Étude d'une méthode d'évaluation des doses absorbées dans les tissus d'un patient au cours d'un examen de tomodensitométrie

G. LE ROY (*)

(Manuscrit reçu le 22 mai 1979)

RÉSUMÉ

Les travaux ont porté sur la mise au point d'une méthode d'évaluation des doses absorbées dans les tissus d'un patient au cours d'un examen de tomodensitométrie. Ils ont été faits en collaboration avec la Société C.G.R. sur un tomodensitomètre ND 8000 conçu pour les examens de la tête et du cou. Des dosimètres photographiques et thermoluminescents et un « fantôme crâne » en matériau équivalent tissu ont été utilisés pour effectuer les mesures. Cette étude a permis de définir un fantôme pour les mesures de dose à effectuer sur site.

ABSTRACT

The purpose of this paper is to present a method of evaluation of absorbed dose to patient during an investigation by computerized X-ray tomography (CT). Study and experiments in collaboration with C.G.R. were carried out on a ND 8000 CT cranial scanner. Photographic films, thermoluminescent dosimeters and skull phantom in tissue equivalent material were used for measurements. Results have allowed to define a phantom for dose measurements on installed CT scanners.

1. INTRODUCTION

Le développement que connaît actuellement l'utilisation des tomodensitomètres a fait apparaître la nécessité d'évaluer et de comparer les performances de ces appareils. La présente étude avait pour but de définir une méthode permettant de calculer les doses absorbées dans les tissus d'un patient à l'occasion d'un examen de tomodensitométrie. Ces valeurs de doses dépendant

(*) Laboratoire Central des Industries Électriques (L.C.I.E.), 33, avenue du Général-Leclerc, 92260 Fontenay-aux-Roses.

à la fois de la conception et du fonctionnement du tomodensitomètre sont un des points de comparaison entre ces appareils, en particulier pour évaluer le risque radiologique inhérent à cette nouvelle technique.

Pour remplacer le patient, on a adapté un fantôme initialement conçu pour l'évaluation des autres performances des tomodensitomètres. Des dosimètres photographiques et des dosimètres thermoluminescents ont été utilisés pour la détermination des doses absorbées.

Différents auteurs [1, 2] ont publié des valeurs de doses absorbées dans les tissus d'un patient au cours d'un examen. Ces valeurs sont difficilement comparables par manque de précision en ce qui concerne le mode de fonctionnement du tomodensitomètre, le nombre de coupes successives, l'étalonnage des dosimètres ou le calcul de la dose absorbée dans le milieu équivalent tissu. Notre propos a été précisément de mettre en évidence l'influence de ces différents facteurs. Nos propres résultats n'ont pas, eux-mêmes, de valeurs significatives en ce qui concerne les performances du tomodensitomètre dans sa version définitive. Ces expérimentations ont, en effet, été effectuées avec une machine de pré-série et les résultats alors obtenus ont été à l'origine de perfectionnements.

2. DESCRIPTION DU TOMODENSITOMÈTRE ND 8000

L'appareil ND 8000 est un tomodensitomètre neuroradiologique spécialement conçu pour les examens de la tête et du cou et fabriqué dans les usines de la Compagnie Générale de Radiologie à Stains (Seine-Saint-Denis). La tomodensitométrie fait partie des techniques de diagnostic d'avenir pour le monde médical. Cette technique est rendue possible par l'adaptation des ordinateurs et de l'informatique au principe de la tomographie classique où le film radiographique a été remplacé par une série de détecteurs de haute sensibilité.

Les informations obtenues en déplaçant une source de rayons X et des détecteurs autour du patient et emmagasinées par les mémoires de l'ordinateur permettent, après un traitement complexe, de reconstituer une image de coupe à deux dimensions du patient. Cette technique permettant de visualiser des détails jamais discernés en radiographie conventionnelle, de même que les méthodes de reconstitution des images ont fait l'objet de diverses publications [3].

Nous décrirons essentiellement la source de rayonnement, l'ensemble de collimation, les détecteurs et le mode de fonctionnement du tomodensitomètre ND 8000 utilisé dans le cadre de notre étude.

2.1. SOURCE DE RAYONNEMENT

La source de rayonnement X de cette machine de pré-série était un tube radiogène HD 804 ayant une filtration inhérente égale à 1,5 mm d'aluminium. Une filtration additionnelle dite « filtre composite », constituée de plusieurs

matériaux a été optimisée pour donner la meilleure qualité d'image compatible avec la dose la plus faible. Le tube est alimenté par un générateur radiologique TD M II. Le régime de fonctionnement à la puissance maximale de 2,4 kW correspond à une haute tension de 120 kV et un courant anodique de 20 mA, l'ensemble étant hautement stabilisé.

Dans la version définitive, le générateur radiologique de 2,4 kW est remplacé par un générateur de 4 kW permettant un régime de fonctionnement de 135 kV et de 28 mA. Par ailleurs, la filtration inhérente du tube est maintenant égale à 4 mm d'aluminium, un filtre complémentaire ayant été fixé à la sortie du tube.

FIG. 1. — Géométrie du faisceau : (a) vue dans le plan de coupe;
(b) vue perpendiculaire au plan de coupe.

2.2. ENSEMBLE DE COLLIMATION ET DÉTECTEURS (fig. 1)

A la sortie du tube radiogène, le faisceau de rayonnement X a la forme d'un cône de révolution ayant un angle d'ouverture égal à 12°. Deux collimateurs ayant des fentes de même largeur déterminent géométriquement le faisceau reçu par le patient et le détecteur et définissent ainsi la coupe examinée. Le premier collimateur est situé près de la sortie de la fenêtre du tube radiogène et le second près du détecteur de rayonnement. La largeur des fentes varie en fonction des épaisseurs de coupe choisies : 3, 6 et 9 mm.

Le détecteur est constitué d'une série de 31 cellules du type chambre d'ionisation au xénon et couvre la zone de pleine illumination du

faisceau. Une grille, placée devant le tube radiogène, définit un pinceau de rayons X pour chacune des cellules. Le plan passant par le milieu de l'épaisseur de coupe est matérialisé par un système lumineux à laser permettant un centrage précis de la tête du patient.

ROTATION 180°

ROTATION 360°

FIG. 2. — Principe de fonctionnement pour une coupe.

2.3. MODE DE FONCTIONNEMENT (fig. 2)

Le tomodynamomètre ND 8000 est conçu pour fonctionner selon le principe « translation-rotation ». L'acquisition des informations s'effectue pendant la translation simultanée de la source de rayons X et des détecteurs, suivie d'une rotation de l'ensemble. La translation est de 256 mm pendant laquelle sont effectuées 512 mesures, ce qui correspond à un pas d'échantillonnage de 0,5 mm. L'étalonnage des détecteurs est effectué à la fin de la translation. L'ensemble subit une rotation de 12° et commence une nouvelle translation mais de sens inverse à la précédente et ainsi de suite. Le cycle complet peut être fait soit pour une rotation sur 180° avec un temps d'acquisition de 20 ou 40 s, soit pour une rotation sur 360° avec un temps d'acquisition de 80 s.

La rotation sur 180° comprend 15 incidences correspondant à 465 angles et à 238 080 mesures à traiter pour reconstituer l'image. Pour la rotation sur 360° ces valeurs sont multipliées par 2. L'appareil fonctionne enfin pour les trois épaisseurs de coupe suivantes : 3, 6 et 9 mm.

Le ND 8000 permet, en sélectionnant une touche sur le pupitre de commande, de travailler soit en résolution spatiale, soit en résolution en densité, selon le diagnostic médical recherché. Le fonctionnement en résolution spatiale est utilisé pour les examens osseux. Par contre, le fonctionnement en résolution en densité est utilisé pour différencier des tissus de densité très voisine. Pour chacun de ces types de fonctionnement, le traitement des informations est différent.

Divers choix dans le mode de fonctionnement du tomодensitomètre sont encore effectués selon le type de diagnostic recherché. Ainsi, pour un examen en résolution spatiale, on retiendra l'épaisseur de couple la plus faible (3 mm) pour atteindre le plus petit volume analysable. Par contre, on retiendra une coupe de 9 mm et une rotation de 360° en 80 s pour obtenir la meilleure résolution en densité.

3. DESCRIPTION DU FANTÔME CRÂNE

Les mesures dosimétriques ont été effectuées à la demande de la C.G.R. avec le fantôme Alderson « Catphan » (Alderson Research Laboratories, Inc.) pris comme référence par les constructeurs de tomодensitomètres et servant à l'évaluation générale du ND 8000. Le fantôme « Catphan » peut, en simplifiant, être décrit comme un cylindre (de 18 cm de hauteur et de base) en matériau « équivalent tissu », comprenant des sections internes amovibles conçues pour évaluer les performances des tomодensitomètres. Comme ce fantôme n'était pas prévu pour l'évaluation des doses absorbées, nous avons dû remplacer une des sections réservée à l'évaluation de la résolution spatiale par une nouvelle section (*fig. 3*) destinée à recevoir des dosimètres thermoluminescents.

Cette section est constituée de deux disques en polystyrène, de 150 mm de diamètre, de 12 mm d'épaisseur, maintenus ensemble à l'aide de deux vis en nylon. Dans l'un des disques, 5 trous borgnes (diamètre, 7 mm; épaisseur, 1 mm) ont été creusés, pour disposer dans chacun un dosimètre thermoluminescent destiné à la détermination des doses absorbées internes. Un de ces trous se trouve situé au centre, les quatre autres sont diamétralement opposés deux à deux, à 6 cm du centre, dans deux directions faisant entre elles un angle de 90° . Dans ces deux directions et à la surface du fantôme sont disposés également quatre dosimètres thermoluminescents pour les mesures des doses absorbées superficielles. C'est un polystyrène réticulé Polypenco Q-200-5, de formule chimique $(C_8H_8)_n$ et de masse volumique $1,05 \text{ g/cm}^3$ qui a été retenu pour la réalisation de cette section. Il constitue un matériau dit « équivalent tissu » comme celui de la paroi du fantôme.

Coupe A-A' du fantôme

FIG. 3. — Disposition des dosimètres dans le plan de la section du fantôme : (a) orbites des yeux; (b) nez; (c) oreilles; (d) arrière de la tête; (e) emplacements des films dosimétriques; (f) emplacements des dosimètres thermoluminescents; (g) paroi du fantôme Catphan.

4. CHOIX DES DOSIMÈTRES

Dans une première étape, on a utilisé des dosimètres photographiques placés à la périphérie du fantôme, puis, dans la deuxième étape, des dosimètres thermoluminescents placés à la fois à la périphérie et à l'intérieur du fantôme.

4.1. DOSIMÈTRES PHOTOGRAPHIQUES

Les dosimètres étaient fournis et développés par la section « Dosimètres photographiques » du L.C.I.E., le film dosimétrique étant du type DMA-CEA fabriqué par Kodak [4]. Ces films dosimétriques étaient employés sans les écrans normaux des dosimètres complets, afin de minimiser le rayonnement diffusé et l'atténuation entraînée par ces écrans. Ils étaient

disposés perpendiculairement au plan passant par le milieu de la section 3 du fantôme définie précédemment, de façon à ce que le faisceau coupe simultanément les trois émulsions de chaque dosimètre. Cinq films étaient utilisés pour chaque mesure : deux au niveau des orbites des yeux, deux au niveau des oreilles et un à l'arrière de la tête suivant la disposition indiquée sur la figure 3.

En raison de la variation de la sensibilité du film en fonction de l'énergie, il a été procédé à l'irradiation de dosimètres complets équipés d'écran afin de contrôler la similitude spectrale des faisceaux d'étalonnage et des faisceaux du tomodensitomètre.

Au cours des mesures, les films dosimétriques n'étaient pas disposés sur le fantôme simultanément avec les dosimètres thermoluminescents.

4.2. DOSIMÈTRES THERMOLUMINESCENTS

Les dosimètres thermoluminescents se présentaient sous forme de pastilles frittées de fluorure de lithium naturel (LiF) type PTL 710 (diamètre, 4,5 mm; épaisseur, 0,8 mm). Ces pastilles ont été sélectionnées par leur fabricant, la Société Desmarquest et C.E.C., dans un même lot de fabrication afin d'avoir des sensibilités voisines.

Le fluore de lithium est actuellement le produit retenu le plus couramment bien que sa réponse varie avec l'énergie du rayonnement, plus que celle du borate de lithium (LiB_4O_7 (Mn)). Cette variation — 30 p. cent environ entre les photons de 30 keV et ceux du cobalt 60 (1,25 MeV) — n'est toutefois pas un handicap si l'étalonnage du fluorure de lithium est effectué pour son énergie d'utilisation. On a coutume de considérer le fluorure de lithium comme un « équivalent tissu » et le PTL 710 a été particulièrement étudié par G. PORTAL [5].

Le dépouillement des dosimètres thermoluminescents a été fait avec un appareil de mesure LDT 20 de la Société Saphymo-Srat, fabriqué sous licence C.E.A.

5. ÉTALONNAGE DES DOSIMÈTRES

5.1. EXPRESSION DE LA DOSE

Les dosimètres ont été étalonnés en exposition [6]. A partir du facteur d'étalonnage en exposition « F_x » (C.kg^{-1} par unité de lecture) on détermine la dose absorbée D_a (Gy) dans l'air par la relation approchée

$$D_a = L \times F_x \times \frac{\bar{W}}{e}$$

dans laquelle L est la lecture du dosimètre; $\overline{W}/e$ est l'énergie moyenne absorbée par charge élémentaire libérée dans l'air.

$$\frac{\overline{W}}{e} = 33,73 \pm 0,15 \text{ J.C}^{-1}.$$

En partant de la relation générale exprimant la dose D (Gy) à l'équilibre électronique,

$$D = \varphi \cdot \sum_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i \cdot E_i \cdot P_i,$$

où φ est la fluence totale des photons en m^{-2} ; E_i est l'énergie d'indice i en J (en rayonnement X l'énergie des photons est habituellement exprimée en keV : $1 \text{ keV} = 1,602 \cdot 10^{-16} \text{ J}$); P_i est la valeur normalisée du nombre de photons d'énergie E_i ; $(\mu_{en}/\rho)_i$ est le coefficient d'absorption massique en énergie en $\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$; il est possible de déterminer la dose absorbée D_p (Gy) dans le polystyrène au point où a été placé le dosimètre à partir du rapport des doses à l'équilibre électronique et relatives à une même fluence différentielle de photons dans les deux milieux, le polystyrène (p) et l'air (a).

$$\frac{D_p}{D_a} = \frac{\sum_i (\mu_{en}/\rho)_{p,i} \cdot E_i \cdot P_i}{\sum_i (\mu_{en}/\rho)_{a,i} \cdot E_i \cdot P_i}.$$

Il est nécessaire de rappeler que l'on ne peut appliquer la relation ci-dessus que si les conditions ci-après sont réalisées :

- (a) l'équilibre électronique est réalisé au niveau du détecteur;
- (b) l'épaisseur du dosimètre est grande par rapport au parcours des électrons secondaires;
- (c) la fluence différentielle en énergie au point considéré dans le polystyrène est la même que celle correspondant à la qualité du faisceau d'étalonnage.

5.2. ÉTALONNAGES EN EXPOSITION DES DOSIMÈTRES

Les dosimètres ont été étalonnés en exposition par référence à une chambre d'ionisation à parois d'air. Pour cela, on a reproduit des faisceaux de rayonnement identiques à ceux utilisés sur le tomodensitomètre ND 8000.

Pour les *dosimètres photographiques*, on a tracé les courbes d'étalonnage représentant la densité optique des émulsions en fonction des expositions de référence.

Pour déterminer le coefficient d'étalonnage F_x dans le cas des *dosimètres thermoluminescents*, on a procédé selon une méthode du type double pesée à l'aide d'un irradiateur auxiliaire placé sur le support pastille de l'appareil de lecture, ceci afin de corriger les erreurs dues à l'appareil de lecture (température, liaison thermique de la pastille, etc.) et de tenir compte de la dis-

persion des caractéristiques des pastilles dosimétriques. Dans ces conditions, il est possible d'obtenir une reproductibilité sur les mesures de l'ordre de 1 p. cent. Il est à noter que la valeur intrinsèque du coefficient d'étalonnage F_x dépend de l'appareil de mesure et des pastilles utilisées pour les mesures et que la réponse relative des pastilles en fonction de l'énergie est la seule information intéressante. A cet effet, nous avons utilisé, outre le filtre « composite », deux autres types de filtres additionnels afin de rechercher la réponse relative normalisée des pastilles à une énergie de 1,25 MeV. Les filtres — 4 mm d'aluminium et 1 mm de cuivre — ont permis de définir deux qualités de faisceaux encadrant celle obtenue avec le filtre composite. Les caractéristiques de ces différents faisceaux et la réponse des dosimètres LiF figurent dans le tableau I :

TABLEAU I

Faisceau			Réponse relative normalisée à une énergie de 1,25 MeV
Haute tension (kV)	Filtre additionnel (*)	1 ^{re} CDA (mm de Cu)	
120.....	4 mm d'Al	0,27	1,38
120.....	composite	0,47	1,31
120.....	1 mm de Cu	0,82	1,29
Cobalt 60 1,25 MeV			1,00 (**)
(*) Tube radiogène : filtration inhérente 1,5 mm d'aluminium. (**) LiF à l'équilibre électronique (5 mm de plexiglas).			

Par ailleurs, une spectrométrie X des trois faisceaux précédents a été effectuée à l'aide d'un détecteur à scintillation (NaI dopé au Tl) associé à un analyseur multicanaux. Les histogrammes de fluence obtenus à partir de ces spectres sont donnés dans le tableau II, ainsi que les valeurs des coefficients d'absorption massique en énergie pour le polystyrène et pour l'air [7].

A partir de ces histogrammes, on a calculé les valeurs moyennes des produits des coefficients d'absorption massique en énergie par l'énergie dans le polystyrène et dans l'air pour chacun des faisceaux. Ces valeurs figurent dans le tableau II ainsi que le rapport D_p/D_a obtenu pour chacun des faisceaux.

On trouvera dans le tableau III les valeurs du rapport D_p/D_a obtenues à partir des histogrammes de fluence ainsi que celles calculées pour des rayonnements monoénergétiques ayant des valeurs de la première couche de demi-atténuation (CDA) équivalentes à celles des faisceaux d'étalonnage.

TABLEAU II

E_i (keV)	$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i$ (cm ² .g ⁻¹)		P_i		
	Poly- styrène	Air	Faisceau 120 kV-4 Al	Faisceau 120 kV-composite	Faisceau 120 kV-1 Cu
20....	0,200	0,526 6	0,045 0	0,024 1	0,016 5
30....	0,060 6	0,150 4	0,083 8	0,048 2	0,024 5
40....	0,031 9	0,067 1	0,092 8	0,067 6	0,026 2
50....	0,023 9	0,040 4	0,123 3	0,121 6	0,059 7
60....	0,021 5	0,030 1	0,159 3	0,180 5	0,122 7
70....	0,021 0	0,026 0	0,145 5	0,177 6	0,155 4
80....	0,021 5	0,023 9	0,115 7	0,140 0	0,163 5
90....	0,022 2	0,023 2	0,091 1	0,096 5	0,153 7
100....	0,022 9	0,023 2	0,072 1	0,070 5	0,132 5
110....	0,023 6	0,023 5	0,048 5	0,049 2	0,096 5
120....	0,024 3	0,023 9	0,022 9	0,024 1	0,049 1
$\Sigma_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{p,i} . E_i . P_i$ (keV.cm ² .g ⁻¹)			1,756	1,703	1,887
$\Sigma_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a,i} . E_i . P_i$ (keV.cm ² .g ⁻¹)			2,672	2,377	2,313
$\frac{D_p}{D_a}$			0,66	0,72	0,82

TABLEAU III

Calcul à partir de	D_p/D_a		
	120 kV F.A. (*) 4 Al	120 kV F.A. composite	120 kV F.A. 1 Cu
La fluence différentielle en énergie.....	0,66	0,72	0,82
L'énergie correspondant à la CDA.....	0,56	0,72	0,84
(*) F.A : filtre additionnel.			

Il est à noter que les valeurs du rapport D_p/D_a obtenues de ces deux façons sont très voisines si les faisceaux sont suffisamment filtrés. Cette constatation est intéressante du fait que pour des mesures sur le site et lorsqu'il n'est pas possible de visualiser le spectre des photons, il est possible d'estimer, avec une bonne approximation, la valeur de ce rapport à partir de la valeur de la CDA à condition d'avoir un spectre relativement étroit.

6. EXAMEN DES RESULTATS OBTENUS

Les mesures effectuées avec les films dosimétriques ont permis d'évaluer les doses superficielles dans la zone irradiée correspondant à l'épaisseur de coupe examinée ainsi que les doses latérales de part et d'autre de cette zone. Il a été possible de mesurer la largeur réelle de la zone irradiée à la surface du fantôme ainsi que la zone de pénombre pour une épaisseur de coupe affichée sur le pupitre.

Toutefois, du fait de l'hypersensibilité des films dosimétriques aux rayonnements X de basse énergie, les résultats des mesures effectuées avec les dosimètres thermoluminescents doivent être retenus de préférence pour les mesures de doses superficielles comme pour les mesures de doses internes. Néanmoins, les écarts observés entre les doses superficielles déterminées avec ces deux types de dosimètres ont pu être ramenés à moins de 20 p. cent en respectant les conditions d'étalonnage. D'autre part, les films dosimétriques ont l'avantage de visualiser directement les coupes irradiées, de pouvoir être conservés et de permettre de garder ainsi toutes les informations relatives à leur irradiation.

Par ailleurs, on a cherché à comparer les doses absorbées sur une épaisseur de coupe donnée lors d'examens effectués en une seule coupe et en trois coupes contiguës successives. Pour l'examen en trois coupes, le fantôme a été centré dans le tomodensitomètre de telle sorte que les dosimètres thermoluminescents soient placés dans le plan de la seconde coupe. On a observé, dans ces conditions, une dose absorbée plus élevée lors d'un examen en trois coupes. Ce phénomène est dû en partie au rayonnement diffusé dans le fantôme au niveau de la seconde coupe lors des examens en 1^{re} et 3^e coupe et principalement à la qualité du système de collimation du faisceau. Il est alors possible de définir un facteur de qualité de collimation d'un tomodensitomètre que l'on peut quantifier par le rapport

$$\frac{\text{dose absorbée lors d'un examen en coupes contiguës}}{\text{dose absorbée lors d'un examen en 1 coupe}}$$

et que l'on pourrait appeler

$$\frac{\text{dose totale}}{\text{dose utile}}.$$

Le constructeur a pu ainsi tenir compte des résultats que nous avons obtenus, en vue de diminuer les doses absorbées dans les tissus au

cours d'un examen, et d'améliorer les qualités de visualisation des coupes. Le tomодensitomètre ND 8000 dans sa nouvelle version fera l'objet de mesures dosimétriques ultérieures et il appartiendra au constructeur d'en publier les résultats.

7. CONCLUSION

Le but de notre étude était, rappelons-le, de définir une méthode permettant de mesurer, dans les tissus d'un patient, les doses absorbées lors d'un examen en tomодensitométrie. Les dosimètres photographiques et thermoluminescents ont été retenus et permettent d'obtenir les différentes caractéristiques d'un tomодensitomètre :

- 1° dose reçue dans les différents modes;
- 2° répartition géométrique des doses;
- 3° efficacité de la collimation;
- 4° largeur de zone irradiée correspondant à l'épaisseur de coupe;
- 5° largeur de la pénombre;
- 6° dose diffusée latérale à la coupe.

Par ailleurs, on a dû utiliser le fantôme déjà retenu pour l'évaluation de l'ensemble des performances du tomодensitomètre par la C.G.R. L'adaptation de ce fantôme aux nécessités dosimétriques entraînait un démontage à chaque irradiation et une manipulation assez longue. Fort de ces expériences, on retient, pour les contrôles de routine effectués sur des installations sur le site, les dosimètres thermoluminescents et les dosimètres photographiques rendus solidaires les uns des autres.

En effet, le centrage précis du plan de coupe effectué lors des mesures précédentes et le contrôle possible de ce centrage sur l'image visualisée de la coupe sont difficilement réalisables lors des mesures sur site. L'utilisation de dosimètres thermoluminescents seuls est une méthode aveugle conduisant parfois à des résultats erronés à la suite d'un mauvais centrage ou à des reprises des mesures présentant une perte de temps non négligeable sur ce type d'installation. L'expérience montre que seuls les dosimètres photographiques munis chacun d'un dosimètre thermoluminescent à un endroit caractéristique permettent de matérialiser la zone irradiée et de savoir si le dosimètre thermoluminescent se trouve dans cette zone ou en dehors.

Les caractères géométriques du mode de fonctionnement sont fournis par les dosimètres photographiques ainsi que les valeurs dites « relatives » des doses dans les zones irradiées. Les valeurs absolues des doses sont calculées par recoupement avec les valeurs obtenues avec les dosimètres thermoluminescents en certains points communs aux deux dosimètres et correspondant à des largeurs de coupe unique ou multiple supérieures au diamètre de la pastille ($\varnothing = 4,5$ mm).

Le fantôme permettant cette association devrait réunir les caractéristiques suivantes :

— un coût peu élevé : on peut choisir un matériau utilisé couramment dans les ateliers : le polyméthylmétacrylate (Plexiglas). Ce matériau est inté-

ressant par son coût par rapport à celui du polystyrène malgré une masse volumique de $1,2 \text{ mg.cm}^{-2}$.

— une grande simplicité : il est possible d'envisager une forme cylindrique;

— une bonne rapidité de manipulation : les mesures dosimétriques doivent être faites rapidement pour ne pas bloquer l'utilisation de l'appareil. Les films munis d'une pastille de LiF seront placés sur la paroi du fantôme et dans une fente au centre du fantôme pour réduire les manipulations;

— un nombre limité de dosimètres : l'expérience montre que 3 ou 4 films munis de pastilles de LiF sont suffisants pour l'examen d'un mode de fonctionnement. Les résultats obtenus avec 30 ensembles film-pastille correspondent à une dosimétrie générale très satisfaisante.

Il est à remarquer que les mesures dosimétriques, telles qu'elles ont été décrites, font appel à un équipement rarement disponible chez l'utilisateur d'un tomodensitomètre. De ce fait, on peut très bien envisager qu'un laboratoire mette à la disposition de cet utilisateur un fantôme et assure la lecture des dosimètres après irradiation. Cette dosimétrie fait partie des prestations que peut assurer le L.C.I.E.

REMERCIEMENTS

Nous remercions vivement la Direction de la C.G.R. des facilités accordées au L.C.I.E. lors des mesures dosimétriques sur le ND 8000 et plus particulièrement MM. D'HAENENS et BLOCH pour leur collaboration.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] McCULLOUGH E. C., PAYNE J.T., BAKER H.L., JR. Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners with illustrations from the EMI, ACTA and Delta scanners. *Radiat. Phys.*, 1976, **120**, 173-188.
- [2] KRAUSS O., SCHUHMACHER H. Absorbed dose to the patient by computerized whole-body X-ray tomography. 4^e Congrès I.R.P.A., Paris, 24-30 avril 1977, **3**, n° 404, 1095-1098.
- [3] SWINDELL W., BARRET H. Computerized tomography: taking sectional X-rays. *Phys. Today*, 1977, 32-41.
- [4] PIERRE E., FRANÇOIS H. Aspects principaux de la dosimétrie individuelle. *J. Biol. Méd. Nucl. (A.T.E.N.)*, 1970, n° 82, 16-26.
- [5] PORTAL G. Contribution à l'étude et au développement de la dosimétrie par thermoluminescence. Rapport CEA-R-4697, 1975.
- [6] I.C.R.U. Radiation quantities and units, I.C.R.U. report 19, Washington, I.C.R.U., 1971.
- [7] HUBBELL J. H. Photon mass attenuation and mass energy-absorption coefficients for H, C, N, O, Ar and seven mixtures from 0,1 keV to 20 MeV. *Radiat. Res.*, 1977, **70**, 58-81.