient :

$$I_p = \frac{G}{L} \frac{\Gamma c}{\Upsilon} \int_{\varphi_1}^{\varphi_2} d\vartheta = \frac{G}{L} \frac{\Gamma c}{\Upsilon} (\vartheta_2 - \vartheta_1) \quad (8)$$

Cette approximation est toutefois très grossière et peut entraîner des erreurs en certains cas très élevées et supérieures à 20—30 %. Nous avons, par conséquent, jugé opportun d'insérer dans le calcul des expressions qui tiennent compte, d'une façon adéquate, de l'atténuation de la radiation dans l'enveloppe extérieure des sources et dans les tissus.

Atténuation dans la gaine métallique. Si l'on suppose la loi de Beer valable, l'atténuation de la radiation dans l'écran métallique peut être exprimée comme suit :

$$\varphi_1 = e^{-\frac{\mu_m d}{\cos \vartheta}} \quad (9)$$

Dans cette expression, μ_m est le coefficient d'atténuation linéaire constant pour le matériau considéré et pour l'énergie moyenne des γ de l'isotope contenu dans la source.

Même si l'on admet que les γ émis sont monoénergétiques, on a toutefois constaté qu'à cause de la radiation secondaire, la loi de Beer, rigoureusement valable pour les rayons γ fins et bien collimatés, se révèle insuffisante. Si l'on veut conserver l'expression (9), il est nécessaire d'utiliser un coefficient d'atténuation μ_m qui ne soit plus constant, mais qui varie en fonction de l'épaisseur traversée :

$$\mu_m = f\left(\frac{d}{\cos \vartheta}\right) \quad (10)$$

Cette fonction décroît lorsque l'épaisseur augmente étant donné que la contribution de la radiation secondaire croît (YOUNG & BATHO 1964).

Si l'on néglige l'atténuation dans les tissus, la dose au point P quelconque peut être alors calculée suivant l'expression :

$$I_p = \frac{G \Gamma c}{L Y} \int_{\vartheta_1}^{\vartheta_2} e^{-\frac{\mu_m d}{\cos \vartheta}} d\vartheta = \frac{G \Gamma c}{L Y} \left(U_1(\vartheta_2) - U_1(\vartheta_1) \right) \quad (11)$$

Les intégrales $U_1(\vartheta)$, dans le cas où μ_m est constant, sont des intégrales de SIEVERT (1921, 1922) et peuvent être résolues avantageusement en intégrant par série.

$$U_1(\vartheta) = \int_0^{\vartheta} e^{-\frac{\mu_m d}{\cos \vartheta}} d\vartheta = \vartheta - \mu_m d I_1(\vartheta) + \frac{(\mu_m d)^2}{2!} I_2(\vartheta) - \frac{(\mu_m d)^3}{3!} I_3(\vartheta) + \dots \quad (12)$$

où

$$\begin{aligned} I_1(\vartheta) &= \ln \left(\frac{1}{\cos \vartheta} + tg \vartheta \right) \\ I_2(\vartheta) &= tg \vartheta \\ I_n(\vartheta) &= \frac{1}{n-1} \left[\left(\frac{1}{\cos \vartheta} \right)^{n-2} tg \vartheta - (n-2) I_{n-2}(\vartheta) \right] \end{aligned} \quad (13)$$

Si μ_m est variable, il faut effectuer une intégration numérique, par exemple, par la méthode des intervalles finis. Dans ce dernier cas, le calcul est sensiblement plus long. On a cependant constaté qu'en utilisant une valeur appropriée et constante du coefficient d'atténuation (pour le radium $\mu_m = 1,52 \text{ cm}^{-1}$) les erreurs sont très limitées et de l'ordre de 2 %.

On a donc supposé la valeur $\mu_m = 1,52 \text{ cm}^{-1}$ pour le coefficient d'atténuation linéaire de la radiation γ du radium dans le platine. Pour les autres isotopes considérés, on a également supposé des valeurs de μ_m constantes et tirées de la littérature.

Dans l'expression (9) et dans les expressions suivantes, apparaît l'épaisseur effective d de l'écran. Cette valeur tient compte à la fois de l'autoabsorption dans le sel ou dans l'alliage de l'isotope et du fait qu'à cause du diamètre intérieur fini du matériel, certains rayons gamma traversent une épaisseur plus élevée que celle qui est mesurée radialement. Pour le calcul de l'épaisseur effective d , on a utilisé la formule proposée par YOUNG & BATHO (1964).

Atténuation dans les tissus. Au début, l'on jugeait que l'atténuation de la radiation dans les tissus était pratiquement négligeable à cause des distances en jeu et que l'irradiation gamma depuis les sources ponctuelles obéissait strictement à la loi de l'inverse du carré de la distance. Cette opinion était justifiée par les résultats des premiers essais expérimentaux effectués sur des modèles de grandes dimensions (GRIFFITH 1933). Dans ces conditions, en effet, la radiation gamma secon-

daire diffusée compense presque complètement le phénomène d'absorption pour des distances aux sources peu élevées.

Les mesures expérimentales les plus récentes, ont permis de constater, au contraire, que pour des points même proches des sources, l'erreur que l'on commet en négligeant l'atténuation dans les tissus peut être élevée et supérieure à 20 %.

Si l'on prend comme mesure expérimentale de l'atténuation le rapport :

$$\frac{\text{exposition dans l'eau}}{\text{exposition dans l'air}}$$

ce rapport coïncide avec le facteur de correction φ_2 dans le cas où l'on jugerait négligeable, comme en fait on a pu le constater expérimentalement, l'atténuation dans l'air. Or ce rapport n'est jamais unitaire pour n'importe quelle distance, même brève, à la source et, en général, il diminue quand celle-ci augmente.

Nous avons, par conséquent, jugé opportun d'insérer dans le calcul une expression tenant compte de l'atténuation de la radiation dans les tissus.

Nombreuses sont les expressions publiées, qui interprètent les données expérimentales et qui expriment, sous une forme généralement empirique, le lien entre la fonction d'atténuation φ_2 et la distance r aux sources, pour le radium. A titre de confrontation, nous reportons ci-après quelques-unes de ces expressions :

$$\text{(BATHO \& YOUNG 1964)} \quad \varphi_2 = 1 - 0,0074 r^{3/2} \quad (14)$$

$$\text{(SMOCOVITIS et coll. 1967)} \quad \varphi_{2I} = e^{-0,0110+0,00086r} \quad (15)$$

$$\text{(SMOCOVITIS et coll. 1967)} \quad \varphi_{2II} = 1,0 - 0,010 r^{1,25} \quad (16)$$

$$\text{(MEISBERGER \& SHALEK 1965)} \quad \varphi_2 = 1,0005 - 4,423 \times 10^{-3} r - 1,707 \times 10^{-3} r^2 + 7,448 \times 10^{-5} r^3 \quad (17)$$

Celles-ci donnent à peu près les mêmes résultats pour des valeurs de r comprises entre 0 et 10 cm, correspondant au champ d'expérimentation. Ces derniers divergent, notablement, pour des distances r plus élevées.

Sur le Tableau 1 ont été indiqués, pour différentes valeurs de r , les résultats obtenus avec les expressions mentionnées ci-dessus et, à titre de comparaison, plusieurs données expérimentales. On peut constater que l'expression proposée par MEISBERGER & SHALEK se présente comme assez satisfaisante non seulement pour $0 < r < 10$ cm, mais aussi pour des valeurs de r plus élevées. En outre, elle se présente sous une forme (développement en série de puissance) qui la rend particulièrement attrayante du point de vue du calcul par ordinateur.

Pour les autres isotopes considérés, nous avons également utilisé, afin d'exprimer l'atténuation de la radiation dans les tissus, l'expression de MEISBERGER & SHALEK (Tableau 2) en relevant, dans ce cas aussi, un accord convenable entre les données expérimentales et celles qui sont calculées (Tableau 3).

Tableau 1

Coefficients d'atténuation dans les tissus pour le radium-226. Comparaison entre valeurs expérimentales et valeurs théoriques, suivant plusieurs auteurs

| Distance en cm | Valeurs théoriques | | | | Valeurs expérimentales | | | | | |
|-------------------|-----------------------------|---------------------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------------------|------------------------------------|----------------------------------------------|------------------------------------|-----------------------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------|
| | BATHO et coll. (1964) | MEIS- BERGER et coll. (1965) | SMOCO- VITIS et coll. (1967) (I) | SMOCO- VITIS et coll. (1967) (II) | WOOT- TON et coll. (1954) | TER- POGOS- SIAN et coll. (1952) | VAN DILLA et coll. (1952) | PON- NUNNI KARTHA et coll. (1966) | MERE- DITH et coll. (1966) | SMOCO- VITIS et coll. (1967) |
| 0,0 | 1,00000 | 1,00500 | 1,00000 | 1,00000 | | | | | | |
| 1,0 | 0,99260 | 0,99894 | 0,98821 | 0,99000 | | | | | | 0,988 |
| 2,0 | 0,97907 | 0,98992 | 0,97488 | 0,97622 | 0,97 | 0,96 | | 0,98 | 0,986 | 0,975 |
| 3,0 | 0,96155 | 0,97838 | 0,96008 | 0,96052 | | | | | 0,974 | 0,96 |
| 4,0 | 0,94080 | 0,96476 | 0,94388 | 0,94343 | 0,94 | 0,94 | 0,98 | 0,95 | 0,953 | 0,945 |
| 5,0 | 0,91727 | 0,94952 | 0,92635 | 0,92523 | | | | | 0,950 | 0,928 |
| 6,0 | 0,89124 | 0,93310 | 0,90759 | 0,90609 | 0,88 | 0,92 | 0,94 | 0,90 | 0,930 | 0,908 |
| 7,0 | 0,86295 | 0,91594 | 0,88768 | 0,88614 | | | | | | 0,888 |
| 8,0 | 0,83256 | 0,89850 | 0,86672 | 0,86546 | 0,82 | 0,89 | 0,90 | 0,88 | 0,890 | 0,866 |
| 9,0 | 0,80020 | 0,88122 | 0,84480 | 0,84412 | | | | | | 0,845 |
| 10,0 | 0,76599 | 0,86455 | 0,82201 | 0,82217 | 0,77 | 0,85 | 0,87 | 0,84 | 0,842 | 0,823 |
| 11,0 | 0,73003 | 0,84893 | 0,79847 | 0,79967 | | | | | | |
| 12,0 | 0,69239 | 0,83482 | 0,77427 | 0,77665 | | 0,80 | 0,82 | 0,79 | | |
| 13,0 | 0,65315 | 0,82265 | 0,74951 | 0,75315 | | | | | | |
| 14,0 | 0,61236 | 0,81288 | 0,72429 | 0,72919 | | 0,76 | 0,77 | 0,74 | | |

Tableau 2

Atténuation dans les tissus pour différents isotopes, suivant MEISBERGER & SHALEK

| $\varphi_2 = A + B \times r + C \times r^2 + D \times r^3$ | | | | |
|------------------------------------------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Isotopes | A | B | C | D |
| ^{60}Co | $9,9423 \times 10^{-1}$ | $-5,318 \times 10^{-3}$ | $-2,610 \times 10^{-3}$ | $1,327 \times 10^{-4}$ |
| ^{137}Cs | $1,009 \times 10^0$ | $-9,015 \times 10^{-3}$ | $-3,459 \times 10^{-4}$ | $-2,817 \times 10^{-5}$ |
| ^{198}Au | $1,0306 \times 10^0$ | $-8,134 \times 10^{-3}$ | $1,111 \times 10^{-3}$ | $-1,597 \times 10^{-4}$ |
| ^{192}Ir | $1,0128 \times 10^0$ | $5,019 \times 10^{-3}$ | $-1,178 \times 10^{-3}$ | $-2,008 \times 10^{-5}$ |

Tableau 3

Coefficients d'atténuation dans les tissus pour différents isotopes. Comparaison entre valeurs expérimentales et valeurs théoriques, selon plusieurs auteurs

| Distance en cm | Valeurs théoriques | | | | Valeurs expérimentales | | | | | | | |
|----------------|----------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------------|-----------------|-------------------|-----------------|-------------------------------------|-----------------|--------------------------|-------|
| | ⁶⁰ Co | ¹³⁷ Cs | ¹⁹⁸ Au | ¹⁹² Ir | ⁶⁰ Co | | ¹³⁷ Cs | | ¹⁹⁸ Au ¹⁹² Ir | | | |
| | MEISBERGER & SHALEK (1965) | | | | VAN DILLA | WOOTTON | PONNUNNI | MEREDITH | PONNUNNI | MEREDITH | MEREDITH et coll. (1966) | |
| | | | | | et coll. (1952) | et coll. (1954) | et coll. (1966) | et coll. (1966) | et coll. (1966) | et coll. (1966) | | |
| 0,0 | 0,99423 | 1,00910 | 1,03060 | 1,01280 | | | | | | | | |
| 1,0 | 0,98643 | 0,99971 | 1,02342 | 1,01662 | | | | | | | | |
| 2,0 | 0,97422 | 0,98946 | 1,01750 | 1,01797 | 0,98 | 0,98 | 0,990 | 0,95 | 1,00 | 1,014 | 0,985 | |
| 3,0 | 0,95837 | 0,97818 | 1,01189 | 1,01671 | | | 0,976 | | 1,00 | 1,01 | 1,008 | |
| 4,0 | 0,93969 | 0,96570 | 1,00562 | 1,01274 | 0,97 | 0,93 | 0,95 | 0,960 | 0,93 | 0,99 | 1,00 | 0,99 |
| 5,0 | 0,91898 | 0,95186 | 0,99774 | 1,00593 | | | 0,938 | | 0,985 | 0,983 | 0,976 | |
| 6,0 | 0,89703 | 0,93647 | 0,98730 | 0,99617 | 0,93 | 0,87 | 0,89 | 0,915 | 0,90 | 0,957 | 0,982 | 0,980 |
| 7,0 | 0,87463 | 0,91938 | 0,97332 | 0,98332 | | | | | | | | |
| 8,0 | 0,85259 | 0,90042 | 0,95487 | 0,96728 | 0,90 | 0,82 | 0,86 | 0,876 | 0,84 | 0,907 | 0,940 | 0,940 |
| 9,0 | 0,83170 | 0,87941 | 0,93096 | 0,94791 | | | | | | | | |
| 10,0 | 0,81275 | 0,85619 | 0,90066 | 0,92511 | 0,86 | 0,78 | 0,85 | 0,838 | 0,81 | 0,862 | 0,873 | 0,895 |
| 11,0 | 0,79655 | 0,83059 | 0,86300 | 0,89874 | | | | | | | | |
| 12,0 | 0,78388 | 0,80243 | 0,81701 | 0,86870 | 0,82 | | 0,81 | | 0,77 | | | |
| 13,0 | 0,77555 | 0,77156 | 0,76176 | 0,83485 | | | | | | | | |
| 14,0 | 0,77235 | 0,73780 | 0,69626 | 0,79708 | 0,77 | | 0,77 | | 0,72 | | | |

Calcul de l'intensité de la dose. En introduisant les expressions obtenues de φ_1 et φ_2 dans l'expression (7), on obtient :

$$\begin{aligned}
 I_p &= \frac{G \Gamma c}{L \Upsilon} \int_{\vartheta_1}^{\vartheta_2} e^{-\frac{\mu_m d}{\cos \vartheta}} \left[A + B \left(\frac{y-d}{\cos \vartheta} \right) + C \left(\frac{y-d}{\cos \vartheta} \right)^2 + D \left(\frac{y-d}{\cos \vartheta} \right)^3 \right] d\vartheta = \\
 &= \frac{G \Gamma c}{L \Upsilon} \left(U(\vartheta_2) - U(\vartheta_1) \right) \tag{18}
 \end{aligned}$$

Si l'on développe l'exponentielle en série de Mac Laurin en fonction de $\frac{1}{\cos \vartheta}$ en s'arrêtant au quatrième terme et en négligeant les termes d'interaction d'ordre supérieur au quatrième, on peut écrire :

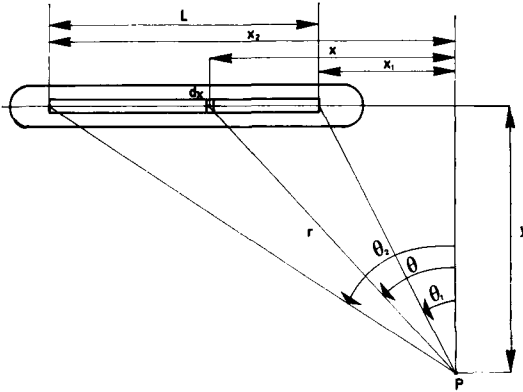


Fig. 4. Schéma d'une aiguille radioactive et de la géométrie du calcul de la dose en un point P quelconque.

$$U(\vartheta) = AU_1(\vartheta) + (y-d)BU_2(\vartheta) + (y-d)^2CU_3(\vartheta) + (y-d)^3DU_4(\vartheta) \quad (19)$$

où

$U_1(\vartheta)$ est l'intégrale de SIEVERT (12)

$$U_2(\vartheta) = I_1(\vartheta) - \mu_m d I_2(\vartheta) + \frac{(\mu_m d)^2}{2!} I_3(\vartheta) - \frac{(\mu_m d)^3}{3!} I_4(\vartheta)$$

$$U_3(\vartheta) = I_2(\vartheta) - \mu_m d I_3(\vartheta) + \frac{(\mu_m d)^2}{2!} I_4(\vartheta)$$

$$U_4(\vartheta) = I_3(\vartheta) - \mu_m d I_4(\vartheta)$$

et les intégrales $I_1, I_2, I_3, I_4, \dots$ sont calculées suivant (13). Malgré sa complexité apparente, la formule (19) se prête très bien au calcul de l'intensité de dose par ordinateur. Elle est, grâce à des mesures opportunes, considérablement moins onéreuse du point de vue du temps de calcul qu'une intégration par la méthode des intervalles finis et, en outre, considérablement plus précise.

La figure 5 représente les tracés de l'intégrale $U(\vartheta)$ en fonction de ϑ avec $d = 0,05$ cm et $\mu_m = 1,52$ cm⁻¹ et pour différentes valeurs de la distance y . On peut constater combien ils s'écartent considérablement, surtout pour ϑ et y élevés, du cas $U(\vartheta) = \vartheta$ de la formule (8) où étaient négligées les atténuations dans la gaine métallique et dans les tissus. En outre, pour des y élevés, on a des erreurs par rapport au cas $y = d$ ($\varphi_2 = 1$, intégrale de SIEVERT) de l'ordre, dans certains cas, de 10 %. Ces erreurs sont considérablement amplifiées dans le calcul de la dose, celle-ci étant déduite de différences entre intégrales.

La formule (19) ne converge pas pour des angles ϑ proches de $\frac{\pi}{2}$ ceci correspondant au fait que le développement en série de puissance de l'exponentielle fait défaut. On a choisi comme domaine de validité de cette formule

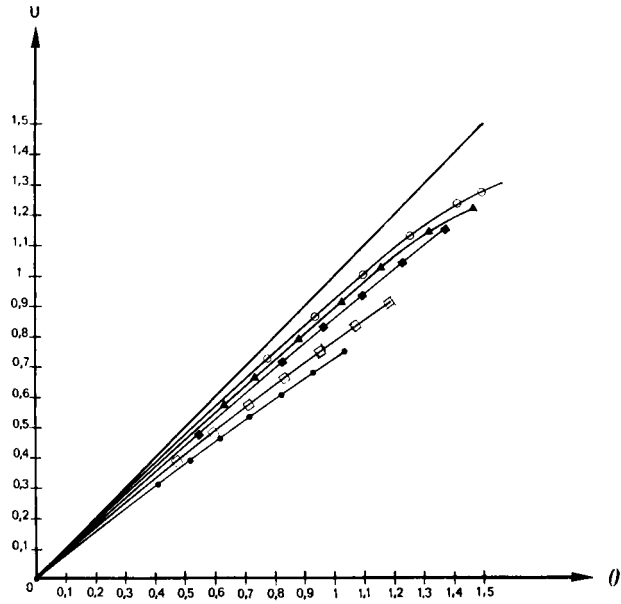


Fig. 5. Tracés de l'intégrale $U(\vartheta)$ en fonction de ϑ , avec $d = 0,05$ cm et $\mu_m = 1,52$ cm $^{-1}$, pour différentes valeurs de y (\circ 0,05 cm, \blacktriangle 2,05 cm, \blacksquare 4,05 cm, \square 8,05 cm, \bullet 16,05 cm).

$$\frac{\mu_m d}{\cos \vartheta} < 0,8$$

correspondant pour $\mu_m = 1,52$ cm $^{-1}$, $d = 0,05$ cm, à des valeurs de ϑ inférieures à environ 84 degrés.

Pour des valeurs supérieures, on effectue la partie restante de l'intégration avec la méthode des intervalles finis et avec un nombre de pas limités. D'autre part, il est opportun d'observer que, dans le calcul des isodoses pour un plan préétabli, la formule (19) ne converge plus pour les points situés uniquement tout près des sources.

Sources ponctuelles

Pour les sources ponctuelles, toutes les considérations déjà faites en ce qui concerne l'atténuation de la radiation dans la gaine métallique et dans les tissus sont valables.

Le calcul de l'intensité de dose est dans ce cas considérablement simplifié, étant donné qu'on ne doit plus effectuer d'intégrales.

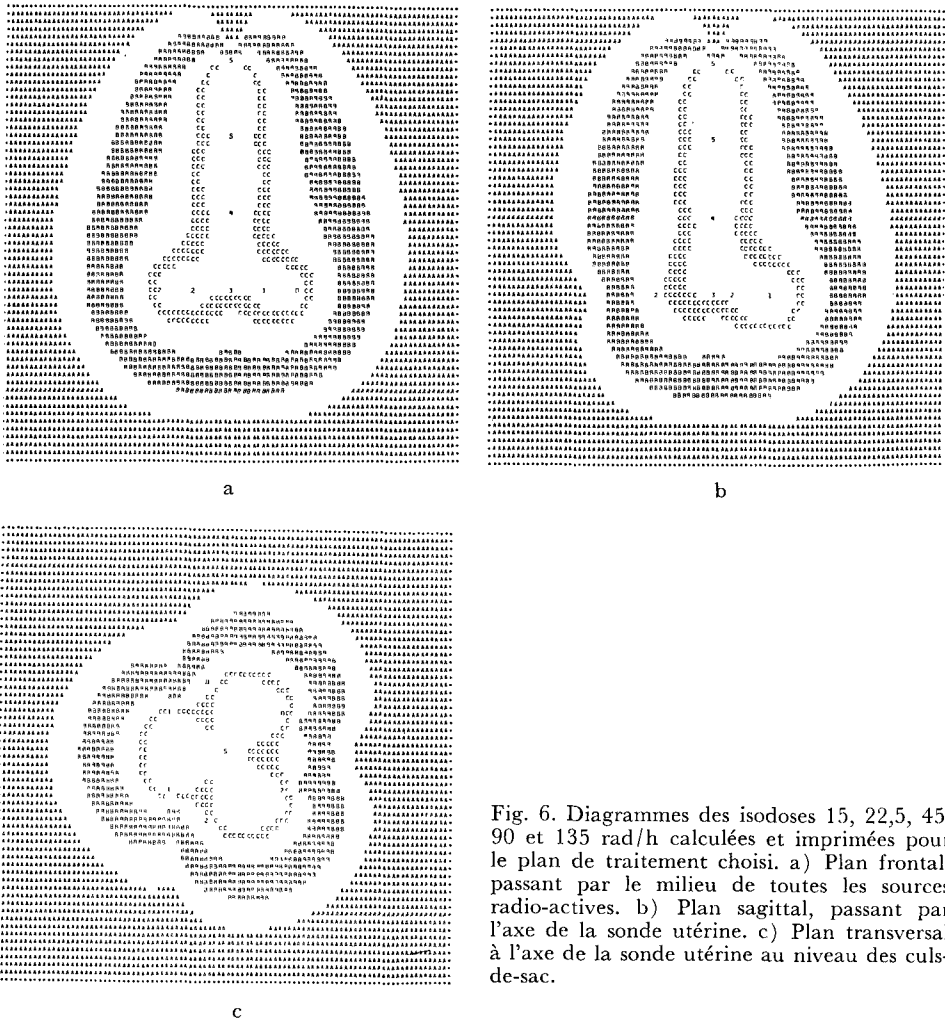


Fig. 6. Diagrammes des isodoses 15, 22,5, 45, 90 et 135 rad/h calculées et imprimées pour le plan de traitement choisi. a) Plan frontal, passant par le milieu de toutes les sources radio-actives. b) Plan sagittal, passant par l'axe de la sonde utérine. c) Plan transversal à l'axe de la sonde utérine au niveau des culs-de-sac.

$$I_p = \frac{GFC}{r^2} e^{-\mu md} \left(A + B(r-d) + C(r-d)^2 + D(r-d)^3 \right) \quad (20)$$

Le temps de calcul est inférieur au cas précédent même si le nombre des sources employées est supérieur.

Exemples de calcul. On présente ici le calcul dans les plans les plus significatifs quant à l'évaluation dosimétrique d'un traitement curietherapeutique pour cancer du col de l'utérus.

L'analyse des diagrammes des isodoses requises (15, 22, 5, 45, 90, 135 rad/h), permet l'étude du volume traité et des volumes correspondants surdosés et irradiés.

Les isodoses sont visualisées à partir des limites des aires imprimées avec des lettres par ordre alphabétique croissant; la projection des extrémités des sources radioactives sur le plan de calcul est individualisée par des chiffres arabes par ordre progressif à partir de 0, tandis que la projection sur le plan des repères de référence est indiquée par des astérisques, à moins qu'il n'y ait superposition avec l'extrémité d'une source.

Le plan de traitement analysé prévoit : trois tubes de 10 mg de ^{226}Ra de 22 mm de long et de 16 mm de longueur active disposés en triangle dans les culs-de-sac avec le sommet dirigé vers la cloison vesico-vaginale et une sonde utérine composée de trois tubes de ^{226}Ra , de mêmes caractéristiques, mais avec une activité de 5 mg pour celui qui est situé au niveau du canal cervical et de 10 mg pour les tubes endo-utérins (Fig. 6). Les plans de calcul sont respectivement : (1) plan frontal en a, (2) plan sagittal en b, (3) plan transversal au niveau des culs-de-sac en c.

Remerciements

Nous remercions pour son aide indispensable M le Professeur Mario Dente, titulaire de la chaire de Principes de Génie Chimique à l'Institut de Chimie Industrielle, Politecnico, Milan.

RÉSUMÉ

Les auteurs relèvent la difficulté et l'importance d'une évaluation dosimétrique correcte en curiethérapie, et présentent les détails d'un programme de calcul qu'ils ont élaboré permettant une solution adéquate du problème. Ce programme est d'un emploi simple et utile; il permet de satisfaire, au choix, deux exigences fondamentales : l'analyse des différentes dispositions géométriques des sources radio-actives, et l'évaluation, pour chaque cas particulier, des différents plans de traitement réalisés sur le malade. Les auteurs présentent, en outre, quelques exemples de l'utilisation du programme.

SUMMARY

The authors discuss the difficulty as well as the importance of a correct dosimetric evaluation in curie therapy and give details of a means for its determination that they have evolved. The method is a simple and easy one and permits of two alternative fundamental requirements: the analysis of various geometric arrangements of the radiation sources and the assessment in each case of different ways of treating the patient. Several examples to illustrate the method are presented.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird auf die Schwierigkeiten und den Wert einer genauen Dosimetrie bei der Curie-Therapie hingewiesen und eigene Methoden zur Erzielung genauerer Resultate empfohlen. Die neue Methode ist einfach und rasch und befriedigt zwei Erfordernisse: Erstens, eine Analyse der geometrischen Anordnung der Strahlenkörper und zweitens eine vergleichsweise Abschätzung verschiedener Bestrahlungspläne. Einige Beispiele erklären die Vorteile der Methode.

BIBLIOGRAPHIE

- ADAMS R. M., PETERSON M., COLLINS V. P., HUDGINS P. T. and GIBBS P.: Clinically useful calculations of the dose distribution from multiple sources. *Radiology* 85 (1965), 361.
- BALTER S.: Memorial implant dosimetry application system. *Radiology* 92 (1969), 161.
- BATHO H. F. and YOUNG M. E. J.: Tissue absorption corrections for linear radium sources. *Brit. J. Radiol.* 37 (1964), 689.
- CASTRO J. R., LINDBERG R. D. and FLETCHER G. H.: Clinical application of computer dosimetry in interstitial radium therapy. *Amer. J. Roentgenol.* 105 (1969), 165.
- CHASSAGNE D. et PIERQUIN B.: La plésiocuriethérapie des cancers du vagin par moulage plastique avec iridium 192. Préparation non radio-active. *J. Radiol. Électrol.* 47 (1966), 89.
- DELOUCHE G., ROCOPLAN J. A., PIERQUIN B. et GEST J.: Description et premiers essais du Curietron (projecteur polyvalent de sources radio-actives permettant une protection complète en curiethérapie gynécologique). *J. Radiol. Électrol.* 50 (1969), 910.
- DUTREIX A., ATTAIA A. B., ROSENWALD J. C. et PIERQUIN B.: Perspectives offertes par un programme de calcul des doses avec ordinateur en curiethérapie gynécologique. *J. Radiol. Électrol.* 51 (1970), 647.
- DELOUCHE G. et GEST J. Curie-thérapie gynécologique par Césium 137. Présentation de l'appareillage. *J. Radiol. Électrol.* 49 (1968), 538.
- DURRANCE F. Y. and FLETCHER G. H.: Computer calculation of dose contribution to regional lymphatics from gynecological radium insertions. *Radiology* 91 (1968), 140.
- DUTREIX A. et WAMBERSIE A.: Étude de la répartition des doses autour de sources ponctuelles alignées. *Acta radiol. Ther. Phys. Biol.* 7 (1968), 389.
- FLETCHER G. H. and STOVALL M.: A study of the explicit distribution of radiation in interstitial implantations. II. Correlation with clinical results in squamous-cell carcinomas of the anterior two-thirds of tongue and floor of mouth. *Radiology* 78 (1962), 766.
- HENSCHKE U. K., HILARIS B. S. and MAHAN G. D.: Afterloading in interstitial and intracavitary radiation therapy. *Amer. J. Roentgenol.* 90 (1963), 386.
- HIDALGO J. U., SPEAR V. D., GARCIA M., MADVELL C. R. and BURKE R.: The precision reconstruction of radium implants. *Amer. J. Roentgenol.* 100 (1967), 4.
- GRIFFITH H. D.: A test of some methods for calculating dosage in radium therapy. *Acta radiol.* 14 (1933), 608.
- JAMESON D. G., CAMPION J. M. and TREVELYAN A.: A computer system for interstitial and intracavitary dose calculations. *Brit. J. Radiol.* 41 (1968), 696.
- LAUGHLIN J. S., SILER W. M., HOLODNY E. I. and RITTER F. W.: A dose description system for interstitial radiation therapy. Seed implants. *Amer. J. Roentgenol.* 89 (1963), 470.
- MEISBERGER L. L. and SHALEK R. J.: The effective absorption of the gamma rays from radium-226, gold-198, cesium-137 and iridium-192 in water. Presented at the Fifty-First Annual Meeting of the Radiological Society of North America, Inc. Chicago, Illinois, 1965.

- MEREDITH W. J., GREENE D. and KAWASHIMA K.: The attenuation and scattering in a phantom of gamma rays from some radionuclides used in mould and interstitial gamma ray therapy. *Brit. J. Radiol.* 39 (1966), 280.
- PAINE CH., PIERQUIN B., DUTREIX A. et CHASSAGNE D.: Dosimétrie des épingles d'Iridium 192. Étude théorique par ordinateur. *Ann. Radiol.* 12 (1969), 549.
- PIERQUIN B.: Endo- et plésio-radiothérapie par Iridium¹⁹² et Césium¹³⁷. *Radiol. Clin. Biol.* 35 (1966), 407.
- DUTREIX A., PAINE CH., CHASSAGNE D. and WAMBERSIE A.: Endocurietherapy. A dosimetric study of two parallel radioactive sources. *Acta radiol. Ther. Phys. Biol.* 7 (1968), 193.
- — WAMBERSIE A., CHASSAGNE D. et STELLA J.: La dosimétrie prévisionnelle en endocurietherapie (Dispositif radifère en un plan. Étude sur ordinateur). *J. Radiol. Électrol.* 50 (1969), 377.
- PONNUNNI KARTHA K. I., KENNEY G. N. and CAMERON J. R.: An experimental determination of the absorption and buildup factor in water for radium, cobalt 60 and cesium 137 gamma rays. *Amer. J. Roentgenol.* 96 (1966), 66.
- POWERS W. E., BOGARDUS C. R. JR., WHITE W. and GALLAGHER T.: Computer estimation of dosage of interstitial and intracavitary implants. *Radiology* 85 (1965), 135.
- ROSE J. A., BLOEDORN F. G. and ROBINSON J. E.: A computer dosimetry system for radium implants. *Amer. J. Roentgenol.* 97 (1966), 1032.
- ROSENWALD J. C. et DUTREIX A.: Étude d'un programme sur ordinateur pour le calcul des doses en curietherapie gynécologique. *J. Radiol. Électrol.* 51 (1970), 651.
- SCHLIENGER M., ROSENWALD J. C., MICLUTIA M., QUINT R. et PIERQUIN B.: Contrôle dosimétrique en brachycurietherapie par les isodoses "escargot". *Acta radiol. Ther. Phys. Biol.* 9 (1970), 282.
- SHALEK R. J. and STOVALL M.: The M. D. Anderson method for the computation of isodose curves around interstitial and intracavitary radiation sources. I. Dose from linear sources. *Amer. J. Roentgenol.* 102 (1968), 662.
- SIEVERT R. M.: Die Intensitätsverteilung der primären γ -Strahlung in der Nähe medizinischer Radiumpräparate. *Acta radiol.* 1 (1921—1922), 89.
- SMOCOVITIS D., YOUNG M. E. J. and BATHO H. F.: Apparent absorption of the gamma rays of radium in water. *Brit. J. Radiol.* 40 (1967), 771.
- TER-POGOSSIAN M., ITTNER W. B. and ALY S. M.: Comparison of air and tissues doses for radium gamma rays. *Nucleonics* 10 (1952), 50.
- TSIEN K. C.: The application of automatic computing machines to radiation treatment planning. *Brit. J. Radiol.* 28 (1955), 432.
- VAN DILLA M. A. and HINE G. J.: Gamma-ray diffusion experiments in water. *Nucleonics* 10 (1952), 54.
- WOOTTON P., SHALEK R. J. and FLETCHER G. H.: Investigation of the effective absorption of radium and cobalt-60 gamma radiation in water and its clinical significance. *Amer. J. Roentgenol.* 71 (1954), 683.
- YOUNG M. E. J. and BATHO H. F.: Dose tables for linear radium sources calculated by an electronic computer. *Brit. J. Radiol.* 37 (1964), 38.