

N° D'ORDRE 3413

142  
Para el Dr. Zola  
con gratitud y  
agracias.  
Sinceramente  
Maria Cristina Plazas  
Julio/87.

# THESE

PRÉSENTÉE

DEVANT L'UNIVERSITÉ PAUL SABATIER DE TOULOUSE (SCIENCES)

EN VUE DE L'OBTENTION

DU DOCTORAT DE 3ème CYCLE

Spécialité : Physique Radiologique

par

**MARIA-CRISTINA PLAZAS**

## **LES MINIFAISCEAUX ET LEUR APPLICATION AUX IRRADIATIONS CÉRÉBRALES**

Soutenue le 20 juin 1987 devant la Commission d'Examen

M. D. BLANC, Professeur à l'Université Paul Sabatier Sciences, Toulouse.

Président

Mme A. DUTREIX, Chef de l'Unité de Radiophysique à l'Institut Gustave-Roussy, Villejuif.

MM. A. BRIDIER, Physicien, Institut Gustave-Roussy, Villejuif.

J.R. CUNNINGHAM, Professeur, Ontario Cancer Institute, Toronto, Canada.

J. DUTREIX, Professeur, Université de Paris Sud.

J.P. SIMOEN, Chef du Laboratoire de Métrologie des Rayonnements Ionisants, CEA Saclay.

J.L. TEYSSIER, Professeur, Université Paul Sabatier Sciences, Toulouse.

Examinateurs

**Etablissement où se sont effectuées les recherches :**

Service de Radiophysique

Institut Gustave-Roussy

Villejuif, France.

Je tiens à remercier très vivement

Madame Andrée DURKEL, chef de Service de Radiophysique de l'Institut Curie-Souris pour avoir dirigé mon travail. Elle a rendu possible mon séjour en France, permettant ainsi la réalisation de ce travail. L'acceptation de son travail contribue à l'essor de la radiophysique en Belgique, grâce aux connaissances qu'elle m'a transmises dans le domaine de la physique et de la biologie.

Monsieur le Professeur Alain LAMIER qui a été à l'origine de ce travail, qui m'a permis de m'installer en Belgique et qui m'a soutenu lors de mon premier séjour en France.

Monsieur le Professeur Daniel  
accepté de présider le jury de cette thèse  
ment de son enseignement au Centre de  
l'Université.  
**A Mariana, Santiago,  
mes parents, mon frère  
et mes soeurs**

Monsieur le Professeur Jean DURKEL qui a bien voulu s'intéresser à ce travail et qui se fait l'honneur de faire partie du jury.

Monsieur le Professeur Jack CUNNINGHAM qui a accepté de juger ce travail. Je suis très sensible à l'honneur qu'il se fait de venir de si loin pour participer au jury de cette thèse.

Messieurs J.L. FEISSIER, J.P. KIDEN et A. BRIDIER qui ont bien voulu être membres du jury.

Ce travail a pu être réalisé grâce à la compréhension et au soutien de Monsieur Julio Enrique ESPINA et de Monsieur Juan Manuel ZEA qui ont permis mon absence de l'Institut National de Cancerologie à Bogota et ont favorisé mon séjour en Europe.

Je tiens à remercier très vivement :

Madame Andrée DUTREIX, chef du Service de Radiophysique de l'Institut Gustave-Roussy pour avoir dirigé mon travail. Elle a rendu possible mon séjour en France, permettant ainsi la réalisation de ma thèse. J'espère pouvoir à mon tour contribuer à l'essor de la radiophysique en Colombie, grâce aux connaissances qu'elle m'a transmises avec tant de pédagogie et de gentillesse.

Monsieur le Professeur Alain LAUGIER qui a été à l'origine de ce travail, qui n'a pas cessé de m'encourager et qui m'a tant aidée lors de mon premier séjour en France.

Monsieur le Professeur Daniel BLANC pour avoir accepté de présider le jury de cette thèse qui est l'aboutissement de son enseignement au Centre de Physique Atomique de Toulouse.

Monsieur le Professeur Jean DUTREIX qui a bien voulu s'intéresser à ce travail et que me fait l'honneur de faire partie du jury.

Monsieur le Professeur Jack CUNNINGHAM qui a accepté de juger ce travail. Je suis très sensible à l'honneur qu'il me fait de venir de si loin pour participer au jury de cette thèse.

Messieurs J.L. TEYSSIER, J.P. SIMOEN et A. BRIDIER qui ont bien voulu être membres du jury.

\*\*\*

Ce travail a pu être réalisé grâce à la compréhension et au soutien du Docteur Julio Enrique OSPINA et du Docteur Juan Manuel ZEA qui ont permis mon absence de l'Instituto Nacional de Cancerologia à Bogota et ont favorisé ma venue en France.

J'ai particulièrement apprécié l'aide amicale et fructueuse de Monsieur Jean-Claude ROSENWALD et Alejandro MAZAL du Service de Radiophysique de l'Institut Curie. Je remercie spécialement Alejandro pour les nombreuses heures de travail parfois nocturnes, que nous avons passées ensemble.

Mon très amical remerciement à Suzanne NAUDY qui a eu pour moi tant de gentillesse et de disponibilité ; sans elle je n'aurais pas entrepris ce travail.

A toute l'équipe de Radiophysique de l'Institut Gustave-Roussy pour la contribution active qu'ils m'ont apportée ainsi que pour l'ambiance chaleureuse, sans laquelle ce travail n'aurait pas pu être mené à son terme. Je leur exprime ici ma plus profonde reconnaissance.

Je tiens à remercier chaleureusement les familles ARMAINGAUD et ATTIA, pour l'accueil et le soutien moral qu'ils m'ont apportés rendant ainsi moins difficile l'éloignement des miens.

Remerciements pour la présentation et corrections de ce travail à Isabelle EUSTASE, Claude ATTIA et Claude ARMAINGAUD.

## RESUME

### LES MINIFAISCEAUX ET LEUR APPLICATION AUX IRRADIATIONS CEREBRALES

Au cours des dernières années, l'avènement de la Tomodensitométrie et de la Résonance Magnétique Nucléaire ont considérablement modifié la conduite à tenir vis-à-vis du traitement des lésions cérébrales. Ces méthodes permettent d'une part le dépistage précoce des petites lésions et d'autre part un repérage beaucoup plus précis de la tumeur par les méthodes stéréotaxiques.

Le problème thérapeutique se pose donc de façon différente. Ainsi, on peut dissocier les lésions chirurgicalement accessibles de celles dont la topographie interdit l'abord. La radiothérapie stéréotaxique par minifaisceaux convergents de rayons X de haute énergie a été proposée par différents groupes et le but de cette thèse est l'étude dosimétrique des minifaisceaux de diamètres différents (5 à 20 mm de diamètre) pour des énergies de  $^{60}\text{Co}$ , 6, 10, 18, 23 et 25 MV.

Nous avons effectué en particulier :

1. La mesure de la dose sur l'axe du faisceau (Rendement en Profondeur, RTM) avec différentes méthodes dosimétriques.
2. La mesure de la dose en dehors de l'axe du faisceau.
3. L'évaluation des différentes méthodes dosimétriques : films, thermoluminescence, chambre d'ionisation et diodes.
4. L'étude du système de collimation.
5. L'étude du défaut d'équilibre électronique latéral et de l'existence possible d'une source virtuelle.
6. La mesure de la dose par unité de moniteur.
7. La comparaison avec les autres méthodes d'irradiation.

## ABSTRACT

### MINIBEAMS AND THEIR APPLICATION IN CEREBRALS IRRADIATION

In the last years, the development of Computer Tomography (CT) and Nuclear Magnetic Resonance (NMR) imaging, have considerably changed the possibility to give treatment to cerebral tumors. These methods give the possibility to an early diagnosis of small lesions and to a more precise treatment of the lesion with stereotactic methods.

The therapeutic problem is to distinguish between the tumor that is surgically accessible and those that are positioned in a non accessible topography. The minibeam with high energy X-rays were proposed by different groups and the goal of this work is the dosimetry of minibeam of different diameters (5 mm to 20 mm diameters) and with energy of  $^{60}\text{Co}$ , 6 MV, 10 MV, 18 MV, 23 MV, 25 MV X-rays.

The following characteristics have been considered :

1. The dose measurement along beam axis (depth dose, TMR) with the different dosimetric methods .
2. The dose measurement off beams axis (profile, scans, isodose curves).
3. The evaluation of the different dosimetric methods : film, thermoluminescence, ionisation chamber and diodes.
4. The collimating system.
5. The problem linked to lack of lateral electronic equilibrium and the existence of a possible virtual source.
6. Monitor calibration.
7. Comparison with others methods of irradiation.

## RESUMEN

### LOS MINIHACES Y SU APLICACION EN LAS IRRADIACIONES CEREBRALES

#### I. INTRODUCCION

En los últimos años, el desarrollo de la Tomografía Computarizada y de la Resonancia Magnética Nuclear, han modificado considerablemente las posibilidades de tratamiento con respecto a las lesiones cerebrales. Estos métodos permiten no solamente realizar un diagnóstico precoz de las pequeñas lesiones, sino además de tratarlas en forma más precisa mediante el método Estereotáxico.

El problema terapéutico se presenta entonces, en distinguir las lesiones que tienen acceso quirúrgico de aquellas donde su anatomía topográfica lo impide. La radioterapia Estereotáxica que utiliza los Minihaces convergentes de Rayos X de alta energía, ha sido propuesta por diferentes grupos y el objetivo de esta tesis, es el estudio dosimétrico de Minihaces de diferentes diámetros (5 mm a 20 mm) y para las energías de :  $^{60}\text{Co}$ , 6, 10, 18, 23 y 25 MV.

Este estudio se basó en particular en los siguientes aspectos :

1. La medida de la dosis sobre el eje del haz de radiación (Rendimiento en Profundidad, Relación-Tejido-Máximo) usando diferentes métodos dosimétricos.

2. La medida de la dosis fuera del eje del haz de radiación.

3. La evaluación de los diferentes métodos dosimétricos : Pélícula, Termoluminencia, Cámara de ionización y Semiconductores.

4. El estudio del sistema de colimación.

5. El estudio de la falta de equilibrio electrónico lateral y de la existencia posible de una fuente virtual.

6. La medida de la dosis por unidad monitor.

7. La comparación con los otros métodos de irradiación.

## IV. MESURE DE LA DOSE EN DEHORS DE L'AXE

### IV.1. Courbes de profil PLAN

### IV.2. Courbes isolées

## I. INTRODUCTION

### IV.3. Étude du système de collimation

### IV.3.1. Mesure du coefficient d'atténuation

## II. MATERIEL ET METHODES DOSIMETRIQUES

### II.1. Le faisceau

## V. EXPERIMENTATION AVEC LES AUTRES MÉTHODES D'IRRADIATION

### II.2. Système de collimation additionnel

## VI. LES DIFFÉRENTS TYPES DE DOSIMÉTRIE

### II.3. Ensembles dosimétriques

#### VI.1. II.3.1. Films dosimétriques

#### VI.2. II.3.2. Thermoluminescence

#### II.3.3. Chambre d'ionisation

#### II.3.4. Semiconducteurs

## VIII. CONCLUSION

## III. MESURE DE LA DOSE SUR L'AXE

### III.1. Considérations théoriques

#### III.1.1. Equilibre électronique

#### III.1.2. Equilibre électronique latéral

### III.2. Présentation de la méthode expérimentale

#### III.2.1. Rendement en profondeur

#### III.2.2. Changement de D.S.P.

#### III.2.3. R.T.M. (Relation Tissu Maximum)

### III.3. Normalisation des courbes

#### III.3.1. Choix des conditions de normalisation

#### III.3.2. Choix de dosimètre et étalonnage

#### III.3.3. Coefficient de normalisation

#### III.3.4. Variation de la dose avec la distance

#### IV. MESURE DE LA DOSE EN DEHORS DE L'AXE

##### IV.1. Courbes de profil

##### IV.2. Courbes isodoses

##### IV.3. Etude du système de collimation

###### IV.3.1. Mesure du coefficient d'atténuation

###### IV.3.2. Collimateurs en bronze

#### V. COMPARAISON AVEC LES AUTRES METHODES D'IRRADIATION

#### VI. ANALYSE DES DONNEES DE LA LITTERATURE

##### VI.1. Aspects généraux

##### VI.2. Discussion et résultats

#### VIII. CONCLUSION

#### BIBLIOGRAPHIE

## I. INTRODUCTION

Au cours des dernières années, l'avènement de la Tomodensitométrie et de la Résonance Magnétique Nucléaire ont considérablement modifié la conduite vis-à-vis du traitement des tumeurs cérébrales. Ces méthodes permettent d'une part, le dépistage précoce des petites lésions et d'autre part un repérage beaucoup plus précis de la tumeur par les méthodes stéréotaxiques.

Le problème thérapeutique se pose donc de façon différente. Ainsi, on peut dissocier les lésions chirurgicalement accessibles de celles dont la topographie interdit l'abord, par exemple les lésions profondes en relation avec le système ventriculaire, certaines tumeurs du nerf acoustique, etc...

La radiothérapie externe fût la première méthode d'irradiation utilisée pour les traitements de ces tumeurs. On employait des champs de grandes dimensions irradiant la totalité de l'encéphale, étant donné que le volume tumoral était mal connu.

Comme les méthodes de diagnostic ont évolué, il fût possible de mieux cerner le volume à irradier et d'utiliser la curiethérapie par  $^{192}\text{Ir}$  ou  $^{125}\text{I}$  et comme la réalisation de ces curiethérapies relativement traumatisantes n'est pas facile, il est apparu intéressant de traiter les tumeurs de petit volume en radiothérapie externe avec des faisceaux de très petites dimensions appelés minifaisceaux.

Cette technique a été mise en oeuvre :

- En Suède (Stockolm, Karlinska Institut) avec un appareil multisources de cobalt (Gamma Unit Leksell-Backlund) et avec un faisceau de protons de 185 MeV (18, 20).

- Aux USA (Harvard) on a utilisé un faisceau de protons de 160 MeV.

- A Buenos Aires (Argentine) par O. Betti avec un accélérateur linéaire de 10 MV photons (5).

Le but de ce travail est de faire une étude dosimétrique de minifaisceaux de diamètres différents (3 mm à 20 mm) pour des énergies de :  $^{60}\text{Co}$ , 6, 10, 18, 23, 25 MV photons.

La méthode de localisation stéréotaxique est basée sur une radio-anatomie tridimensionnelle de précision.

Stéréotaxique, qui vient du grec *stereos* : "solide" et *taxis* : "arrangement", est une technique de repérage rigoureux des structures intracrâniennes, au moyen d'un dispositif rigide placé à l'extérieur du crâne et employé en neurochirurgie.

Cette méthode a été introduite par Horsley et Clarke en 1908, ils ont construit un dispositif stéréotaxique pour étudier les structures et les fonctions du cerveau du singe. Puis, en 1947, Piegel et Wycis l'on développée avec la stéréocéphalographie pour l'être humain (19).

En France, cette technique a été développée dans les années 50 par Talairach (25) et son équipe, ailleurs utilisées par différents groupes (Leksell, Riechert, Cooper et Vanburen entre autres).

Le repérage indirect des structures implique une étude anatomique rigoureuse et l'établissement des corrélations anatomo-radiologiques précises, à partir d'un système de référence extra-cérébrale qui suppose l'utilisation d'un système de contention et de fixation à la tête.

Le principe est le suivant : le modèle de Talairach est constitué d'un cadre métallique (Fig.1) avec un système orthogonal dans l'espace, fixé à la tête du patient, au moyen de pointes métalliques transosseuses ou transcutanées serrées sur la table externe du crâne (25). En Suède, ce procédé a été mis au point par Leksell (20)(Fig.2).

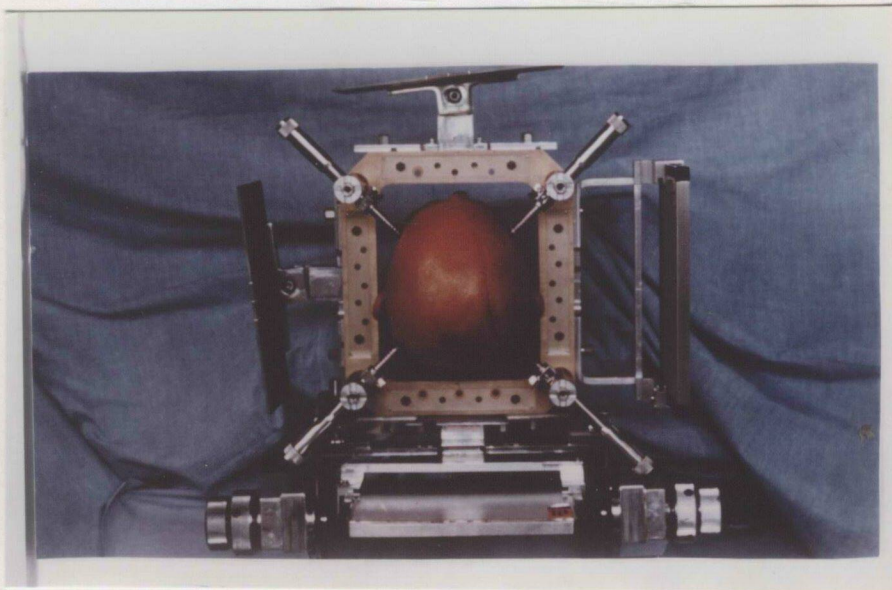


Figure 1 : Cadre stéréotaxique de Talairach.

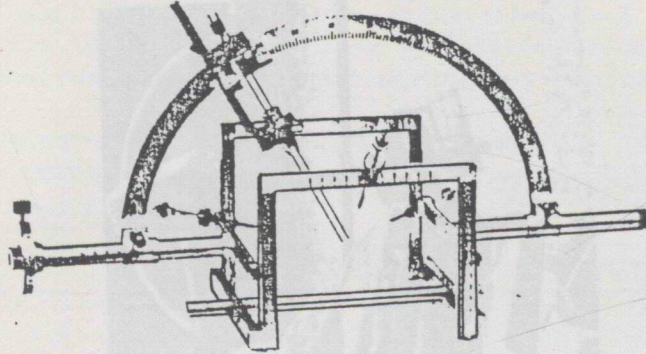


Figure 2 : Cadre stéréotaxique de LEKSELL (d'après Stéréotactic and Radiosurgery, 1979).

Le cadre est lui-même, dans le cas de radiographie conventionnelle, fixé à une table mobile permettant de placer le patient dans différentes positions. Dans ces conditions, les clichés radiologiques pris à grande distance source-film (5) (Fig.3) peuvent être considérés comme des documents anatomiques fidèles sans distorsions et de grandeur réelle. Des clichés à courte distance sont aussi utilisés (20) (Fig.4).

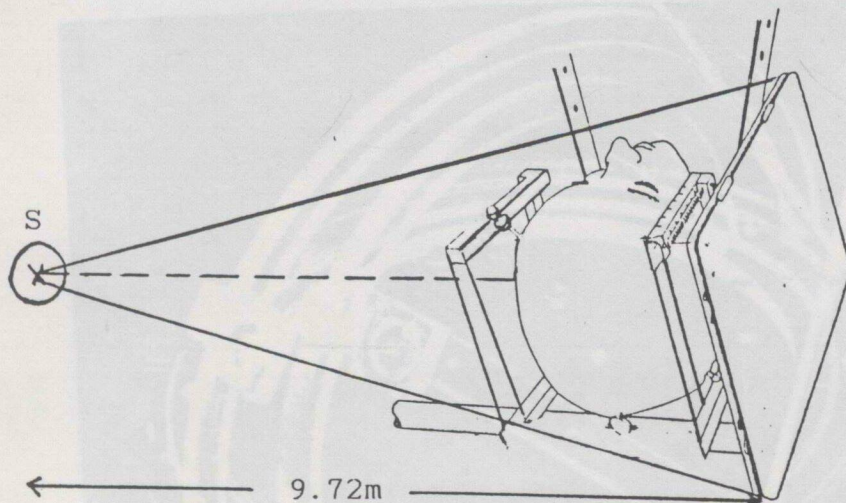


Figure 3 : Schéma de la méthode stéréotaxique, utilisant des clichés radiologiques.

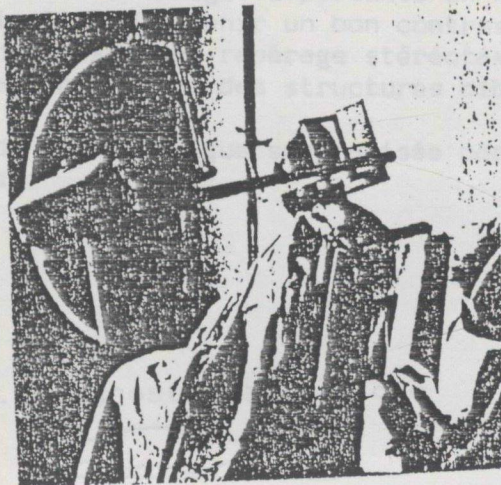


Figure 4 : D'après (Stereotaxis and Radiosurgery, LEKSELL, 1972).

## 2. Application du cadre

Pour utiliser le système stéréotaxique avec le scanner, les groupes de Riechert et Bergstron ont modifié le système proposé par Talairach et Leksell, utilisant comme matériel pour le cadre de l'aluminium, de nombre anatomique faible et un système de fixation avec des fibres de carbone. Les cadres en fibres de verre et en plastique acrylique (Fig.5) sont aussi aujourd'hui de pratique courante (25).

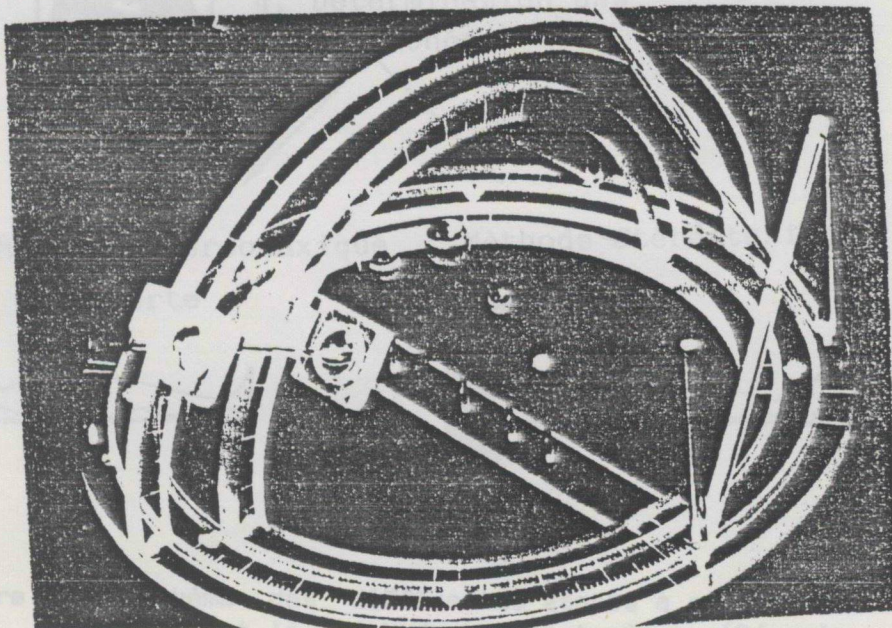
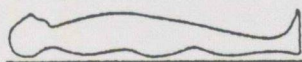


Figure 5 : Cadre stéréotaxique prototype de plexiglas utilisé en CT au Utah Center, Salt Lake City (d'après Stereotactic Cerebral Irradiation, INSERM).

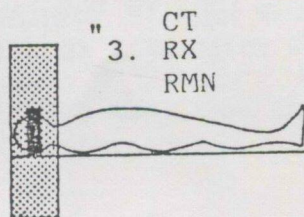
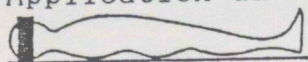
Les propriétés physiques de la Résonance Magnétique Nucléaire présentent des avantages importants en neurologie et permettent en particulier d'obtenir un bon contraste entre les différents tissus nerveux. Le repérage stéréotaxique par RMN permet une visualisation précise des structures cibles.

La méthode stéréotaxique schématisée par le figure 6 a donc été utilisée :

### 1. Diagnostique Clinique

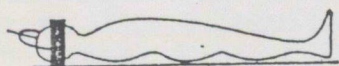


### 2. Application du cadre



### 4. Détermination des coordonnées

### 5. Méthode Stéréotaxique Ouverte



### Méthode Stéréotaxique Fermée

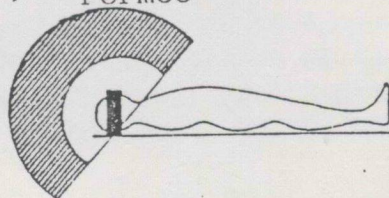


Figure 6 : Schéma des différentes étapes à suivre en utilisant la méthode stéréotaxique (D'après *Advances and Technical Standards in Neurosurgery*, Backlund, Vol. 6, 1979).

- En radiodiagnostic pour des stéréoscopies en trois dimensions, angiographie et ventriculographie.

- Dans les interventions, pour les biopsies et pour l'hyperthermie.

- En radiothérapie et en curiethérapie. Pour la radiothérapie transcutanée, un certain nombre de petites lésions intracrâniennes de l'ordre de 1 à 2 cm de diamètre n'étant pas accessibles à la neurochirurgie de par leur topographie, peuvent être traitées par des petits faisceaux multiples convergents orientés sur la tumeur grâce à des données de repérage neurochirurgicales stéréotaxiques préalables, ce qui est le but de notre travail avec les minifaisceaux.

- 5 MV, 10 MV et 15 MV photons du SATURNE III (CGR MeV) avec un débit de 100 et 200 unités moniteur/min. de l'Institut Gustave-Roussy.

- 10 MV et 25 MV photons du SATURNE II (CGR MeV) avec un débit de 100 et 200 unités moniteur/min. de l'Institut Curie.

- 25 MV photons du SABITTAIRE (CGR MeV) avec un débit de 200 unités moniteur/min. de l'Institut Gustave-Roussy.

## II.2. SYSTEME DE COLLIMATION AUXILIAIRE

Les collimateurs des appareils de traitement ont généralement une ouverture carrée minimale de 2 à 3 cm et pour obtenir des faisceaux ronds de diamètres entre 5 mm et 20 mm, nous avons eu besoin d'ajouter des collimateurs auxiliaires ou modificateurs de plomb. Ce matériau a été choisi car il présente un coefficient d'absorption important, et de bonnes propriétés mécaniques quand on l'utilise pour un seul faisceau, mais pour les collimateurs diffusifs, il faudra tenir compte que le plomb, est relativement fragile et difficile à adapter à un système de contention.

Les collimateurs auxiliaires utilisés ont la forme d'une parallélogramme de section carrée de 5 cm de côté et de 10 cm de hauteur. (Fig. 7) avec un trou circulaire de différents diamètres (5 mm, 7 mm, 10 mm et 20 mm) et le dernier avec un trou carré de 10 mm de côté.

Nous avons utilisé des collimateurs auxiliaires avec des ouvertures ronds, car c'était le prototype le plus facile à construire et celui qui s'accepte le mieux aux besoins des manipulations.

## II. MATERIEL ET METHODES DOSIMETRIQUES

Nous décrivons brièvement, les particularités du faisceau, du système de collimation additionnelle et des ensembles dosimétriques utilisées.

### II.1. LE FAISCEAU

Nous avons fait cette étude par les énergies suivantes :

-  $^{60}\text{Co}$  du THERATRON 780 (A.E.C.L.) de l'Institut Gustave-Roussy, avec un débit de dose de  $0.59 \text{ Gy} \cdot \text{min}^{-1}$  pour un champ  $10 \times 10 \text{ cm}$  à une distance de référence de  $100 \text{ cm}$ , dans l'air.

- 6 MV, 10 MV et 18 MV photons du SATURNE III (CGR MeV) avec un débit de 100 et 200 unités moniteur/min. de l'Institut Gustave-Roussy.

- 10 MV et 23 MV photons du SATURNE II (CGR MeV) avec un débit de 100 et 200 unités moniteur/min. de l'Institut Curie.

- 25 MV photons du SAGITTAIRE (CGR MeV) avec un débit de 200 unités moniteur/min. de l'Institut Gustave-Roussy.

### II.2. SYSTEME DE COLLIMATION ADDITIONNEL

Les collimateurs des appareils de traitement ont généralement une ouverture carrée minimale de 2 à 3 cm et pour obtenir des faisceaux ronds de diamètres entre 5 mm et 20 mm, nous avons eu besoin d'ajouter des collimateurs auxiliaires ou additionnels en plomb. Ce matériau a été choisi car il présente un coefficient d'atténuation important, a de bonnes propriétés mécaniques quand on l'utilise pour un seul faisceau, mais pour les collimateurs définitifs, il faudra tenir compte que le plomb, est relativement fragile et difficile à adopter à un système de contention.

Les collimateurs auxiliaires utilisés ont la forme d'une parallélépipède de section carrée de 5 cm de côté et de 10 cm de hauteur, (Fig. 7) avec un trou circulaire de différents diamètres (5 mm, 7 mm, 10 mm et 20 mm) et le dernier avec un trou carré de 10 mm de côté.

Nous avons utilisé des collimateurs auxiliaires avec des ouvertures rondes, car c'était le prototype le plus facile à construire et celui qui s'adapte le mieux aux besoins des manipulations.

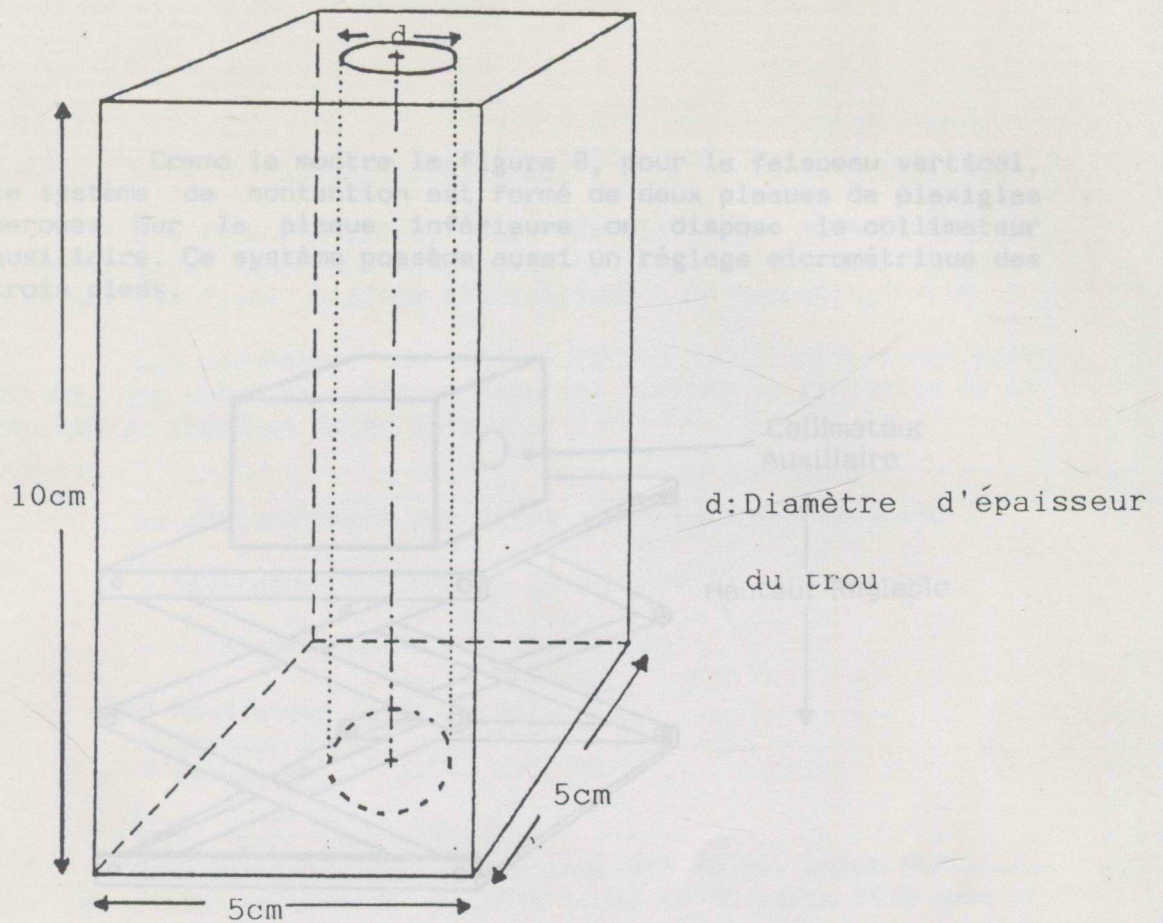


Fig. 7 : schéma des collimateurs additionnels de 5, 7, 10, 20 mm de diamètre et 10 mm de côté.

Comme le but de notre travail a été la dosimétrie pour un seul faisceau, le système de contention utilisé pour le bras de l'accélérateur à 0° (Fig. 8) (faisceau vertical) a été différent de celui utilisé lorsque le bras de l'accélérateur est à 90° (Fig. 9) (faisceau horizontal). Cette dernière position a été adoptée pour présenter les avantages opératifs dans la méthode de centrage.



Fig. 8 : Système de contention (faisceau vertical)

Comme le montre la figure 8, pour le faisceau vertical, le système de contention est formé de deux plaques de plexiglas percées. Sur la plaque inférieure on dispose le collimateur auxiliaire. Ce système possède aussi un réglage micrométrique des trois pieds.

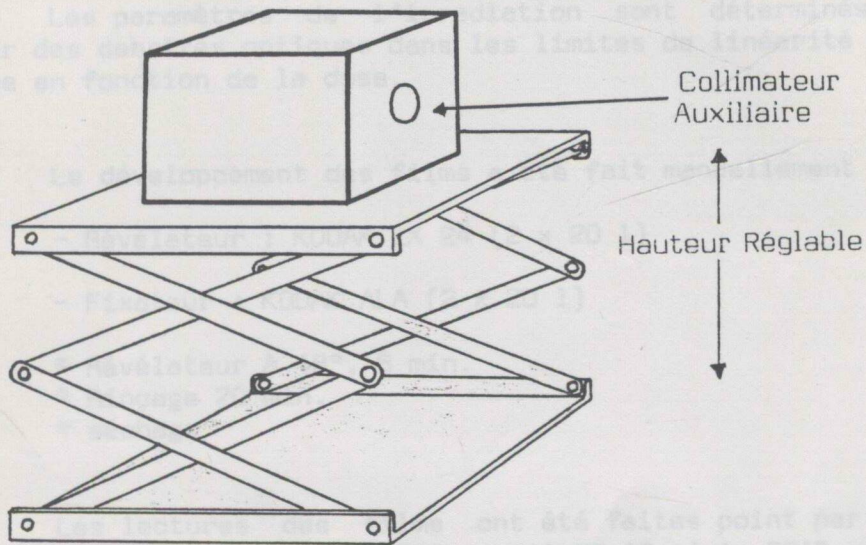


Fig. 9 : système de contention (faisceau horizontal)

Pour le faisceau horizontal, le système de contention utilisé comme le montre la figure 9, est un support de hauteur réglable.

### II.3. ENSEMBLES DOSIMETRIQUES

Pour pouvoir mesurer avec précision la dose absorbée en un point, il est indispensable que la variation de la dose absorbée soit négligeable à l'intérieur du volume sensible du détecteur. Les petits diamètres des faisceaux utilisés (5 mm pour le plus petit) ont nécessité l'utilisation de très petits détecteurs. On a d'autre part estimé lorsque c'était nécessaire, l'incertitude introduite par la taille du détecteur.

Les mesures ont été effectuées en utilisant la dosimétrie par film, par thermoluminescence et par chambre d'ionisation dans un fantôme constitué de plaques de polystyrène blanc de densité moyenne  $1.06 \text{ g/cm}^3$ , de dimension  $30 \times 40 \text{ cm}$  et d'épaisseurs variables.

### II.3.1. Films dosimétriques

Les films utilisés sont de la marque AGFA-GEVAERT D2 STRUCTURIX qui ont une émulsion mince et sont donc moins sensibles que les films utilisés habituellement en Radiodiagnostic.

Les paramètres de l'irradiation sont déterminés pour obtenir des densités optiques dans les limites de linéarité de la réponse en fonction de la dose.

Le développement des films a été fait manuellement :

- Révélateur : KODAK LX 24 (2 x 20 l)
- Fixateur : KODAK ALA (2 x 20 l)
- \* Révélateur à 18°, 5 min.
- \* Rinçage 20 min.
- \* séchage

Les lectures des films ont été faites point par point sur le photodensitomètre MACBETH model OP 10 série 2015 avec un pas d'un millimètre.

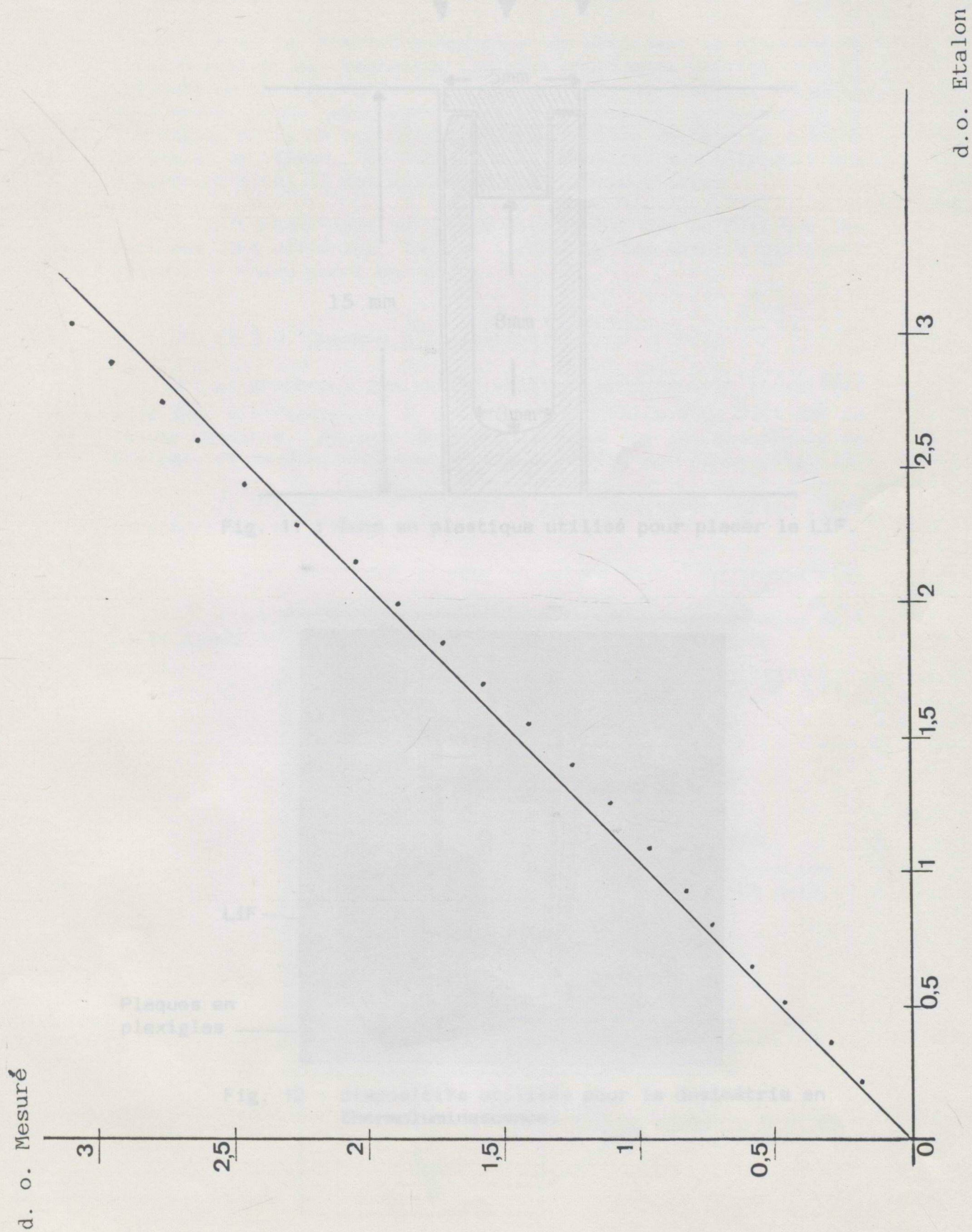
Avec le coin photographique étalon nous avons vérifié la réponse du photodensitomètre en faisant la comparaison de la densité optique donnée par le constructeur et la densité optique mesurée sur l'appareil (Fig. 10).

La dosimétrie par film a ses avantages et ses inconvénients. Comme avantages nous pourrions mentionner la haute résolution spatiale jusqu'au 1/10ème de millimètre, la limitation étant donnée par l'appareil de lecture. Les films permettent aussi d'obtenir en une seule irradiation une distribution en profondeur et ils sont indispensables pour les études de profil. L'inconvénient se trouve dans la précision de mesure de dose qui est moins bonne que pour les autres méthodes. C'est pour cela, que nous l'avons utilisée pour la dosimétrie relative.

### II.3.2. Thermoluminescence

Pour effectuer la dosimétrie par thermoluminescence nous avons utilisé des LiF (PTL 717 fabriqué par le CEC, en France) en poudre, placé dans des tubes en plastique (Fig. 11) avec des dimensions convenables pour la dosimétrie avec les minifaisceaux. Les tubes ont été mis dans le sens vertical dans des plaques en plexiglas, la plus grande dimension de volume sensible placée dans la direction du plus faible gradient de dose (Fig. 12).

Fig. 10 : Courbe de vérification du photodensitomètre MACBETH



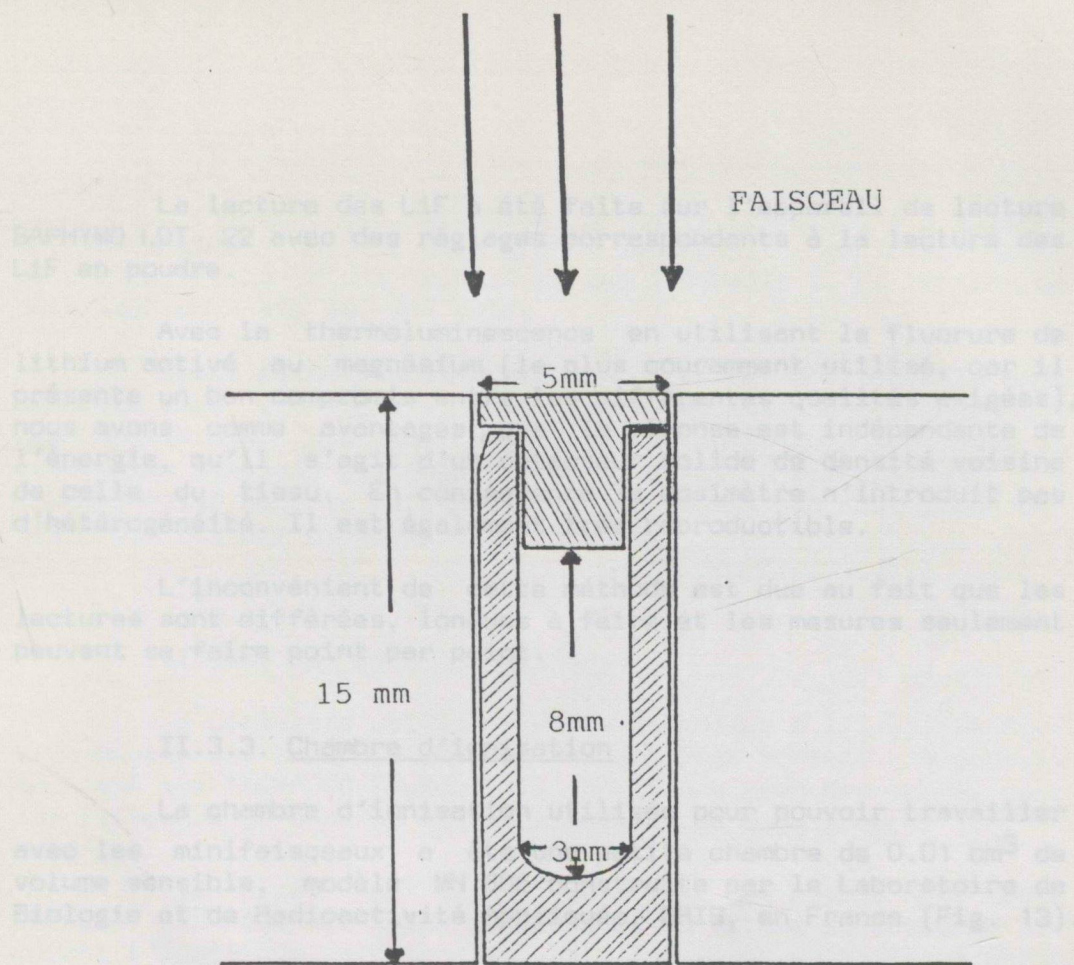


Fig. 11 : Tube en plastique utilisé pour placer le LiF.

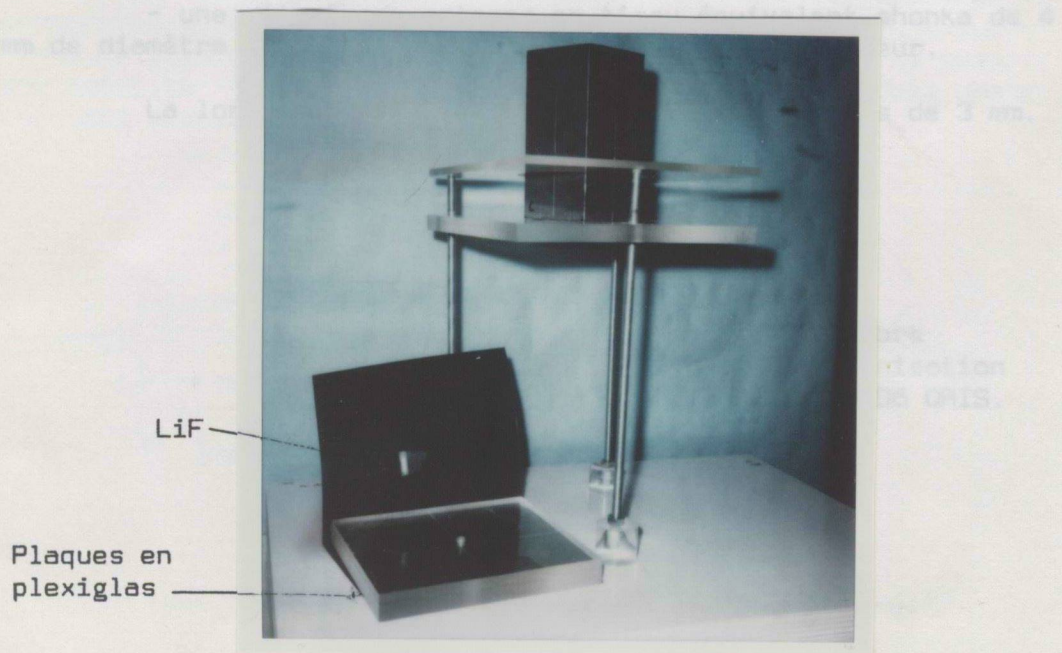


Fig. 12 : dispositifs utilisés pour la dosimétrie en thermoluminescence.

La lecture des LiF a été faite sur l'appareil de lecture SAPHYMO LDT 22 avec des réglages correspondants à la lecture des LiF en poudre.

Avec la thermoluminescence en utilisant le fluorure de lithium activé au magnésium (le plus couramment utilisé, car il présente un bon compromis entre les différentes qualités exigées), nous avons comme avantages, que la réponse est indépendante de l'énergie, qu'il s'agit d'un détecteur solide de densité voisine de celle du tissu. En conséquence le dosimètre n'introduit pas d'hétérogénéité. Il est également très reproductible.

L'inconvénient de cette méthode est due au fait que les lectures sont différées, longues à faire et les mesures seulement peuvent se faire point par point.

### II.3.3. Chambre d'ionisation

La chambre d'ionisation utilisée pour pouvoir travailler avec les minifaisceaux a été une petite chambre de  $0.01 \text{ cm}^3$  de volume sensible, modèle MN 606 construite par le Laboratoire de Biologie et de Radioactivité Appliquée, ORIS, en France (Fig. 13).

Il s'agit d'une chambre à paroi équivalent-tissu ; ses caractéristiques sont :

- une électrode interne en cuivre de 0.1 mm de diamètre
- une électrode externe en tissu équivalent shonka de 4 mm de diamètre extérieur et de 3 mm de diamètre intérieur.

La longueur de la zone sensible est à peu près de 3 mm.

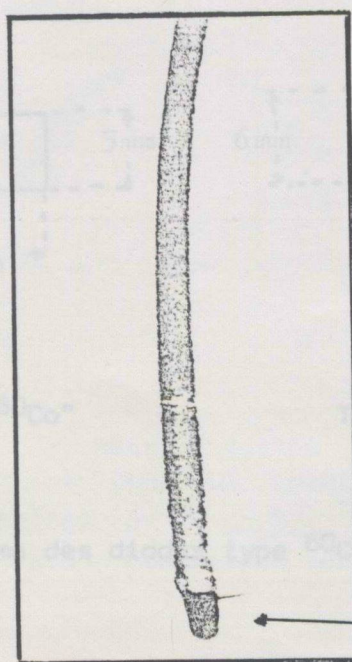


Fig. 13 : chambre d'ionisation MN 606 ORIS.

volume sensible  $0.01 \text{ cm}^3$

L'électronique associée à cette chambre a été l'IONEX 2500/3 utilisée sur la plus grande sensibilité, en intégration, avec expositions d'une minute et sur l'échelle 2. La tension de polarisation a été de -244 volts.

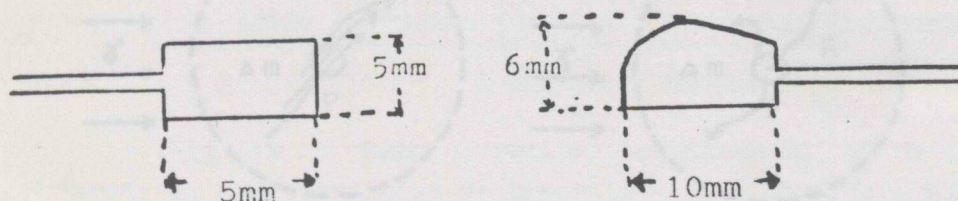
Cette méthode dosimétrique nous permet d'évaluer la dose absorbée avec une faible incertitude et aussi est une méthode reproductible et précise. Mais, les inconvénients sont, que la résolution spatiale est faible, que la cavité d'air introduit une inhomogénéité dans le faisceau dont les dimensions sont importantes comparées aux dimensions du faisceau.

#### II.3.4. Les semi-conducteurs

Le dosimètre utilisant cette technique à l'Institut Gustave-Roussy est le DPD 5 (Direct Patient Dose Monitor - 5 canaux) fabriqué par THERADOS (Suède). Il fonctionne avec des sondes pour les faisceaux de photons qui sont divisés en deux groupes :

Type A pour le  $^{60}\text{Co}$  et Type B pour les rayons X de haute énergie. Ils diffèrent par la forme et la nature du capuchon assurant l'équilibre électronique et aussi par la position de la jonction (22).

Bien que les diodes aient des dimensions relativement petites (Fig. 14), nous ne les avons pas utilisées. En effet, la portion qui est la partie sensible du détecteur est entourée en permanence d'une épaisseur de métal assurant l'équilibre électronique au sein du détecteur. Les diodes permettent donc de mesurer une quantité proportionnelle au Kerma mais, non à la dose absorbée dans des conditions de non-équilibre électronique.



Type " $^{60}\text{Co}$ "

Type "RX haute énergie"

Fig. 14 : schéma des diodes type  $^{60}\text{Co}$  et type RX haute énergie.

### III. MESURE DE LA DOSE SUR L'AXE

#### III.1. CONSIDERATIONS THEORIQUES

Pour analyser la mesure de la dose sur l'axe pour les minifaisceaux, il est très important de tenir compte du concept d'équilibre électronique et pour cela, avant de décrire nos mesures, nous voudrions faire un rappel de cette notion.

##### III.1.1. Equilibre électronique

L'équilibre électronique dans un milieu irradié par des rayons X peut être atteint si, dans une sphère de rayons  $R$  égal au parcours maximal des électrons secondaires, les deux conditions suivantes sont satisfaites (10) :

1. Les photons du champ d'irradiation sont uniformes en intensité, qualité et distribution angulaire.

2. Le milieu est homogène. Avec ces conditions, l'effet physique appelé  $G_1$ , produit par la fluence électronique dans un point et mesuré dans une petite masse  $\Delta_m$  du milieu, est qualitativement et quantitativement égal à l'effet  $G_D$  produit par les parcours des électrons secondaires dans  $\Delta_m$  (Fig. 15) y compris les rayons  $\delta$ .

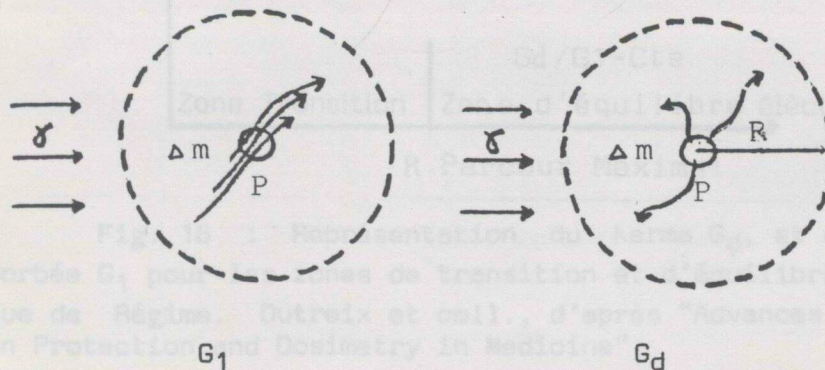


Fig. 15 : Représentation des effets physiques par la fluence électronique dans un point  $G_1$  et par les parcours des électrons secondaires en  $\Delta_m$   $G_D$ . Dutreix et coll., d'après : "Advances in Radiation Protection and Dosimetry in Medicine".

Le phénomène le plus commun à considérer est l'échange d'énergie quand  $G_D$  doit être le Kerma et  $G_1$  la dose absorbée, sans tenir compte de la fraction de l'énergie des électrons qui se transforme en rayonnement de freinage et qui représente seulement un petit pourcentage de cette énergie dans un fantôme équivalent-tissu.

L'égalité  $G_D = G_1$  correspond à un "équilibre absolu", qui peut être réalisé dans des conditions de faisceau infini et dans un milieu de concentration uniforme.

Dans la pratique les faisceaux de photons ne sont jamais monoénergétiques et le parcours maximal des électrons secondaires obtenu sur la moyenne du spectre des photons primaires, est plus petit que le parcours maximal théorique. L'équilibre électronique de régime, où  $G_1 > G_D$  et  $G_1 / G_D$  est constant, est dû au fait, que dans cette région la décroissance de  $G_1$  et  $G_D$  est gouvernée par la décroissance exponentielle de la fluence des photons (Fig. 16). Cet équilibre de régime est atteint à une profondeur plus petite que le parcours maximal  $R$  des électrons secondaires.

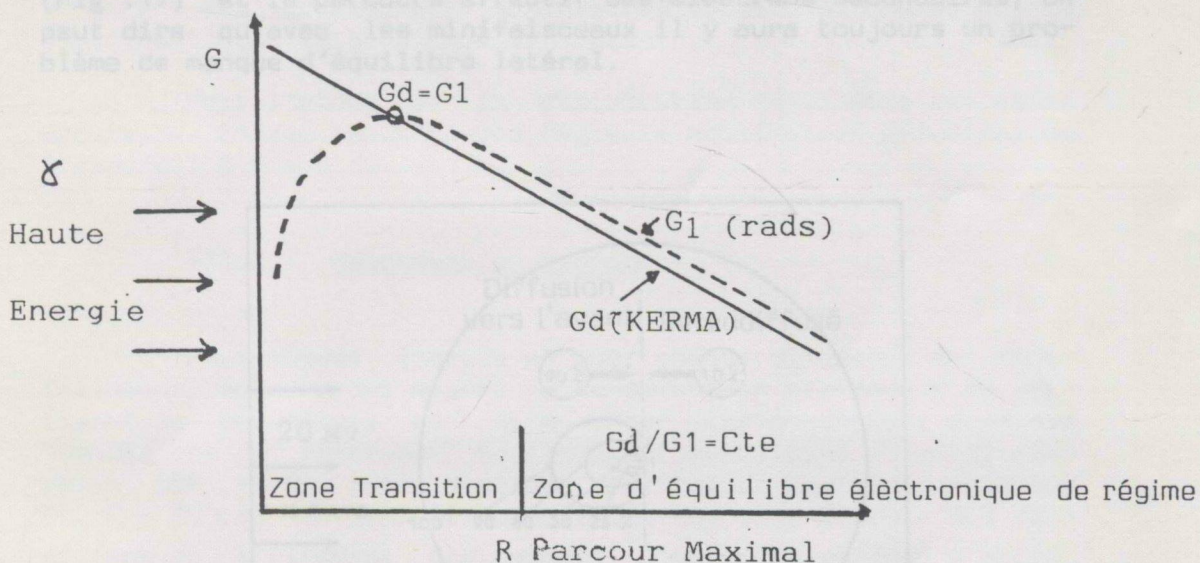


Fig. 16 : Représentation du kerma  $G_D$ , et de la dose absorbée  $G_1$  pour les zones de transition et d'équilibre électronique de Régime. Dutreix et coll., d'après "Advances in Radiation Protection and Dosimetry in Medicine".

Par exemple pour un faisceau de 20 MV photons, le parcours maximal des électrons secondaires est de 10 cm dans l'eau et l'équilibre électronique de régime s'obtient à 5 cm. Ce parcours, nous pouvons le considérer comme le "parcours effectif des électrons secondaires  $R_e$ ".

Dans les conditions cliniques, il y a deux régions où l'équilibre électronique ne peut pas exister :

- dans la région aux bords du faisceau,
- et aux environs de l'interface entre deux tissus.

### III.1.2. Equilibre électronique latéral

Pour qu'il y ait équilibre électronique dans le sens général, comme nous l'avons vu précédemment, dans un point d'un milieu et surtout pour que la première condition concernant l'uniformité du champ d'irradiation soit satisfaite, la distance entre le point considéré et les bords du faisceau doit être plus grande que le parcours maximal des électrons secondaires.

En pratique, les photons ont un spectre continu d'énergie avec une proportion petite de photons de haute énergie et les électrons secondaires ne sont pas distribués de la même façon dans toutes les directions (par exemple : vers l'avant plus que vers l'arrière). Si l'on considère les courbes d'isofluence (Fig .17) et le parcours effectif des électrons secondaires, on peut dire qu'avec les minifaisceaux il y aura toujours un problème de manque d'équilibre latéral.

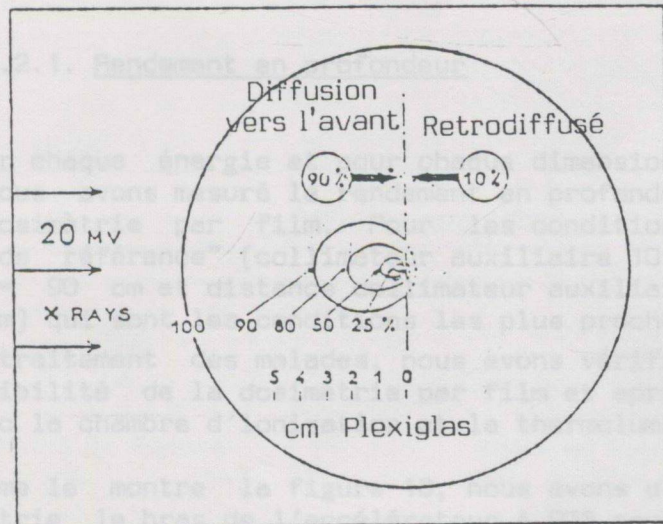


Fig. 17 : Courbes isofluences pour 20 MV photons. Dutreix et coll., d'après "Advances in Radiation Protection and Dosimetry in Medicine".

Une autre implication pratique importante à considérer est liée à l'existence d'une dose absorbée en dehors des bords du faisceau qui ne peut pas être négligée car un certain nombre d'électrons mis en mouvement par les photons à l'intérieur des limites géométriques du faisceau sortent de ces limites et vont déposer leur énergie à distance. Comme ils ne sont pas remplacés, on observe un défaut d'électrons à l'intérieur des limites géométriques et l'existence d'une irradiation inévitable à l'extérieur de ces limites.

L'équilibre électronique n'étant jamais réalisé sur l'axe des minifaisceaux de haute énergie, on peut s'attendre à observer une diminution importante du débit de dose absorbée lorsque la taille du faisceau diminue. Cette diminution doit être d'autant plus importante que l'énergie est plus élevée.

### III.2. PRESENTATION DE LA METHODE EXPERIMENTALE

Comme nous le verrons dans le Chapitre IV, la nature et la forme des collimateurs auxiliaires étudiés ne change pas la distribution de la dose dans le milieu.

Pour l'étude de la distribution de la dose sur et en dehors de l'axe, nous avons réglé le collimateur principal de l'appareil à 5 x 5 cm.

#### III.2.1. Rendement en profondeur

Pour chaque énergie et pour chaque dimension des minifaisceaux, nous avons mesuré le rendement en profondeur en utilisant la dosimétrie par film. Pour les conditions appelées "conditions de référence" (collimateur auxiliaire 10 mm de diamètre, DSP = 90 cm et distance collimateur auxiliaire-fantôme  $DC_a-P = 20$  cm) qui sont les conditions les plus proches des conditions de traitement des malades, nous avons vérifié d'abord, la reproductibilité de la dosimétrie par film et après, la comparaison avec la chambre d'ionisation et la thermoluminescence.

Comme le montre la figure 18, nous avons utilisé pour cette dosimétrie le bras de l'accélérateur à 90° pour être sûrs que le faisceau était bien aligné tant à l'entrée qu'à la sortie du fantôme (Fig. 19 et 20).

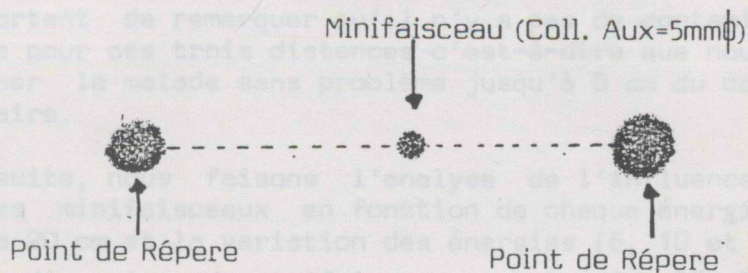
Les films pour mesurer le rendement en profondeur et les films de vérification du centrage ont été pris au même moment.



Fig. 18 : Représentation de la mise en place des films pour le rendement en profondeur.

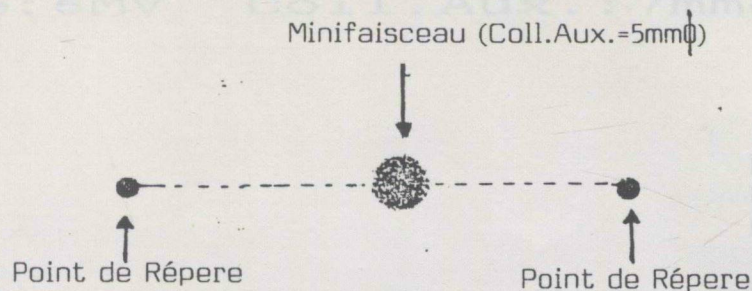
tence entre le collimateur auxiliaire et le fantôme, nous avons pris des films pour les énergies de 5, 10 et 18 MV pour les collimateurs auxiliaires de 7 mm, 10 mm et 20 mm de diamètre et pour les  $DC_{90-P}$  de 5, 10 et 20 cm. Les figures 21 à 24 montrent pour les énergies 5 et 18 MV et pour les minifaisceaux de 7 mm et 20 mm de diamètre, les rendements en profondeur. Nous pouvons voir que les courbes sont très semblables avec une petite différence en profondeur pour les distances  $DC_{90-P}$  de 5, 10 et 20 cm. Il est important de remarquer que les courbes de rendement électronique pour ces trois distances sont très proches, nous pouvons approcher le malade sans problème jusqu'à 5 cm du collimateur auxiliaire.

Ensuite, nous avons l'analyse de l'analyse de la dimension des minifaisceaux en fonction de chaque énergie pour la  $DC_{90-P}$  de 20 cm. La figure 25 à 27 montre la variation des énergies de 5, 10 et 18 MV pour chaque dimension du minifaisceau pour la  $DC_{90-P}$  de 20 cm (Fig. 25 à 27) et pour l'énergie de  $^{60}Co$  et 25 MV (Fig. 28 à 29).



Verification du Centrage  
 Entrée du Fantôme  
 Energie: 18 MV  
 DSP:90 cm DCa-P:20cm  
 Film Parallèle au Faisceau

Fig. 19 : Film de vérification du centrage placé à l'entrée du fantôme.

Energie: 6MV Coll. Aux.: 7mm $\phi$  DSP: 90cmVerification du Centrage

Sortie du Fantome

Energie: 18MV

DSP: 90cm DCa-P: 20cm

Film Parallèle au Faisceau

Fig. 20 : Film de vérification du centrage placé à la sortie du fantôme.

Pour analyser la contamination possible due à la distance entre le collimateur auxiliaire et le fantôme, nous avons pris des films pour les énergies de 6, 10 et 18 MV ; pour les collimateurs auxiliaires de 7 mm, 10 mm et 20 mm de diamètre et pour les DC<sub>a</sub>-P de 5, 10 et 20 cm. Les figures 21 à 24 montrent pour les énergies 6 et 18 MV et pour les minifaisceaux de 7 mm et 20 mm de diamètre, les rendements en profondeur. Nous pouvons voir que les courbes sont très semblables avec une petite différence en profondeur pour les distances DC<sub>a</sub>-P de 5, 10 et 20 cm. Il est important de remarquer qu'il n'y a pas de contamination électronique pour ces trois distances c'est-à-dire que nous pouvons approcher le malade sans problème jusqu'à 5 cm du collimateur auxiliaire.

Ensuite, nous faisons l'analyse de l'influence de la dimension des minifaisceaux en fonction de chaque énergie pour la DC<sub>a</sub>-P de 20 cm et la variation des énergies (6, 10 et 18 MV) pour chaque dimension du minifaisceau pour la même DC<sub>a</sub>-P de 20 cm (Fig. 25 à 27) et pour l'énergie du <sup>60</sup>Co et 25 MV (Fig. 28 à 29).

FIGURE 21 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 6MV Coll. Aux. : 7mm $\phi$  DSP: 90cm

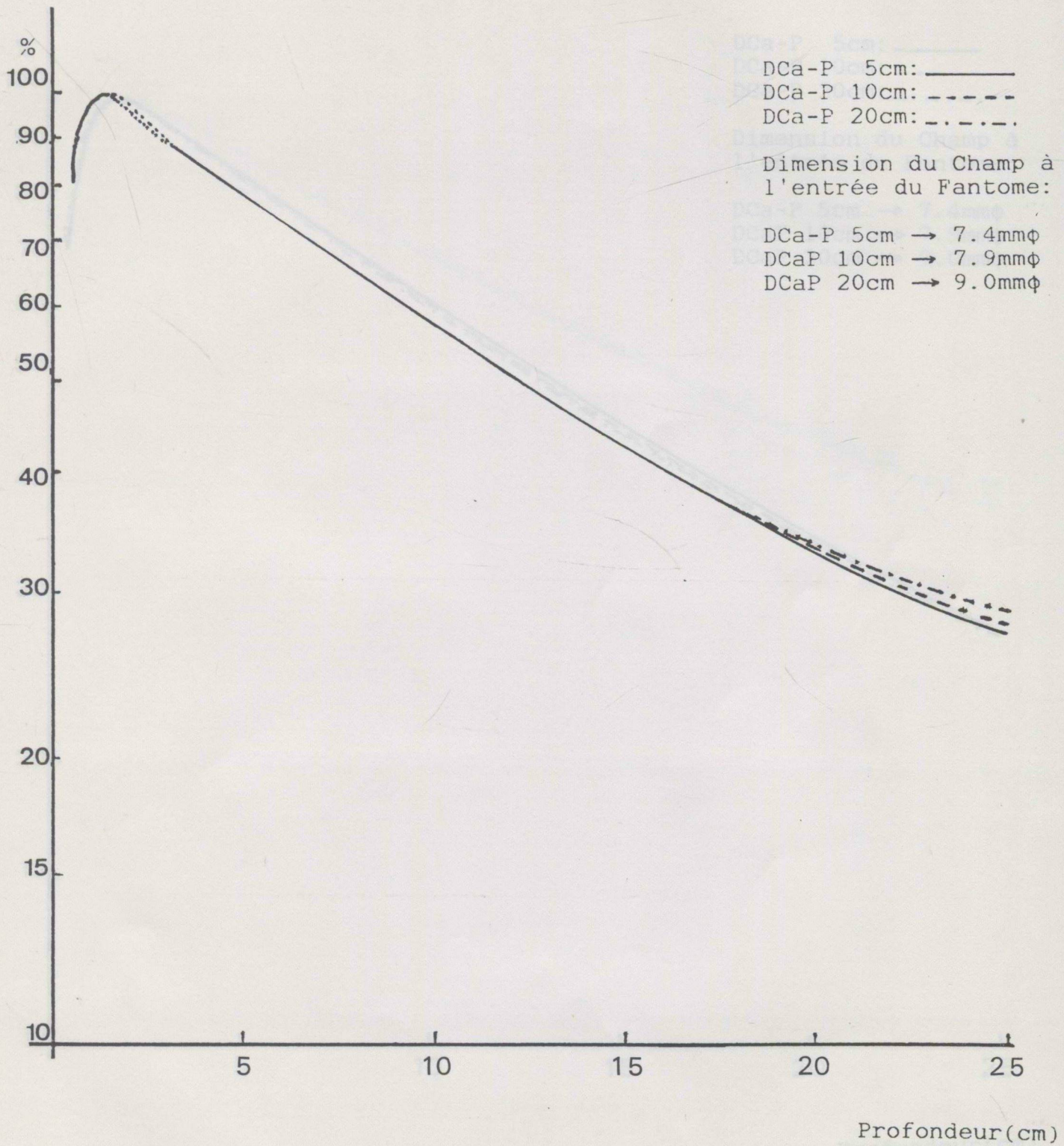


FIGURE 22 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 6MV Coll. Aux.: 20mm $\phi$  DSP: 90cm

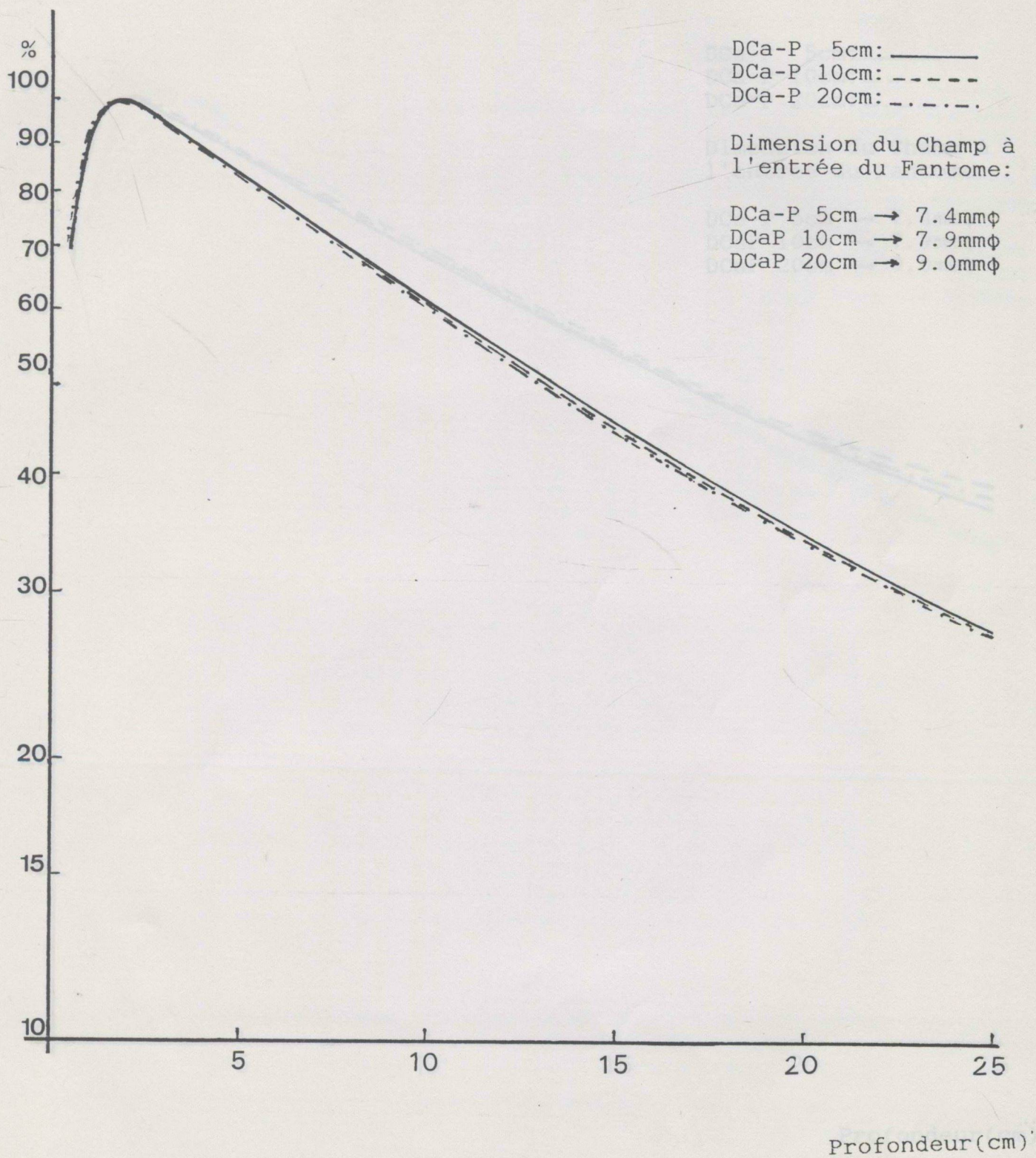


FIGURE 23 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 18MV

Coll. Aux. : 7mm $\phi$

DSP: 90cm

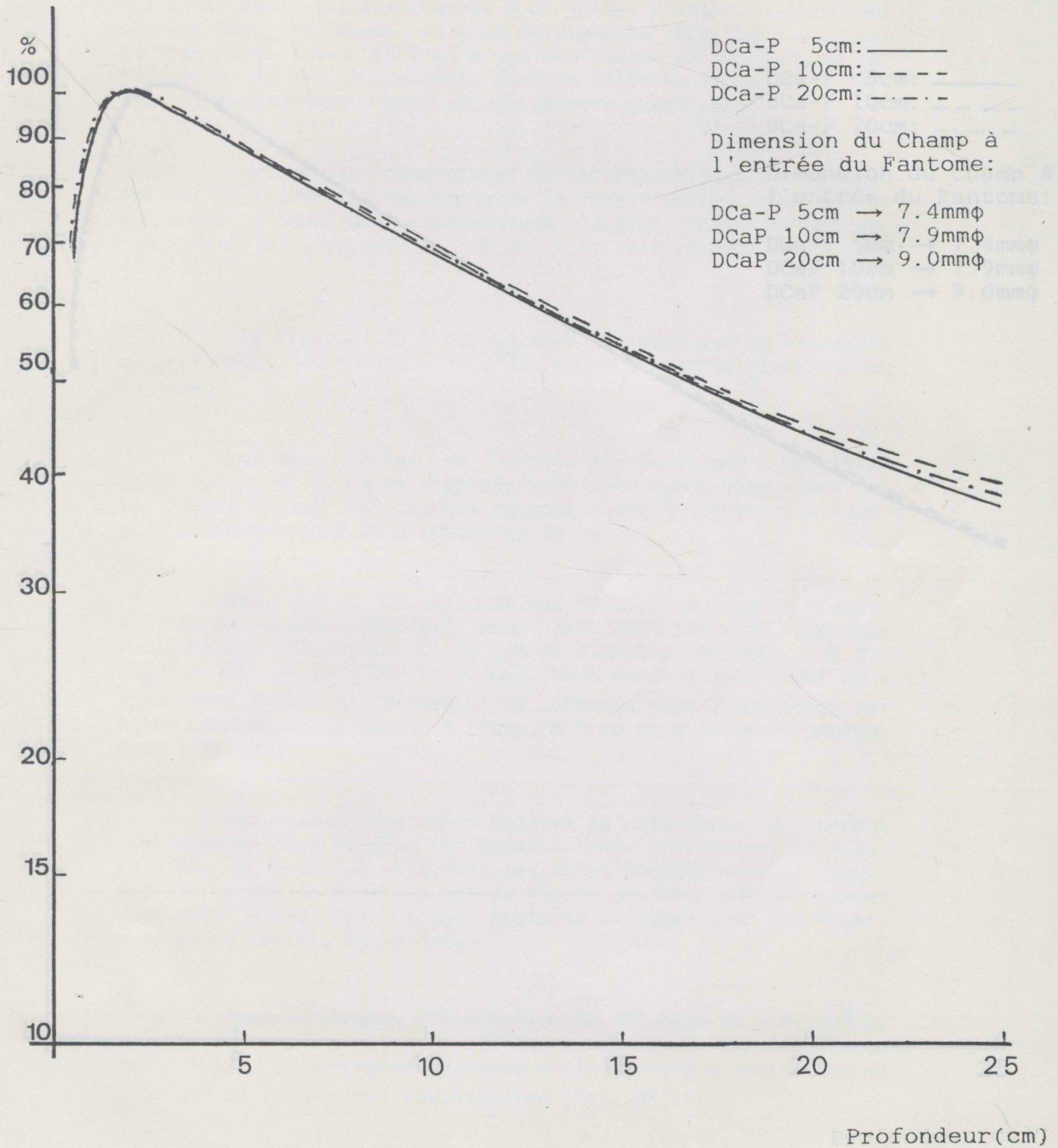
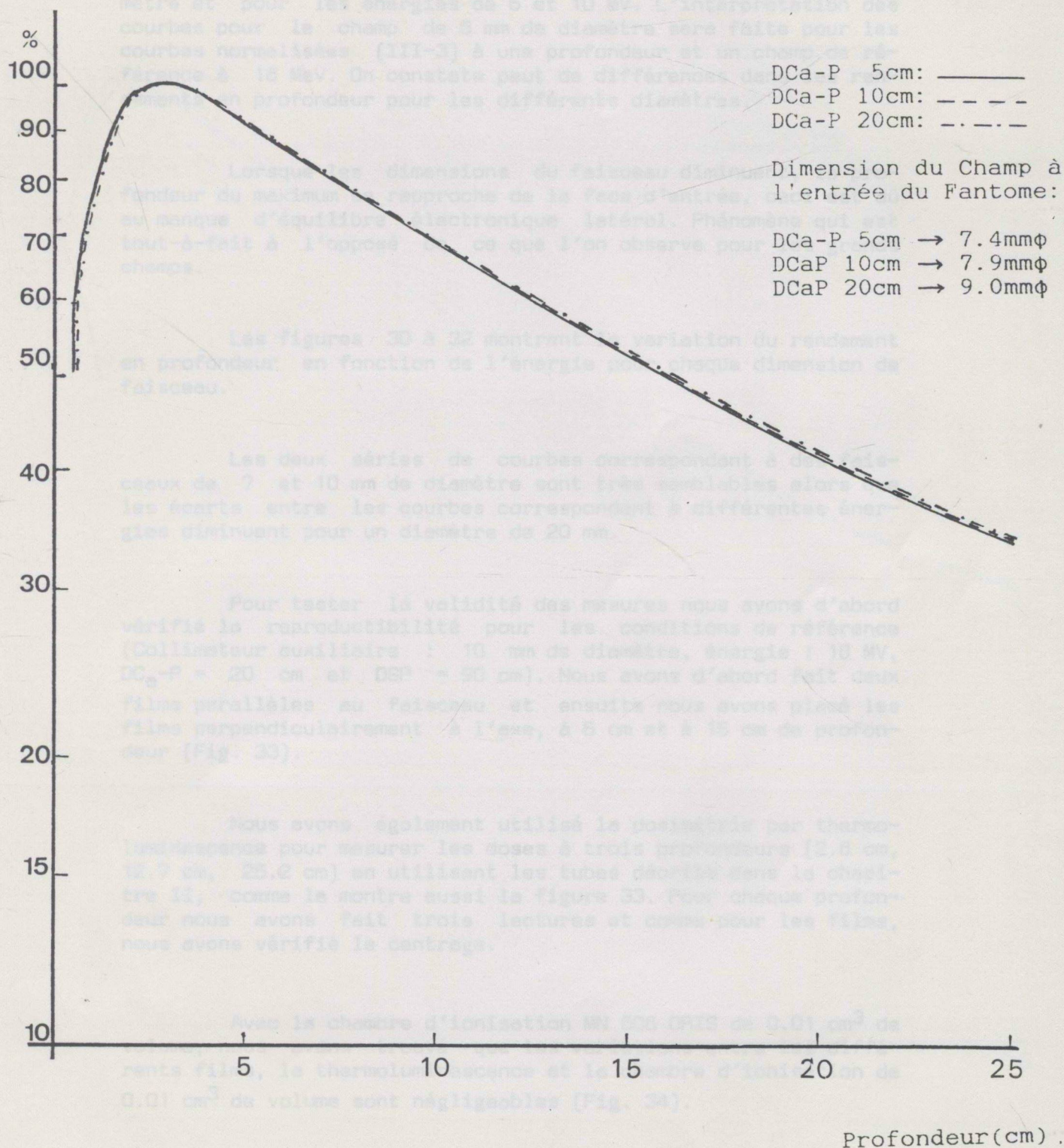


FIGURE 24 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 18MV Coll. Aux. : 20mmφ DSP: 90c



## FIGURE 25 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Comme les figures 25 à 27 le montrent, nous pouvons remarquer que lorsque les dimensions du faisceau diminuent le rendement en profondeur diminue jusqu'à une profondeur de 15 cm au-delà, la pente diminue pour les champs de 7 et 10 mm de diamètre et pour les énergies de 6 et 10 MV. L'interprétation des courbes pour le champ de 5 mm de diamètre sera faite pour les courbes normalisées (III-3) à une profondeur et un champ de référence à 18 MeV. On constate peut de différences dans les rendements en profondeur pour les différents diamètres.

Lorsque les dimensions du faisceau diminuent, la profondeur du maximum se rapproche de la face d'entrée, ceci est dû au manque d'équilibre électronique latéral. Phénomène qui est tout-à-fait à l'opposé de ce que l'on observe pour les grands champs.

Les figures 30 à 32 montrent la variation du rendement en profondeur en fonction de l'énergie pour chaque dimension de faisceau.

Les deux séries de courbes correspondant à des faisceaux de 7 et 10 mm de diamètre sont très semblables alors que les écarts entre les courbes correspondant à différentes énergies diminuent pour un diamètre de 20 mm.

Pour tester la validité des mesures nous avons d'abord vérifié la reproductibilité pour les conditions de référence (Collimateur auxiliaire : 10 mm de diamètre, énergie : 18 MV,  $DC_a-P = 20$  cm et DSP = 90 cm). Nous avons d'abord fait deux films parallèles au faisceau et ensuite nous avons placé les films perpendiculairement à l'axe, à 5 cm et à 15 cm de profondeur (Fig. 33).

Nous avons également utilisé la dosimétrie par thermoluminescence pour mesurer les doses à trois profondeurs (2.8 cm, 12.7 cm, 25.2 cm) en utilisant les tubes décrits dans la chapitre II, comme le montre aussi la figure 33. Pour chaque profondeur nous avons fait trois lectures et comme pour les films, nous avons vérifié le centrage.

Avec la chambre d'ionisation MN 606 ORIS de  $0.01 \text{ cm}^3$  de volume, nous avons trouvé que les variations entre les différents films, la thermoluminescence et la chambre d'ionisation de  $0.01 \text{ cm}^3$  de volume sont négligeables (Fig. 34).

FIGURE 25 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 6MV DCa-P: 20cm DSP: 90cm

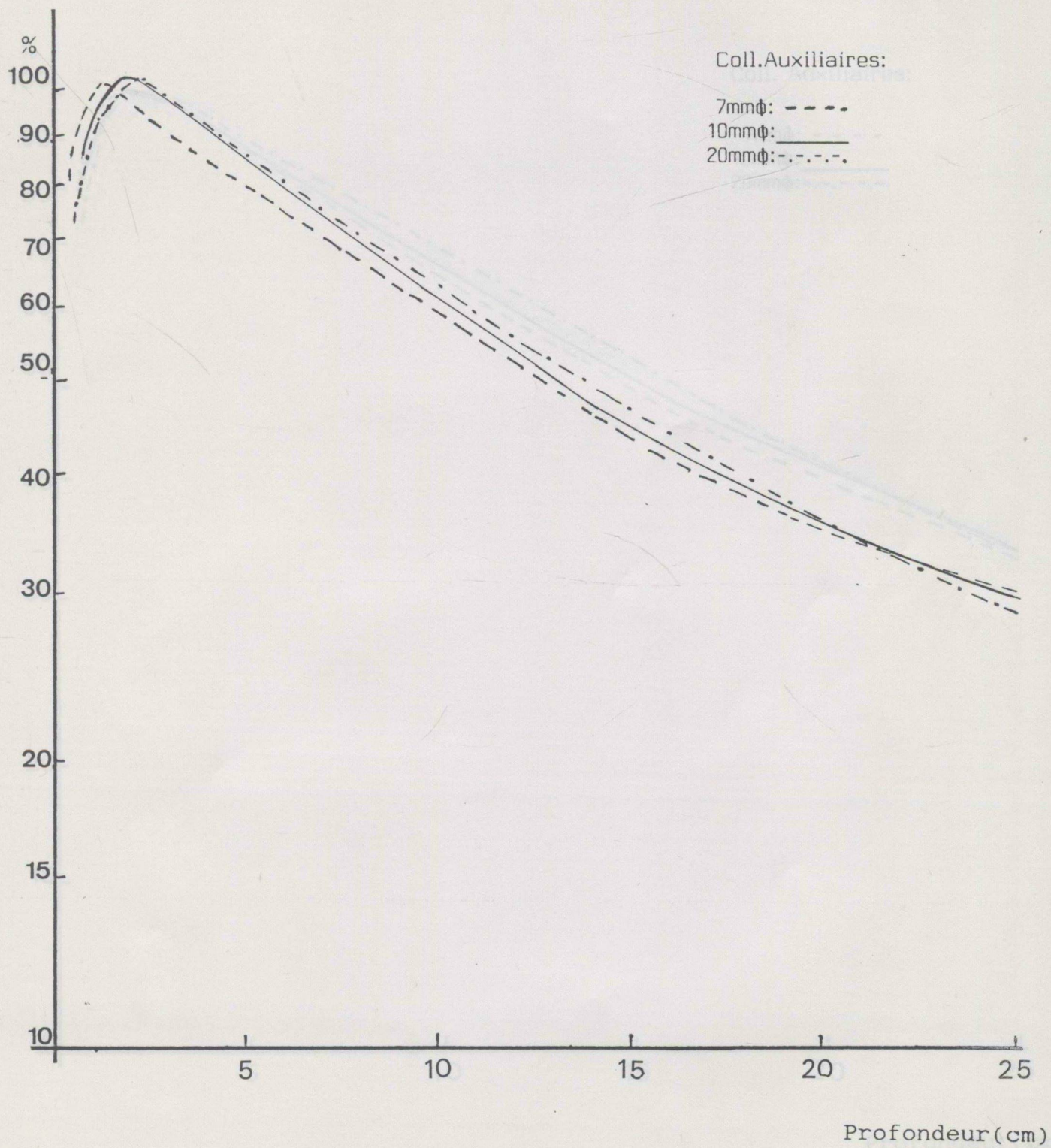


FIGURE 26 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 10MV

Dca-P: 20cm

DSP: 90cm

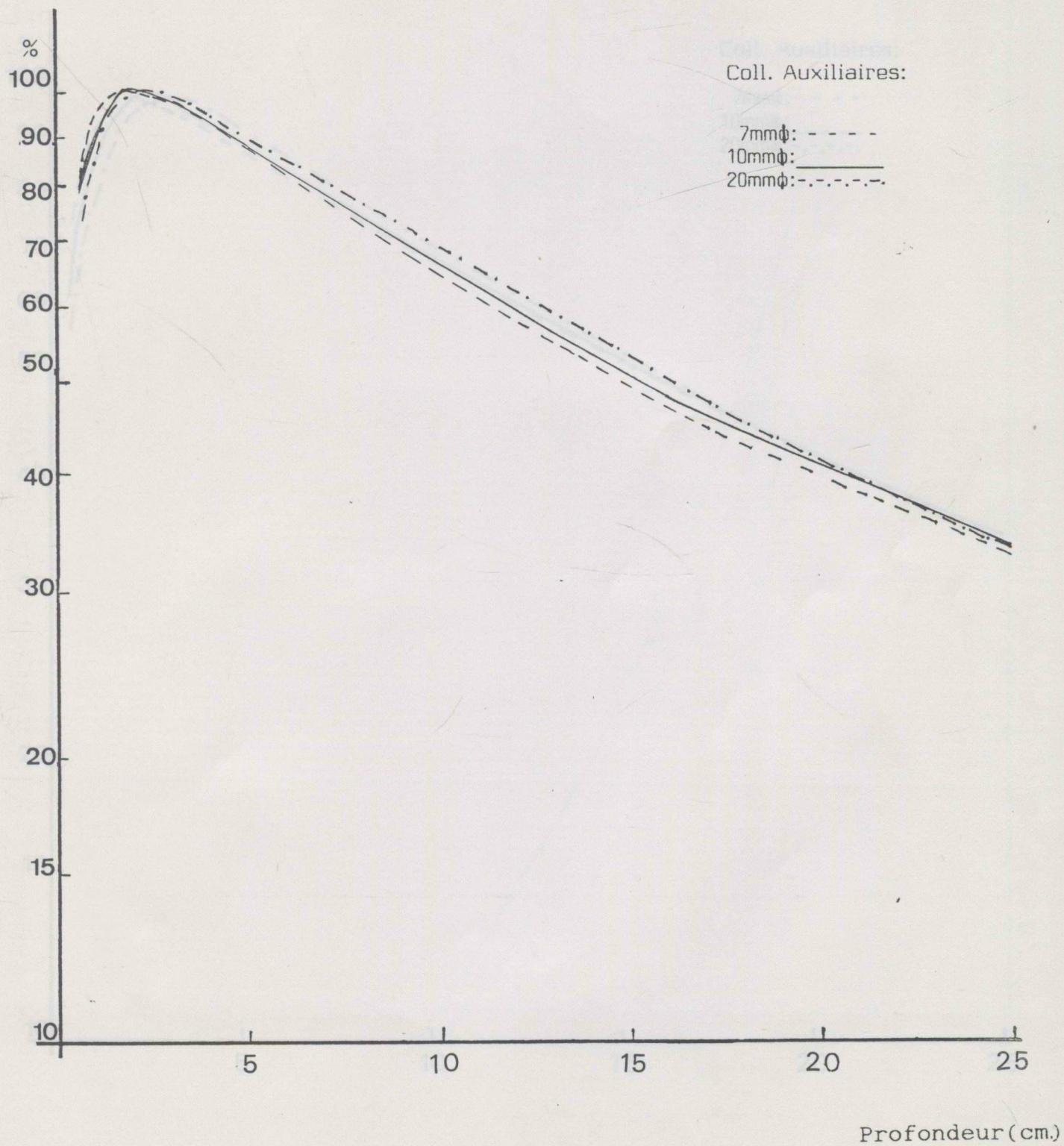


FIGURE 27 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Energie: 18MV

Dca-P: 20cm

DSP: 90cm

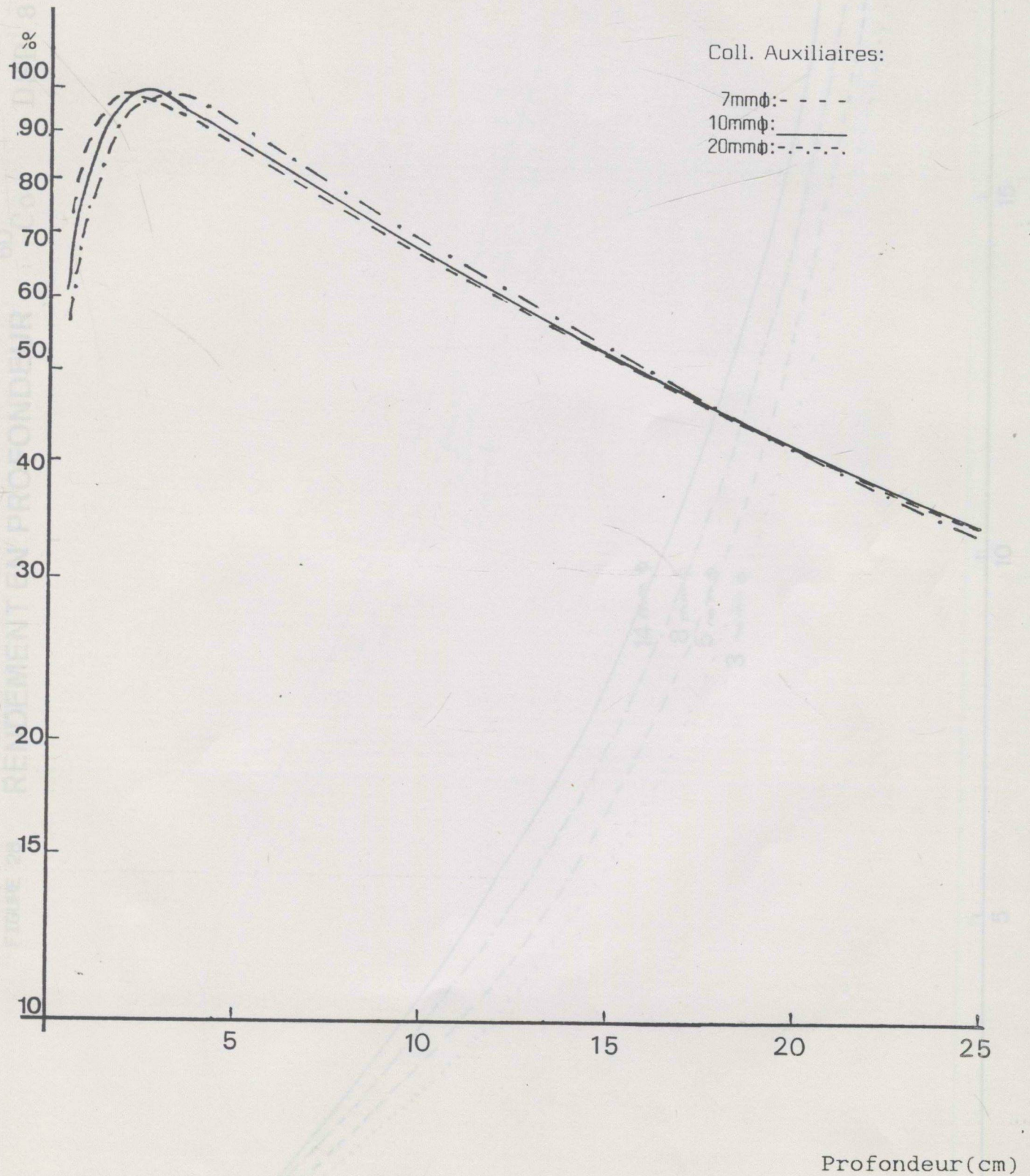


FIGURE 28

RENDEMENT EN PROFONDEUR

$^{60}\text{Co}$

DSP: 80 cm

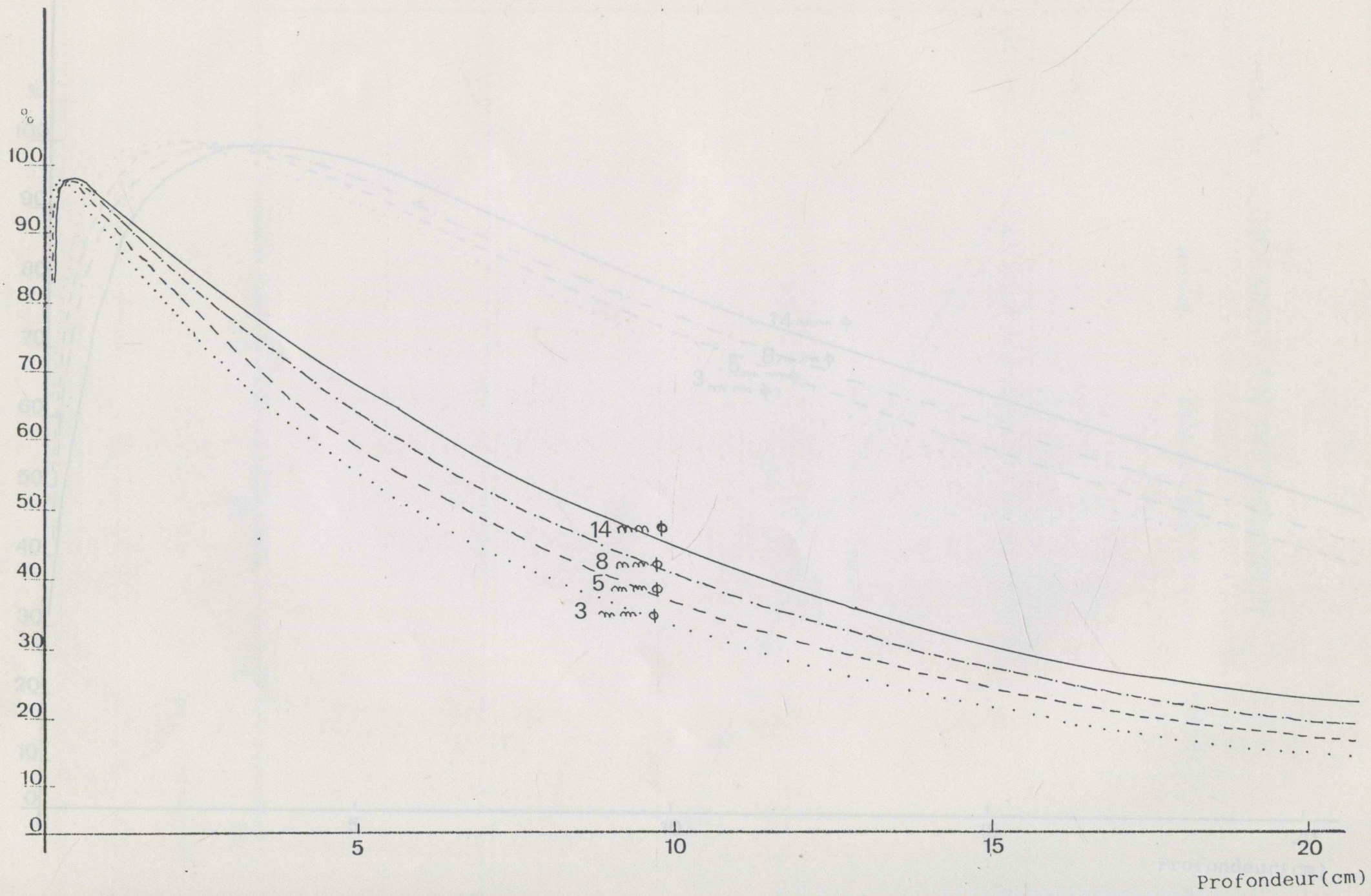
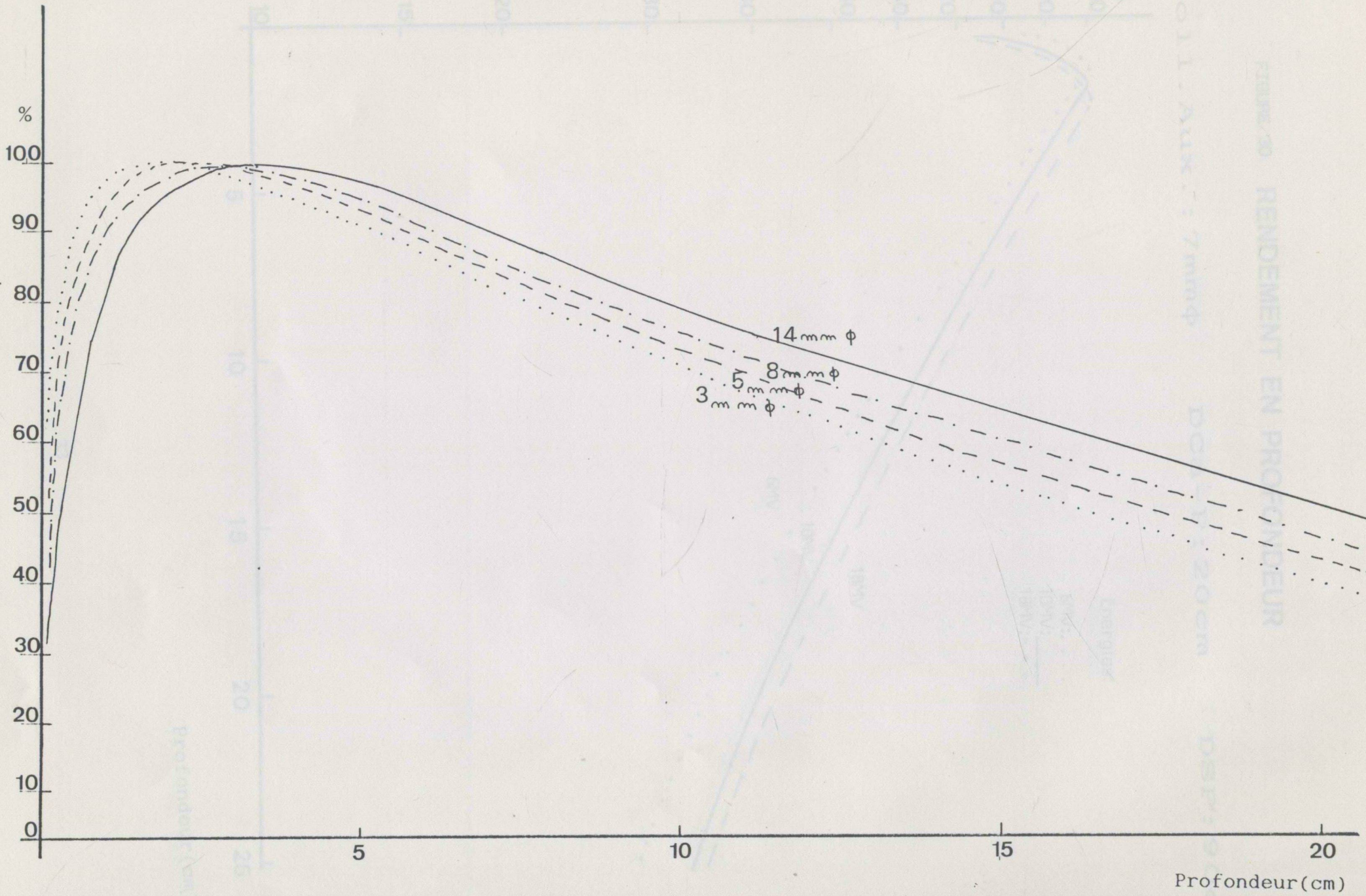


FIGURE 29

RENDEMENT EN PROFONDEUR

25 MV

DSP: 100 cm



32

Profondeur (cm)

FIGURE 30 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Coll. Aux. : 7mm $\phi$

Dca-P : 20cm

DSP : 90cm

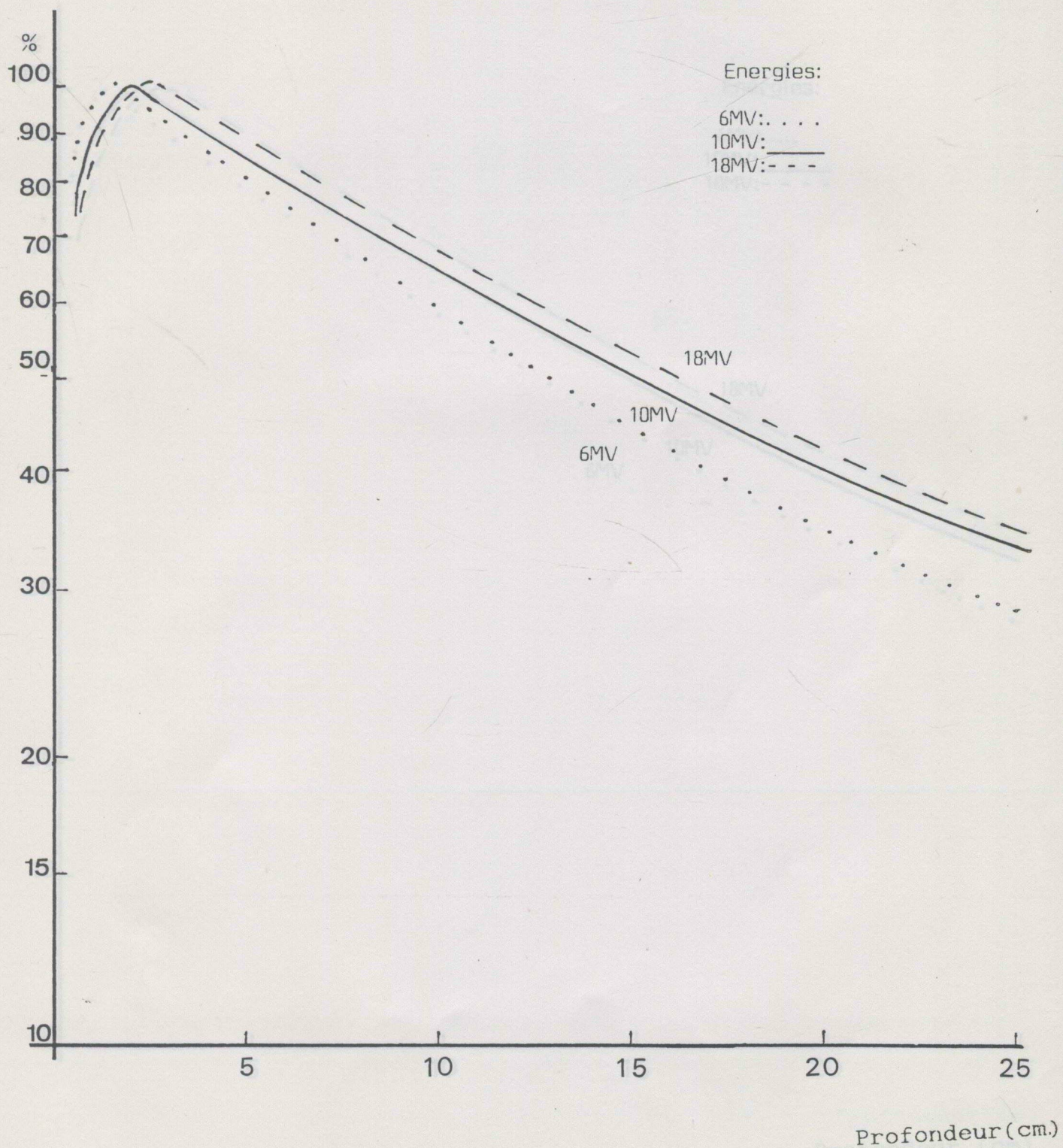


FIGURE 31 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Coll. Aux. : 10mm $\phi$     DCa-P : 20cm    DSP : 90cm

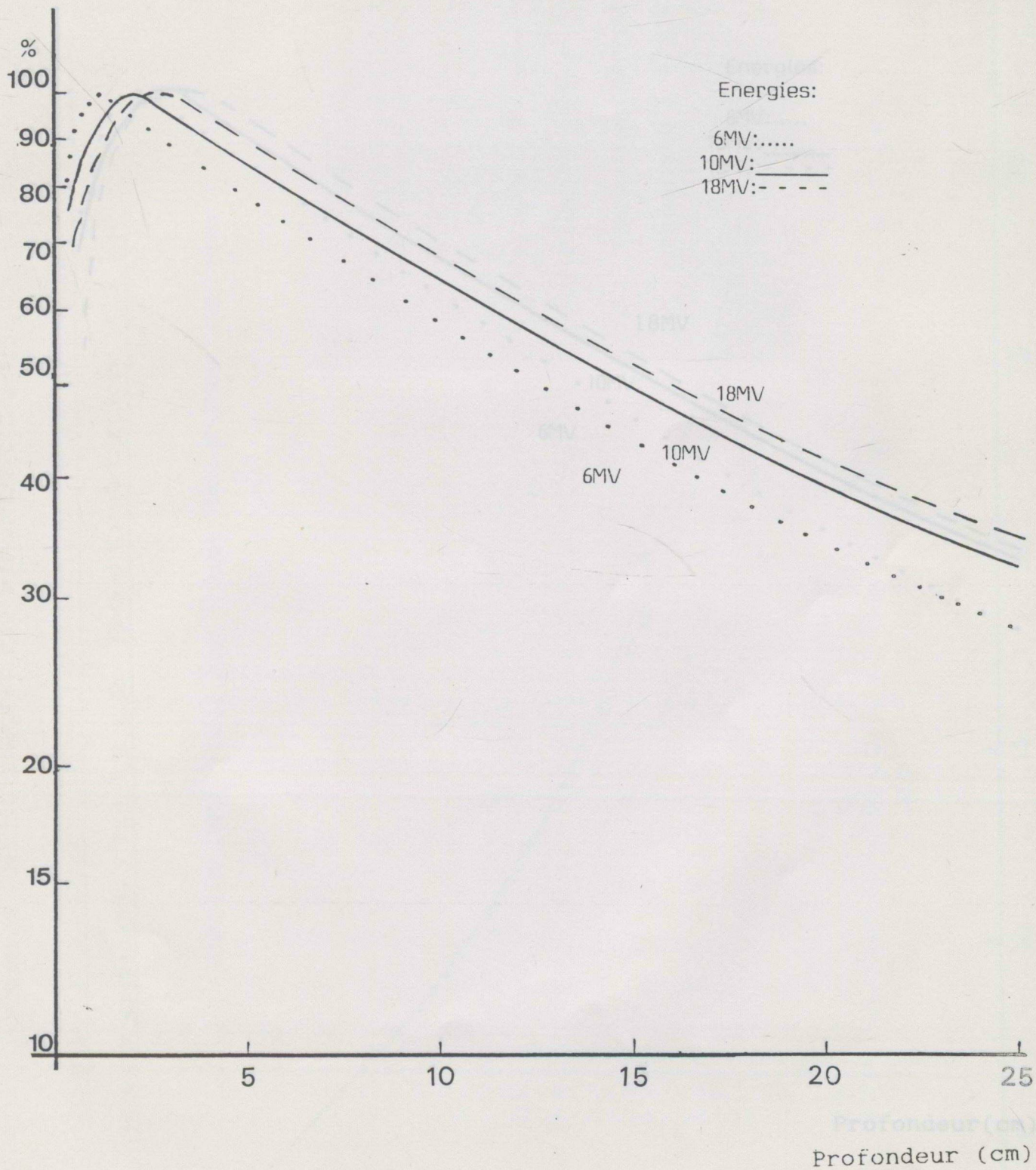


FIGURE 32

# RENDEMENT EN PROFONDEUR

Coll. Aux. : 20mm $\phi$

Dca-P : 20cm

DSP : 90c

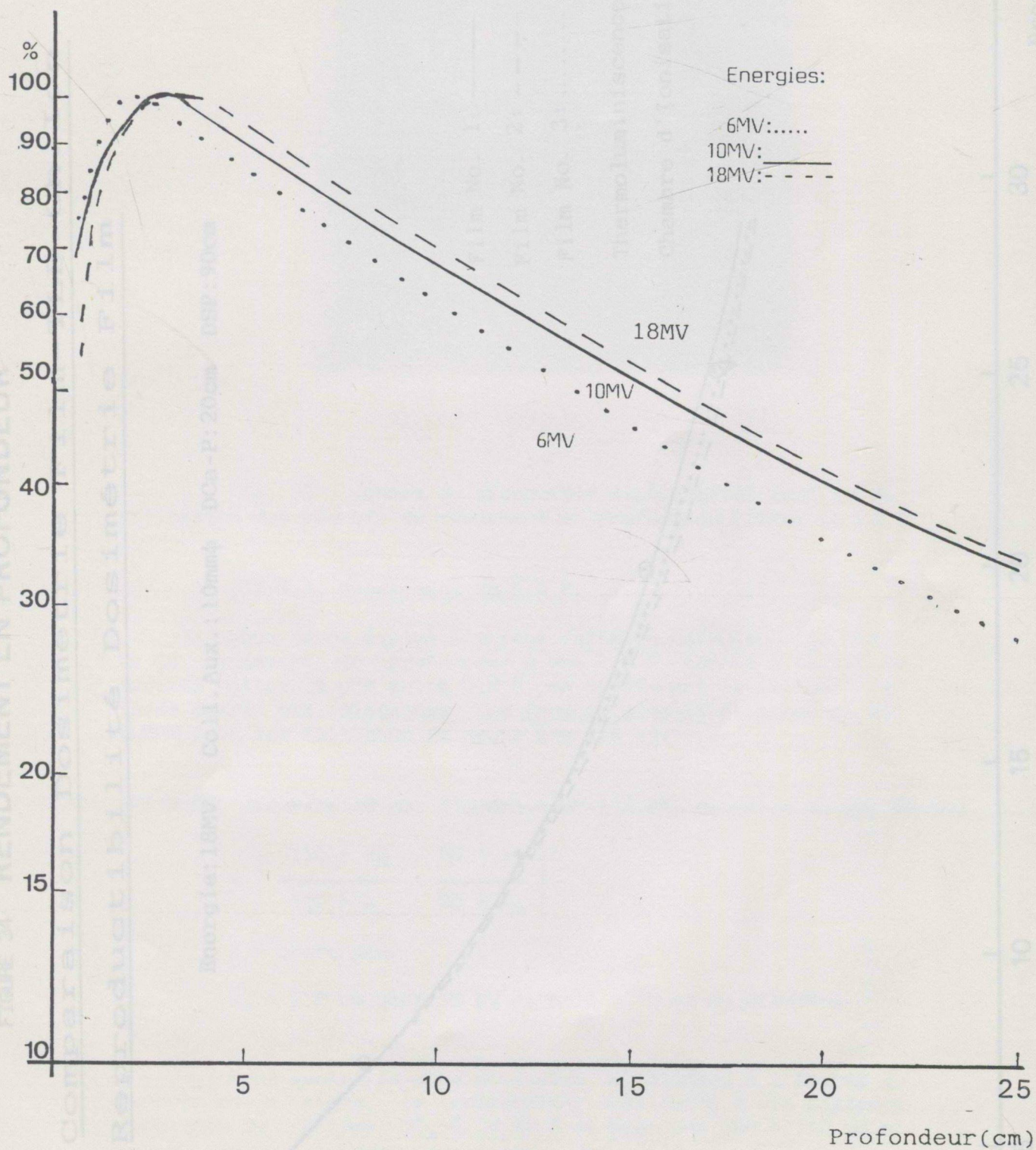
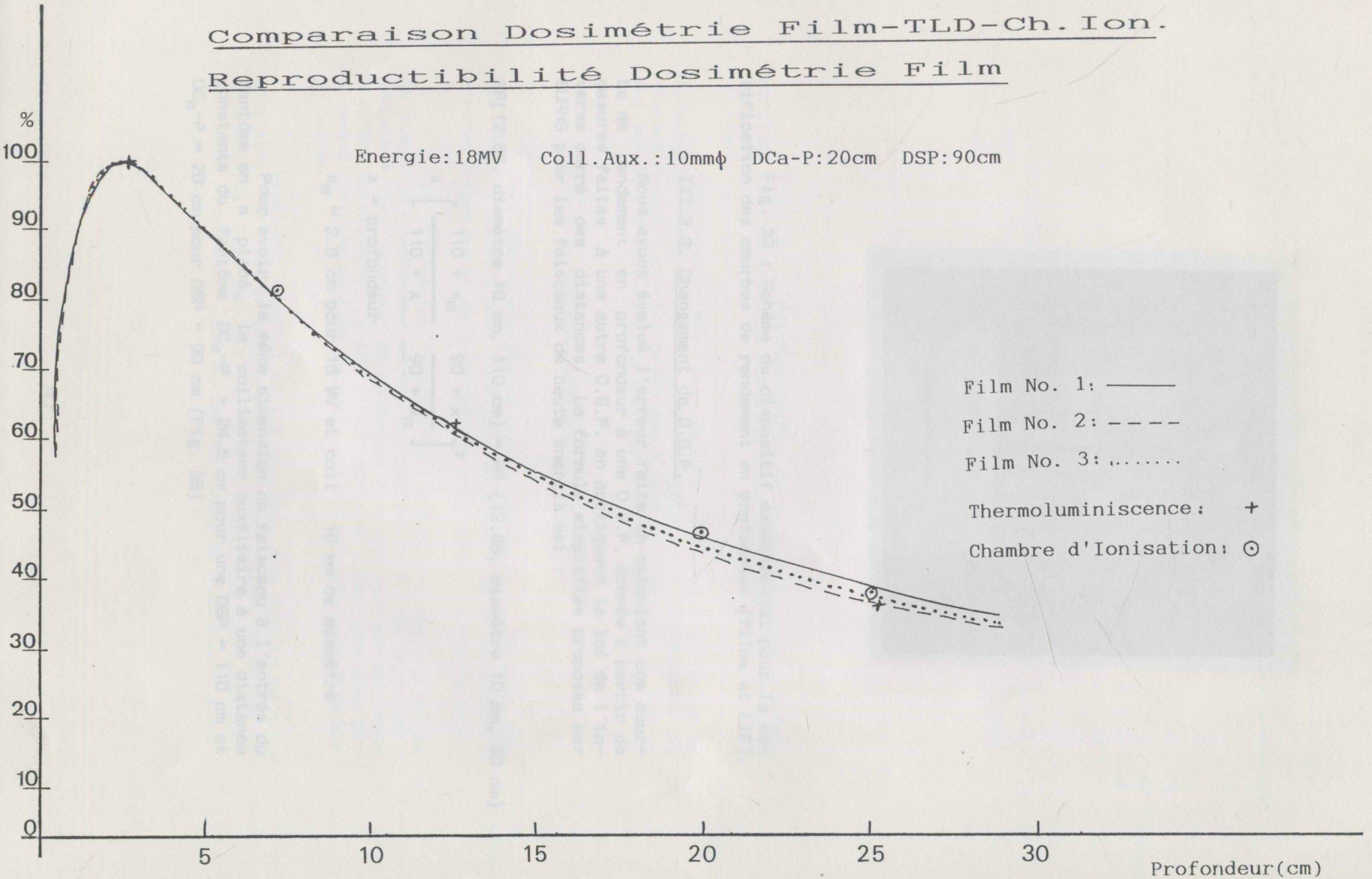


FIGURE 34 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Comparaison Dosimétrie Film-TLD-Ch. Ion.  
Reproductibilité Dosimétrie Film

Energie: 18MV Coll. Aux.: 10mmφ DCa-P: 20cm DSP: 90cm



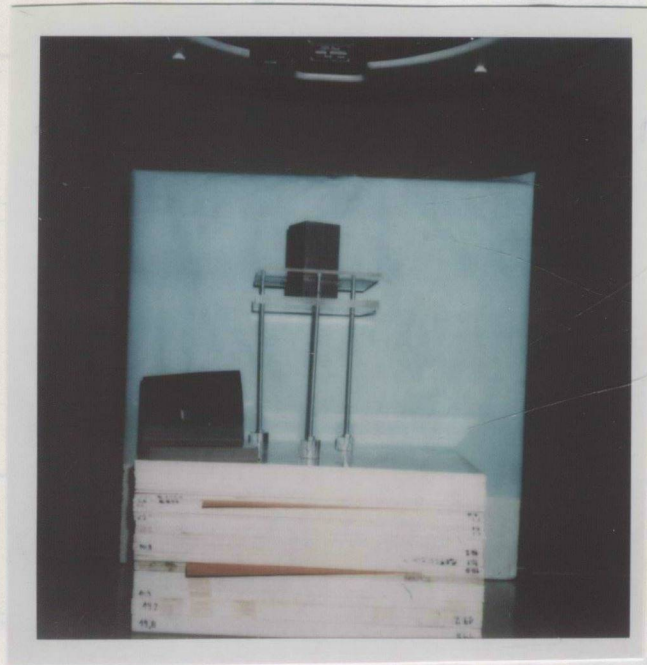


Fig. 33 : Schéma du dispositif expérimental pour la vérification des courbes de rendement en profondeur (films et LiF).

### III.2.2. Changement de D.S.P.

Nous avons évalué l'erreur faite en calculant une courbe de rendement en profondeur à une D.S.P. donnée à partir de mesures faites à une autre D.S.P. en appliquant la loi de l'inverse carré des distances. La formule simplifiée proposée par BURNS pour les faisceaux de haute énergie est :

$$RP(12.85, \text{diamètre } 10 \text{ mm}, 110 \text{ cm}) = RP(12.85, \text{diamètre } 10 \text{ mm}, 90 \text{ cm})$$

$$x \left[ \frac{110 + x_m}{110 + x} \cdot \frac{90 + x}{90 + x_m} \right]^2$$

$x$  = profondeur

$x_m$  = 2.6 cm pour 18 MV et coll 10 mm de diamètre

Pour avoir la même dimension de faisceau à l'entrée du fantôme on a placé, le collimateur auxiliaire à une distance constante du fantôme  $DC_a-P = 24.5$  cm pour une DSP = 110 cm et  $DC_a-P = 20$  cm pour DSP = 90 cm (Fig. 35)

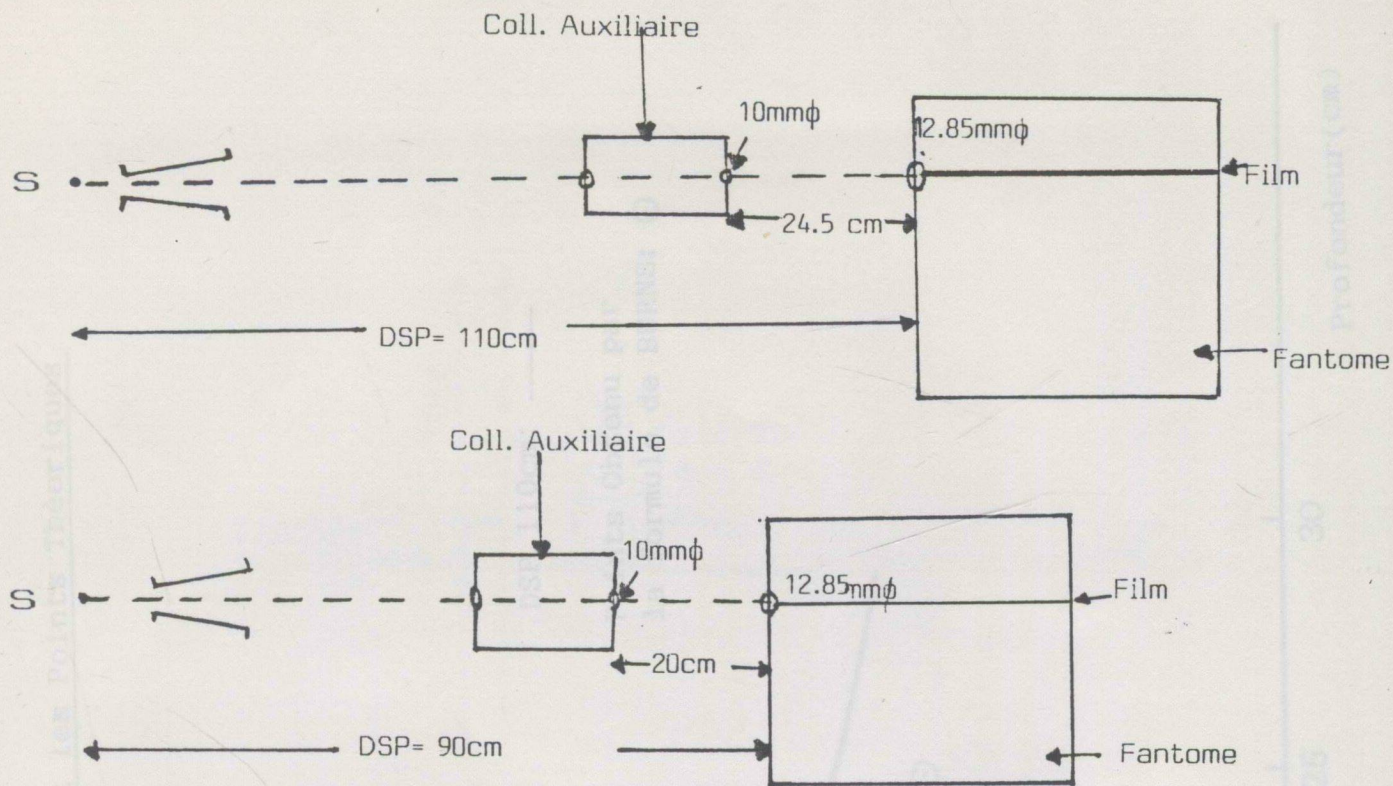


Fig. 35 : Représentation de la méthode expérimentale utilisée pour le champ de diamètre 10 mm à DSP = 110 cm et DSP = 90 cm.

Nous voyons que les valeurs obtenues à partir de la formule de BURNS (Fig. 36) sont d'autant plus différentes des valeurs mesurées que les profondeurs sont plus grandes. L'erreur qui est de 7 % à 10 cm de profondeur dépasse 20 % à 25 cm.

### III.2.3. Rapport tissu-maximum (R.T.M.)

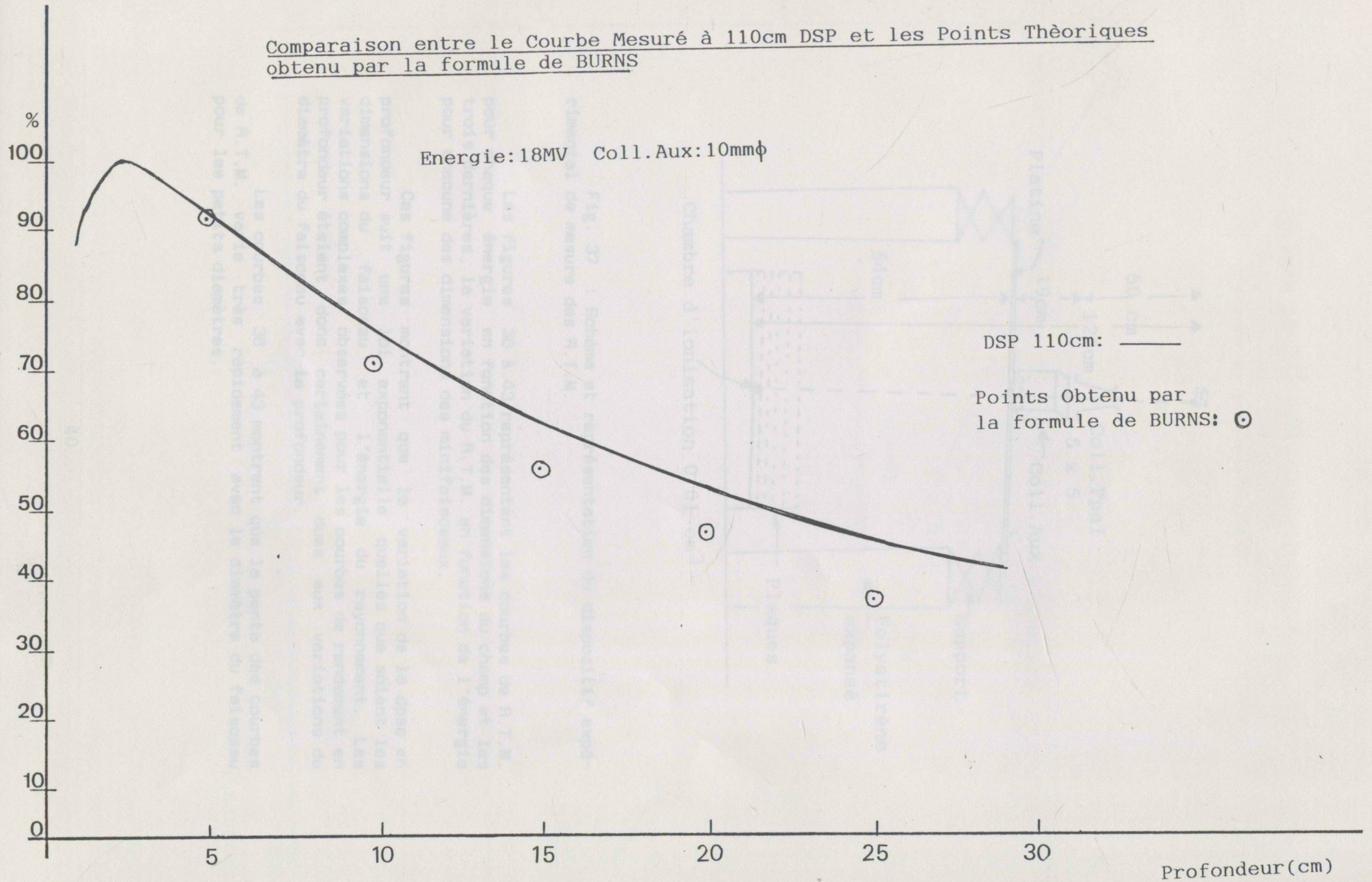
Pour chaque énergie et chaque dimension du faisceau donnée, nous effectuons pour le R.T.M. la dosimétrie en utilisant la chambre d'ionisation de  $0.01 \text{ cm}^3$  comme le montre la figure 37.

Les différentes publications présentent des courbes de rendement en profondeur et non des courbes de R.T.M. d'une part parce que les courbes de rendement en profondeur peuvent être mesurées directement, d'autre part parce qu'elles sont plus facilement utilisables pour calculer les distributions de dose sur un malade.

Cependant du point de vue physique, les courbes de R.T.M. sont plus faciles à interpréter, en particulier parce que la dimension du faisceau qui est très critique pour les minifaisceaux est constante au niveau du point de mesure quelle que soit la profondeur.

Figure 36 RENDEMENT EN PROFONDEUR

Comparaison entre le Courbe Mesuré à 110cm DSP et les Points Théoriques obtenu par la formule de BURNS



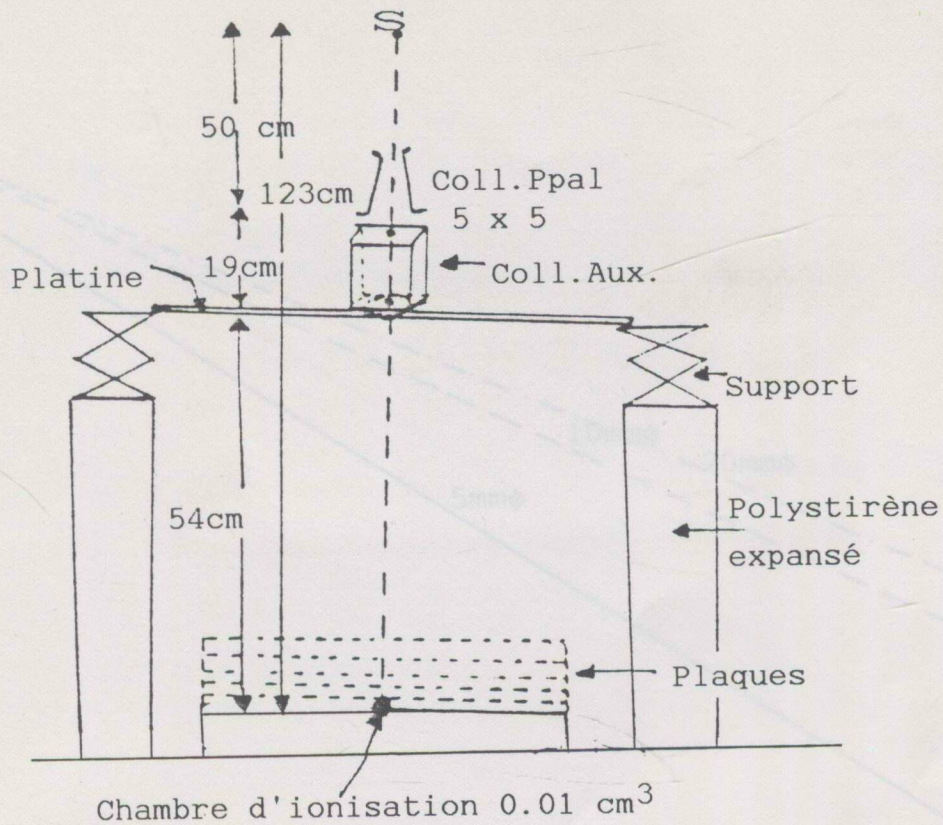


Fig. 37 : Schéma et représentation du dispositif expérimental de mesure des R.T.M.

Les figures 38 à 43 représentent les courbes de R.T.M. pour chaque énergie en fonction des dimensions du champ et les trois dernières, la variation du R.T.M. en fonction de l'énergie pour chacune des dimensions des minifaisceaux.

Ces figures montrent que la variation de la dose en profondeur suit une loi exponentielle quelles que soient les dimensions du faisceau et l'énergie du rayonnement. Les variations complexes observées pour les courbes de rendement en profondeur étaient donc certainement dues aux variations du diamètre du faisceau avec la profondeur.

Les courbes 38 à 43 montrent que la pente des courbes de R.T.M. varie très rapidement avec le diamètre du faisceau pour les petits diamètres.

Figure 38 R.T.M

Energie: 6mv

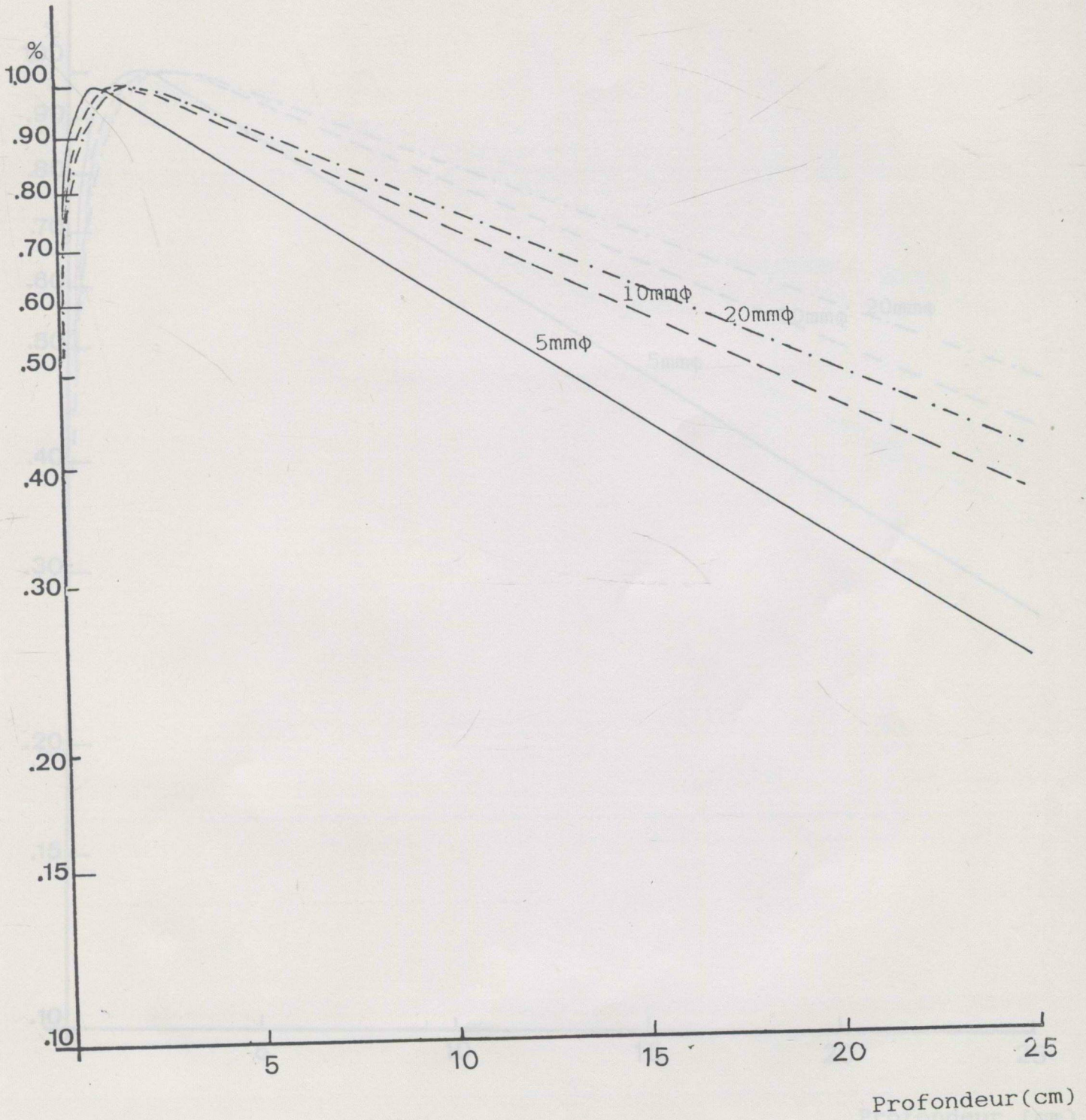


Figure 39

R.T.M

Energie: 10MV

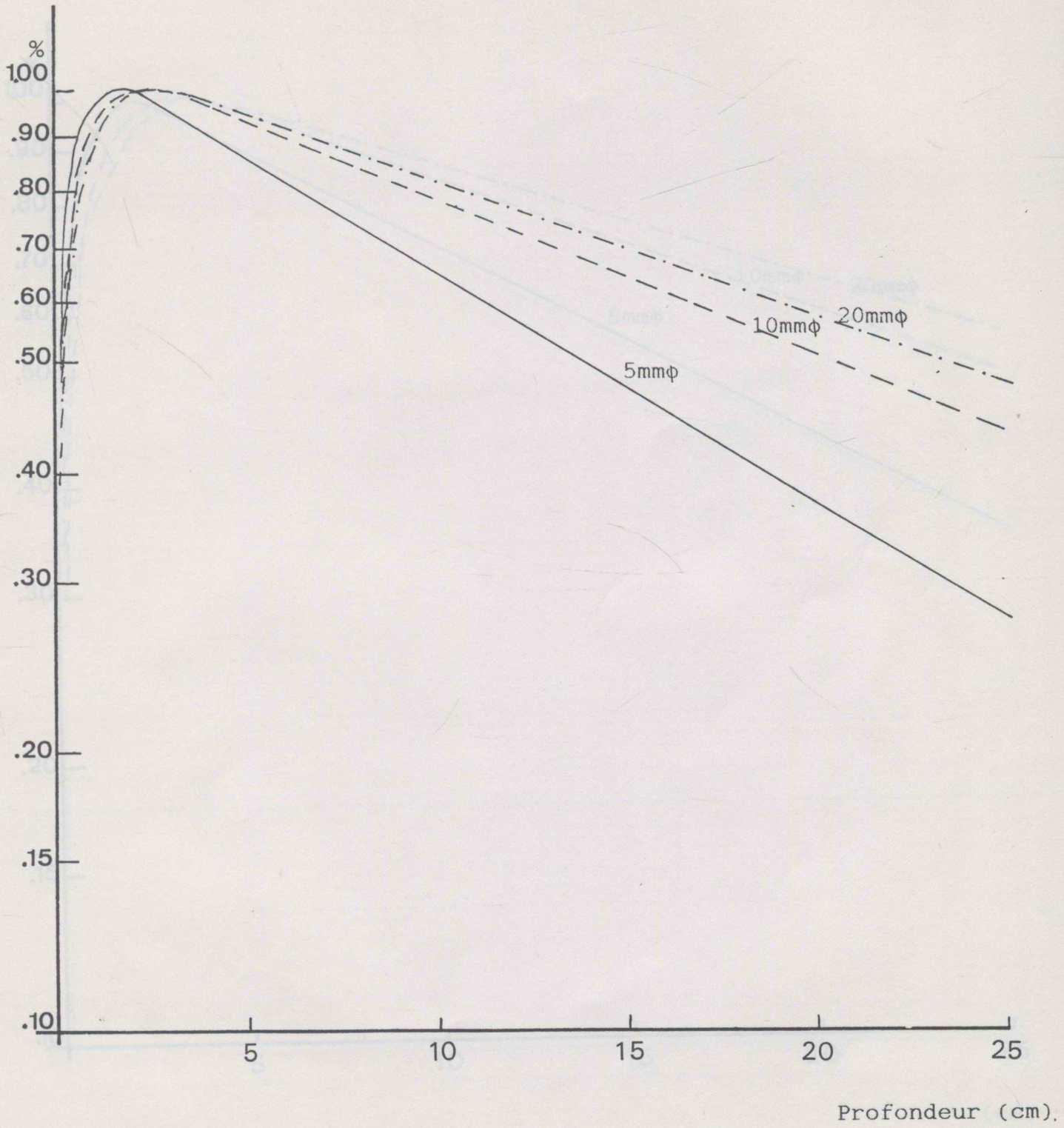


Figure 40 R.T.M

Energie: 18MV

Collimateur Auxiliaire: 5mmφ

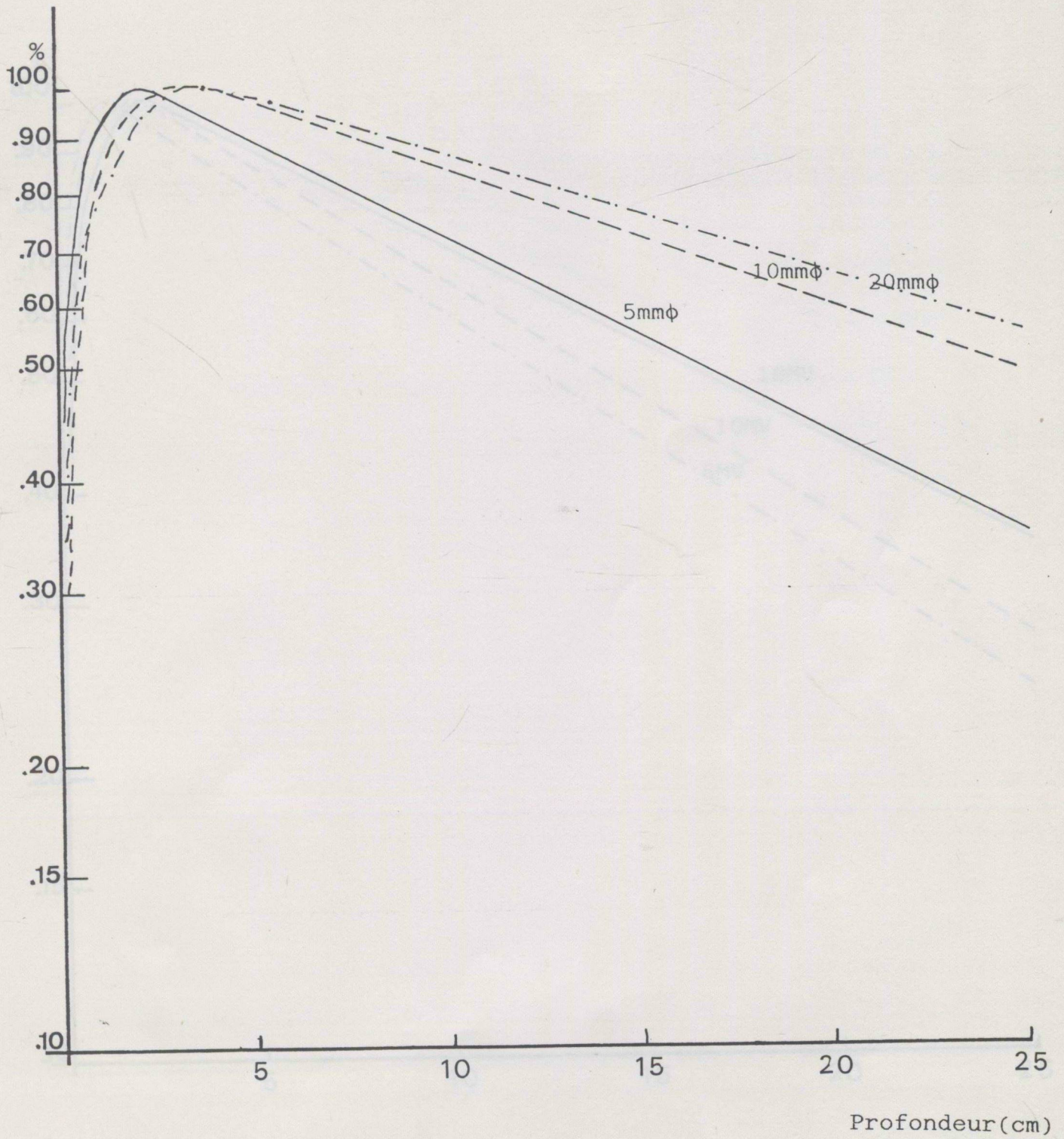


Figure 41 R.T.M

Collimateur Auxiliaire: 5mmφ

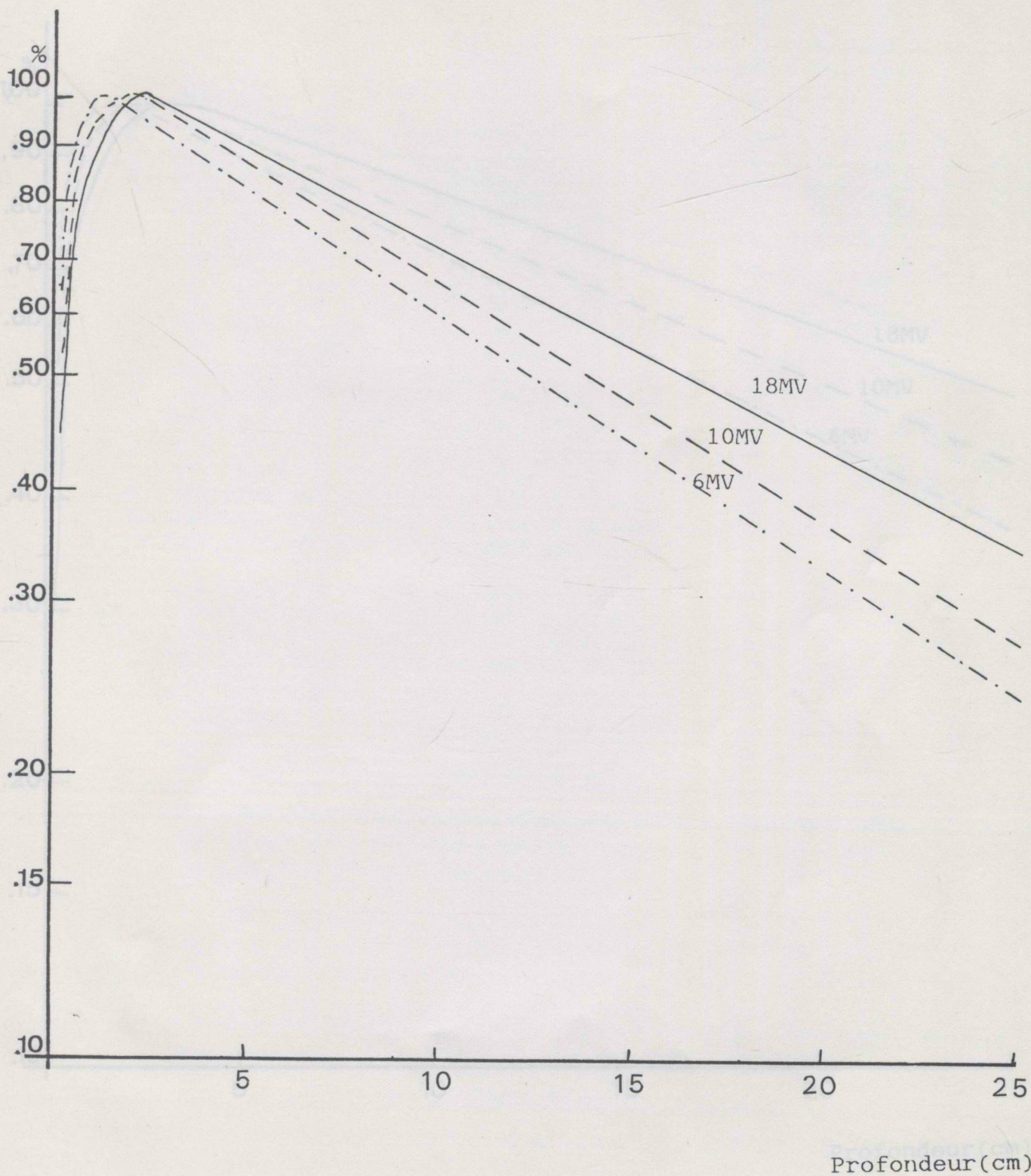
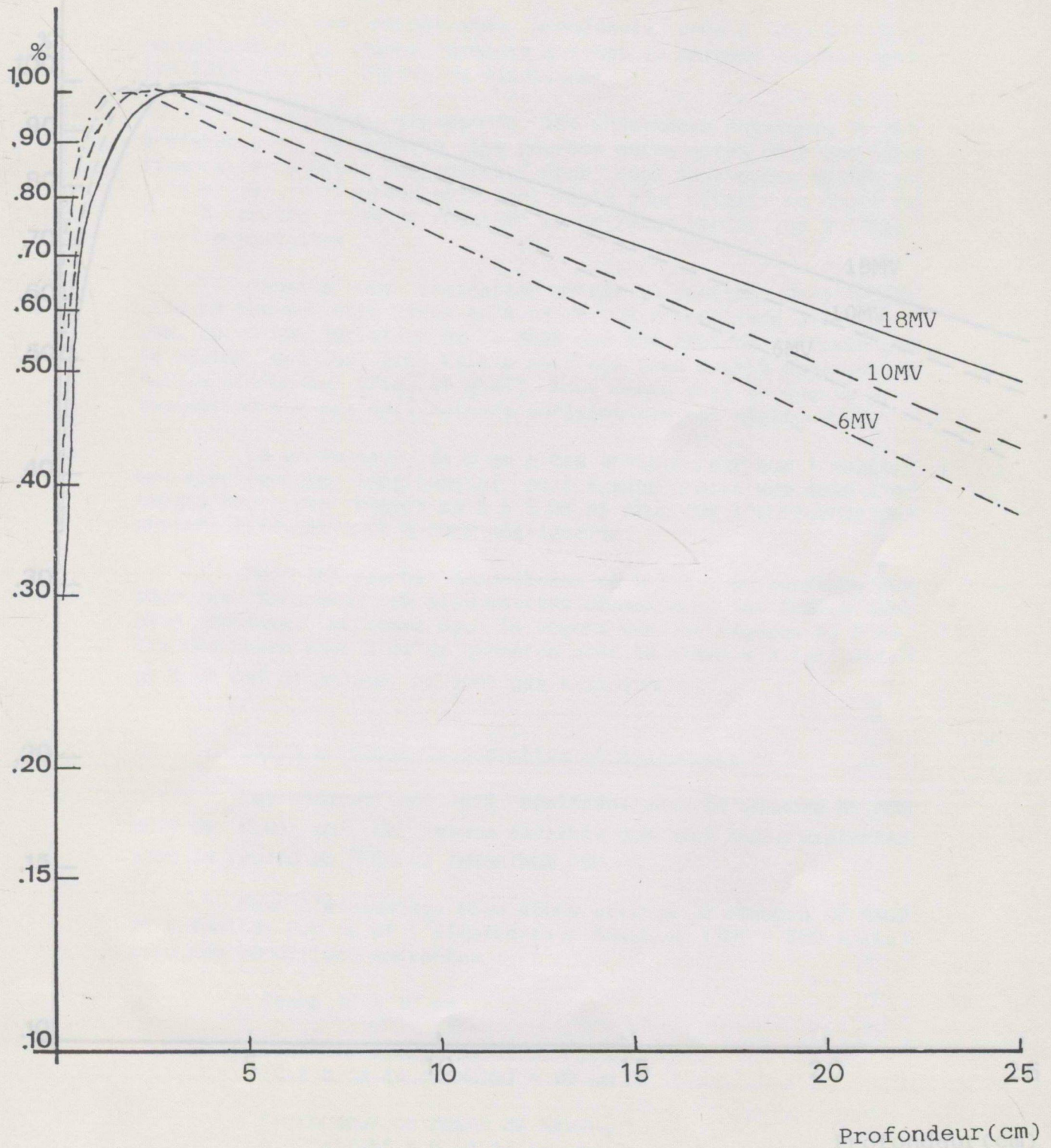


Figure 42 R.T.M

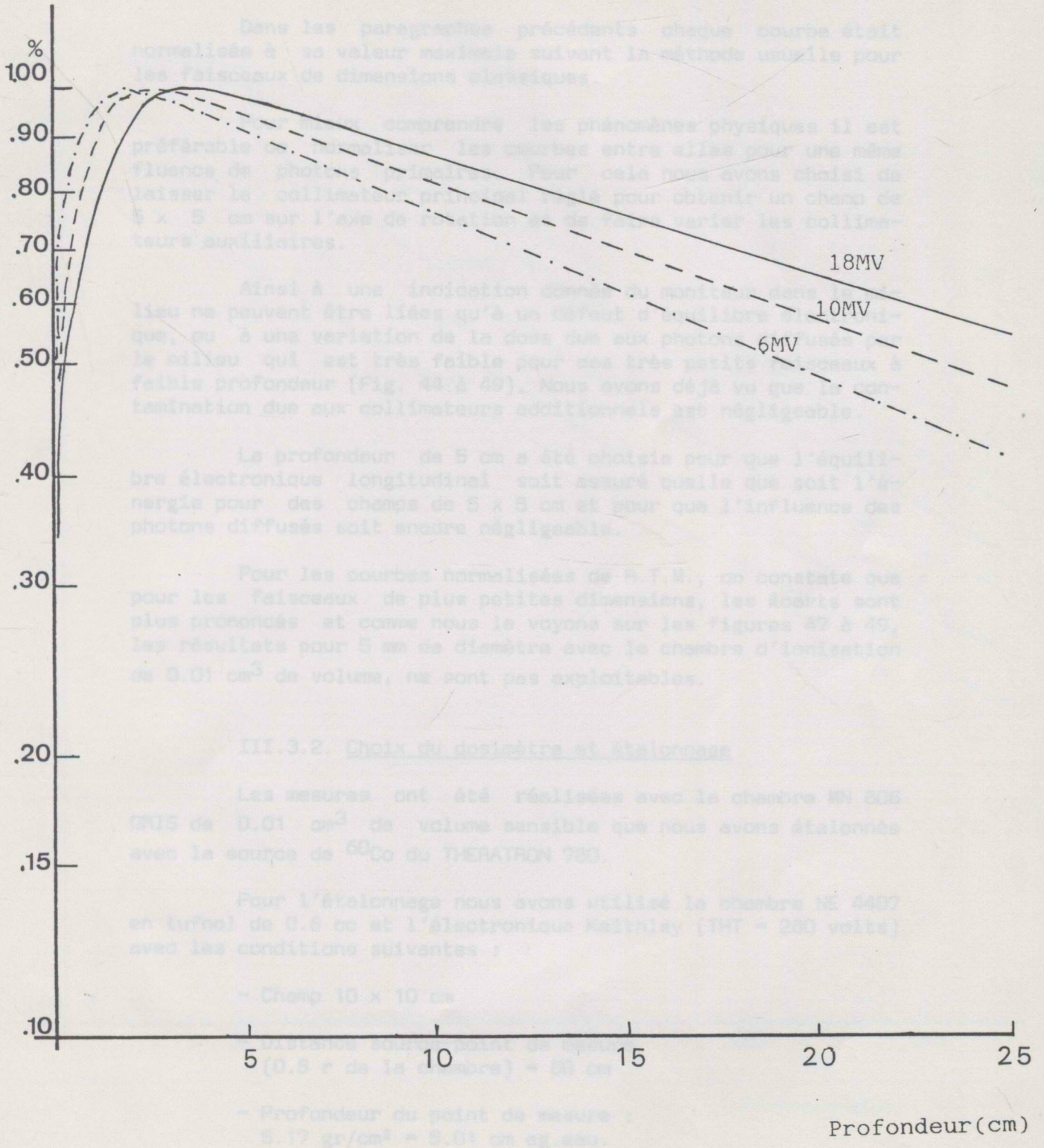
Collimateur Auxiliaire: 10mm $\phi$



# R.T.M

Figure 43

## Collimateur Auxiliaire: 20mm $\phi$



### III.3. NORMALISATION DES COURBES

#### III.3.1. Choix des conditions de normalisation

Dans les paragraphes précédents chaque courbe était normalisée à sa valeur maximale suivant la méthode usuelle pour les faisceaux de dimensions classiques.

Pour mieux comprendre les phénomènes physiques il est préférable de normaliser les courbes entre elles pour une même fluence de photons primaires. Pour cela nous avons choisi de laisser le collimateur principal réglé pour obtenir un champ de 5 x 5 cm sur l'axe de rotation et de faire varier les collimateurs auxiliaires.

Ainsi à une indication donnée du moniteur dans le milieu ne peuvent être liées qu'à un défaut d'équilibre électronique, ou à une variation de la dose due aux photons diffusés par le milieu qui est très faible pour ces très petits faisceaux à faible profondeur (Fig. 44 à 49). Nous avons déjà vu que la contamination due aux collimateurs additionnels est négligeable.

La profondeur de 5 cm a été choisie pour que l'équilibre électronique longitudinal soit assuré quelle que soit l'énergie pour des champs de 5 x 5 cm et pour que l'influence des photons diffusés soit encore négligeable.

Pour les courbes normalisées de R.T.M., on constate que pour les faisceaux de plus petites dimensions, les écarts sont plus prononcés et comme nous le voyons sur les figures 47 à 49, les résultats pour 5 mm de diamètre avec la chambre d'ionisation de 0.01 cm<sup>3</sup> de volume, ne sont pas exploitables.

#### III.3.2. Choix du dosimètre et étalonnage

Les mesures ont été réalisées avec la chambre MN 606 ORIS de 0.01 cm<sup>3</sup> de volume sensible que nous avons étalonnée avec la source de <sup>60</sup>Co du THERATRON 780.

Pour l'étalonnage nous avons utilisé la chambre NE 4407 en tufnol de 0.6 cc et l'électronique Keithley (THT = 280 volts) avec les conditions suivantes :

- Champ 10 x 10 cm
- Distance source-point de mesure (0.5 r de la chambre) = 80 cm
- Profondeur du point de mesure : 5.17 gr/cm<sup>2</sup> = 5.01 cm eg.eau.

Fig 44 COURBES NORMALISÉES Rendement en Profondeur

Energie: 6MV

Dca-P: 20cm

DSP: 90cm

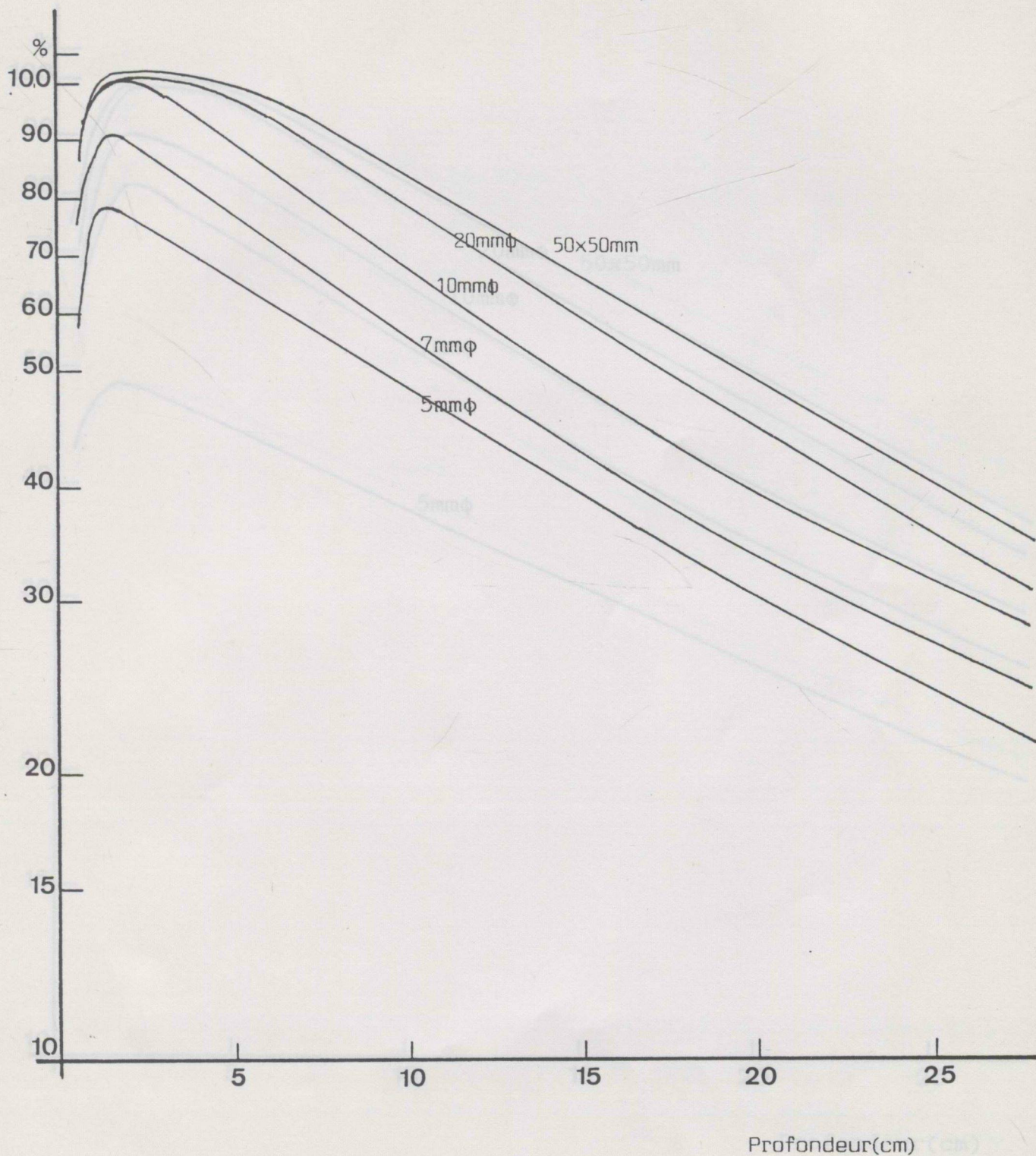


Fig 45 COURBES NORMALISÉES Rendement en Profondeur

Energie: 10MV

Dca-P: 20cm

DSP: 90cm

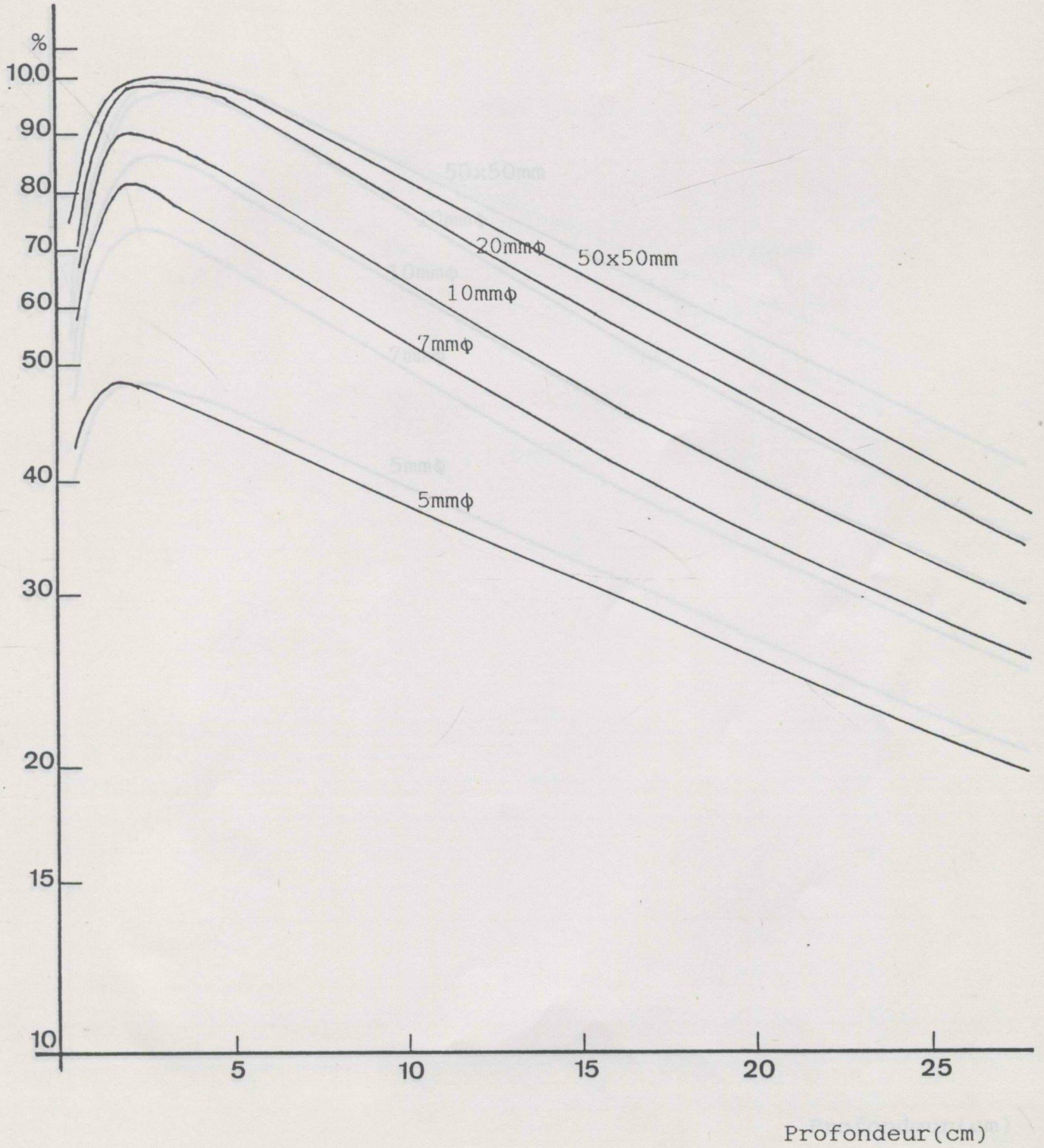


Fig 46 COURBES NORMALISÉES Rendement en Profondeur

Energie: 18MV

Dca-P: 20cm

DSP: 90cm

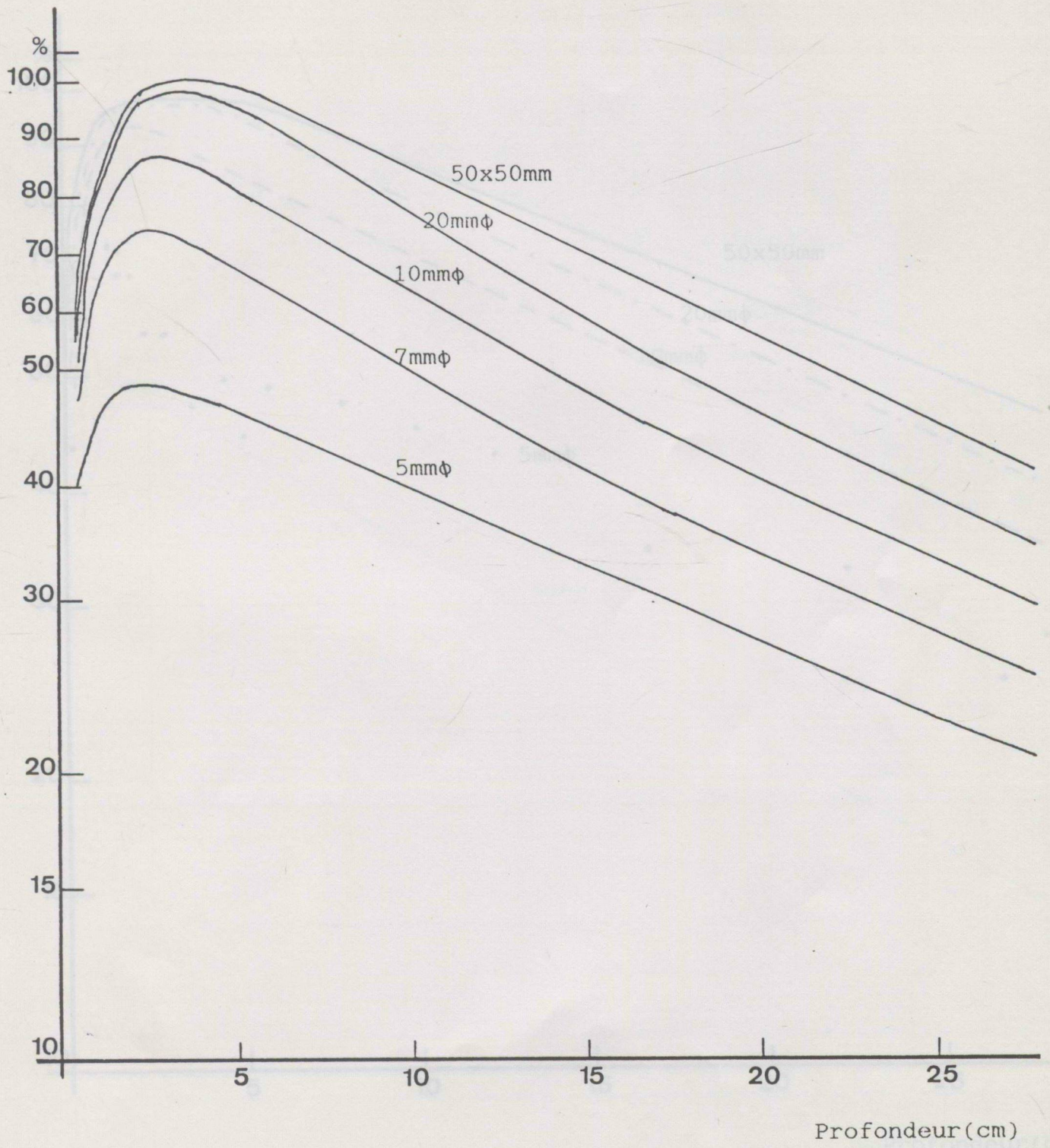


Fig 47 COURBES NORMALISÉES R.T.M

Energie: 6MV

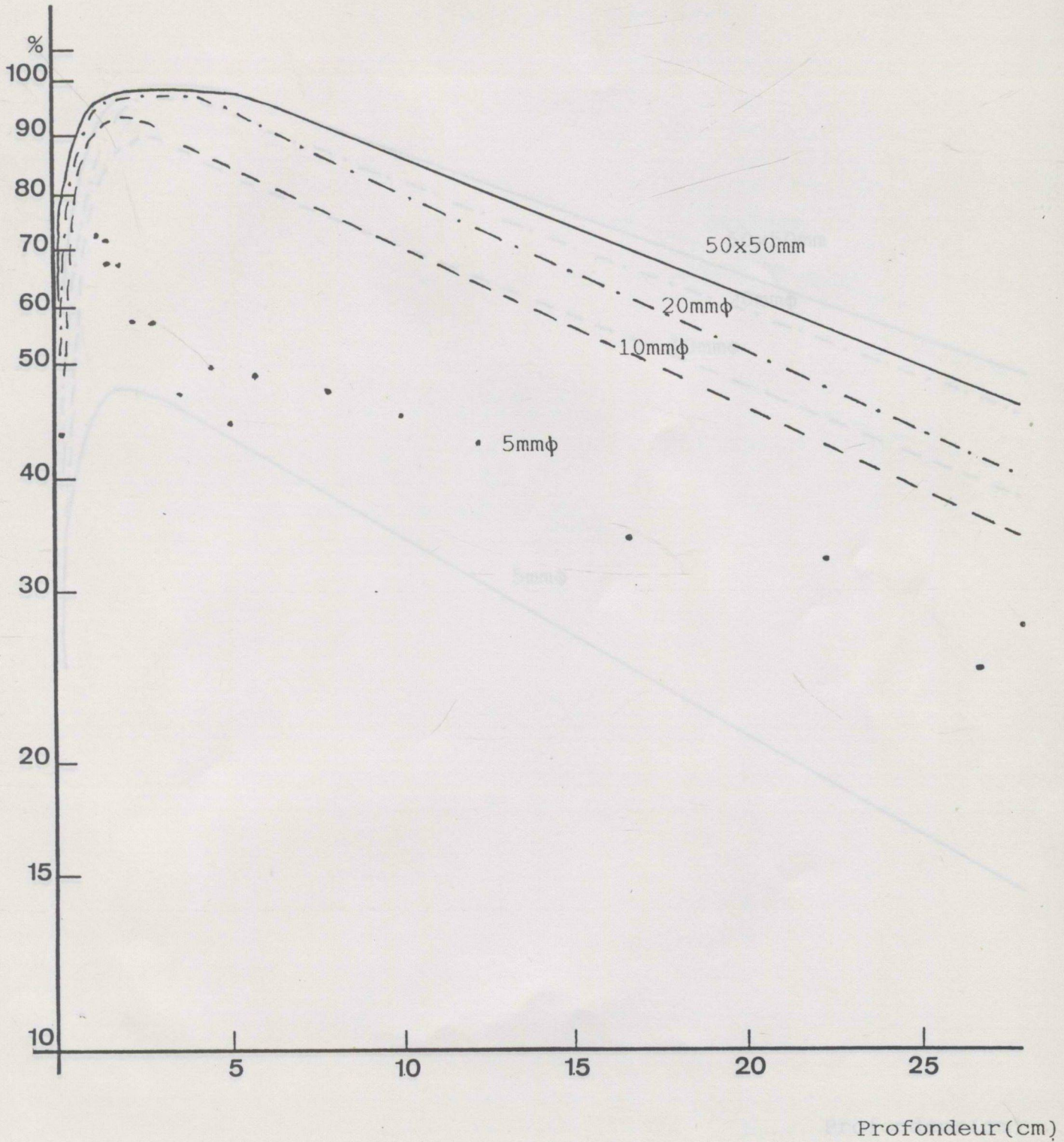


Fig 48 COURBES NORMALISÉES R.T.M

Energie: 10MV

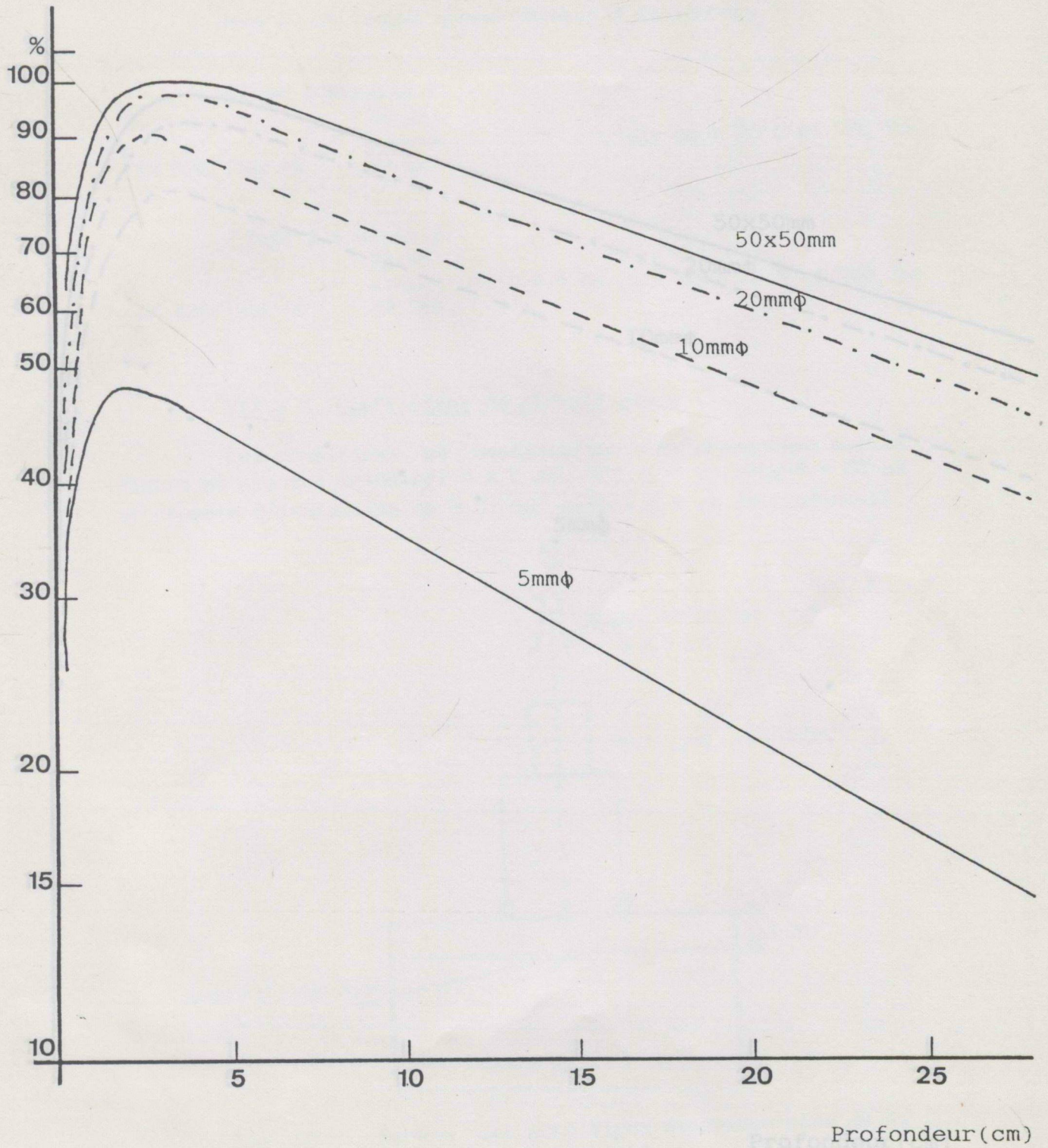


Fig 49

# COURBES NORMALISÉES R.T.M

Energie: 18MV

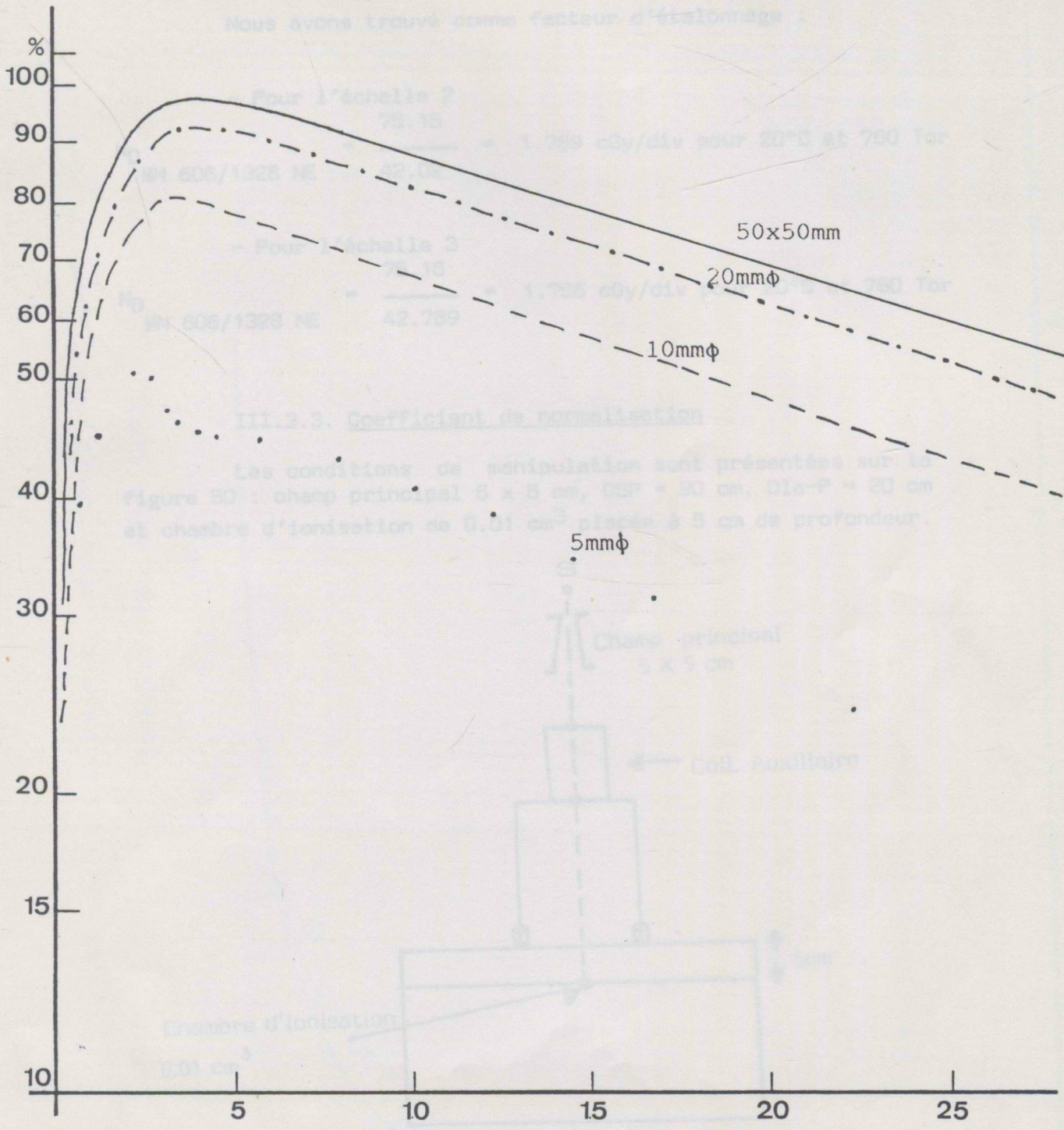


Fig. 50 : Schéma des conditions expérimentales de la mesure pour le coefficient de normalisation.

Pour chaque énergie la Figure 51 montre la variation en fonction du collecteur additionnel utilisé et normalisée par rapport au champ de 5 x 5 cm.

Cette chambre (0.6 cm<sup>3</sup> NE) et son électronique associée ont été vérifiées avec la source étalon de <sup>90</sup>Sr Bis 102.

Le centre de la chambre MN 606 ORIS de 0.01 cm<sup>3</sup> a été placé à une profondeur de mesure de 4.98 cm équivalent-eau, pour que les points de mesures effectifs des deux chambres soient à la même profondeur.

Nous avons trouvé comme facteur d'étalonnage :

- Pour l'échelle 2

$$N_D \text{ MN 606/1328 NE} = \frac{75.15}{42.02} = 1.789 \text{ cGy/div pour } 20^\circ\text{C et } 760 \text{ Tor}$$

- Pour l'échelle 3

$$N_D \text{ MN 606/1328 NE} = \frac{75.16}{42.789} = 1.756 \text{ cGy/div pour } 20^\circ\text{C et } 760 \text{ Tor}$$

### III.3.3. Coefficient de normalisation

Les conditions de manipulation sont présentées sur la figure 50 : champ principal 5 x 5 cm, DSP = 90 cm, Dia-P = 20 cm et chambre d'ionisation de 0.01 cm<sup>3</sup> placée à 5 cm de profondeur.

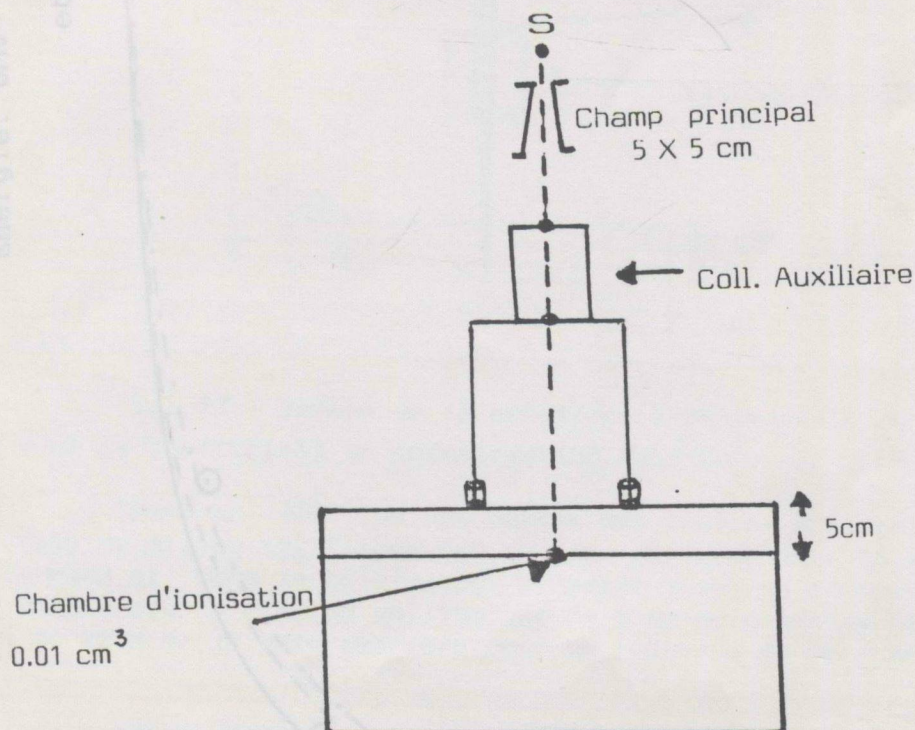


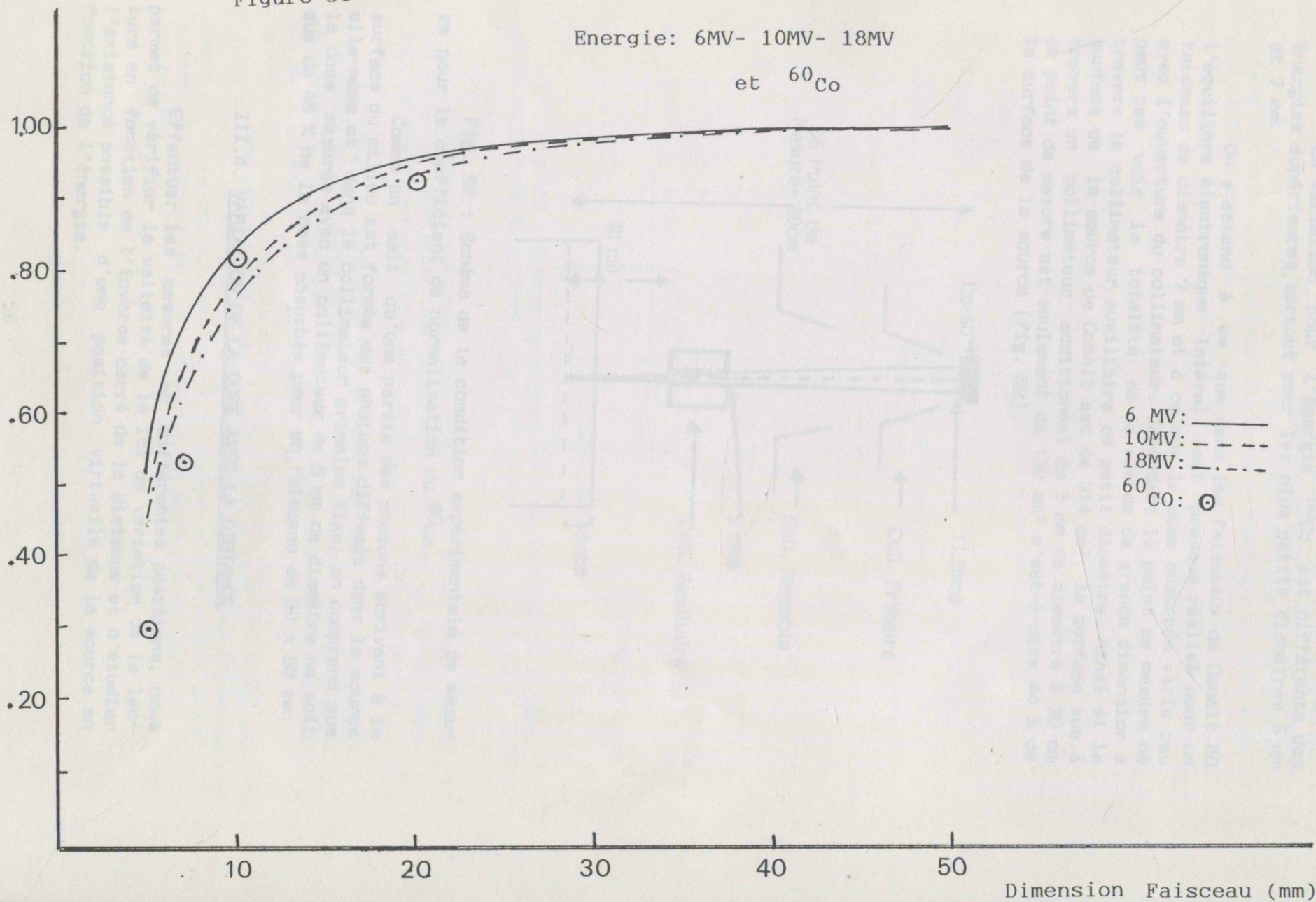
Fig. 50 : Schéma des conditions expérimentales de la mesure pour le coefficient de normalisation.

Pour chaque énergie la figure 51 montre la variation en fonction du collimateur additionnel utilisé et normalisée par rapport au champ de 5 x 5 cm.

Figure 51 Coefficient de Normalisation

Energie: 6MV- 10MV- 18MV

et  $^{60}\text{Co}$



Dimension Faisceau (mm)

Ces courbes montrent la variation de ce coefficient par des diamètres de faisceaux inférieurs à 10 mm quelle que soit l'énergie.

La variation pour l'énergie  $^{60}\text{Co}$  est différente des énergies supérieures, surtout pour les plus petits diamètres 5 mm et 7 mm.

On s'attend à ce que dans les faisceaux de Cobalt 60 l'équilibre électronique latéral soit presque réalisé pour un faisceau de diamètre 7 mm et à ce que la dose absorbée varie peu avec l'ouverture du collimateur. Cependant le point de mesure ne peut pas voir la totalité de la source de grande dimension à travers le collimateur auxiliaire de petit diamètre. Ainsi si la surface de la source de Cobalt est de  $314 \text{ mm}^2$ , la surface vue à travers un collimateur additionnel de 5 mm de diamètre à 30 cm de point de mesure est seulement de  $139 \text{ mm}^2$  c'est-à-dire 44 % de la surface de la source (fig. 52).

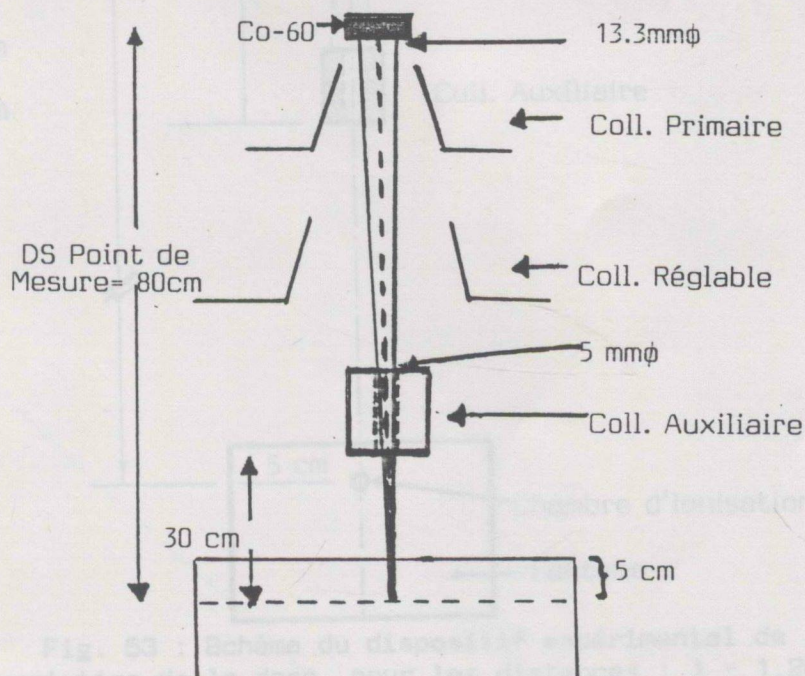


Fig. 52 : Schéma de la condition expérimentale de mesure pour le coefficient de normalisation du  $^{60}\text{Co}$ .

Comme on sait qu'une partie des photons arrivant à la surface du milieu est formée des photons diffusés dans la source elle-même et dans le collimateur primaire fixe, on comprend que la dose mesurée avec un collimateur de 5 mm de diamètre ne soit que de 45 % de la dose absorbée pour un faisceau de  $50 \times 50 \text{ mm}$ .

#### III.4. VARIATION DE LA DOSE AVEC LA DISTANCE

Effectuer les mesures en différentes positions, nous permet de vérifier la validité de la loi de variation de la lecture en fonction de l'inverse carré de la distance et d'étudier l'existence possible d'une position virtuelle de la source en fonction de l'énergie.

La figure 53 représente les conditions dans lesquelles ces mesures ont été réalisées. Nous avons mesuré la dose absorbée à 5 cm de profondeur (que nous avons utilisée comme dose de référence) dans un faisceau de 10 mm de diamètre à différentes distances de la source.

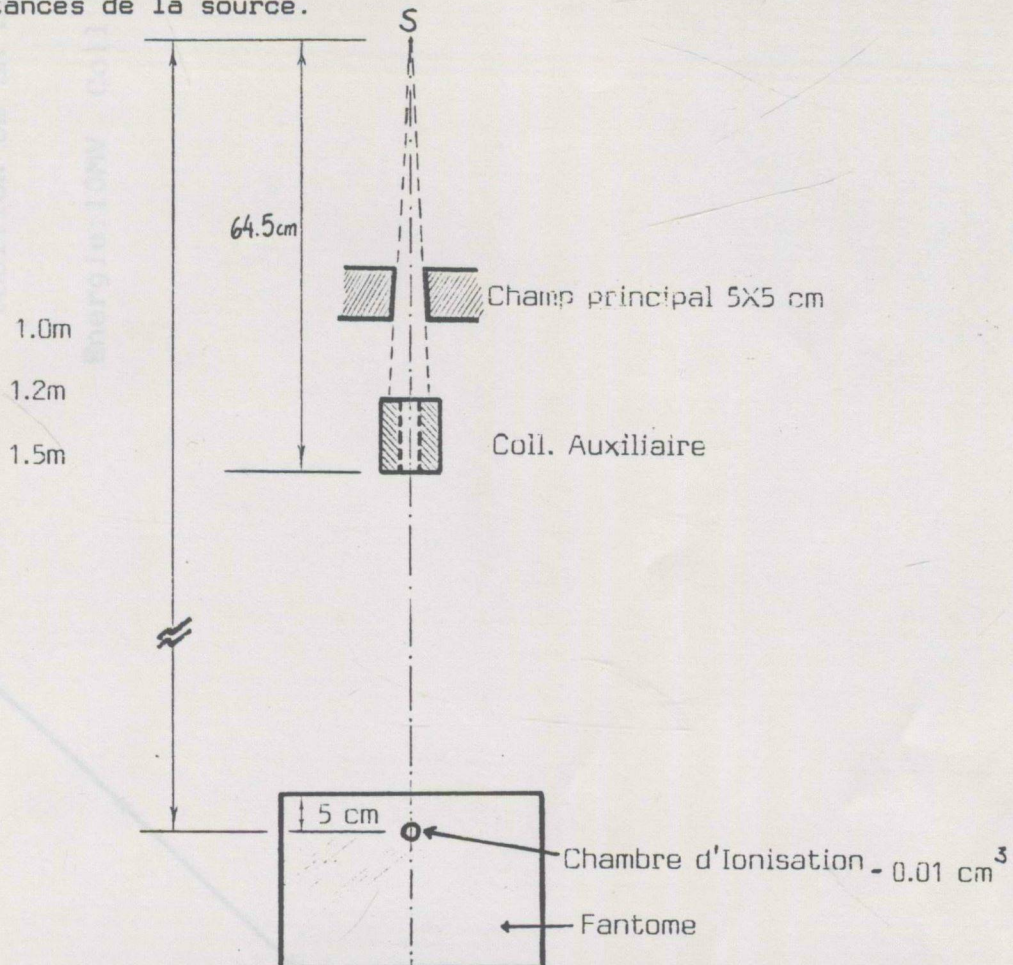


Fig. 53 : Schéma du dispositif expérimental de la mesure de variation de la dose, pour les distances : 1 - 1.20 et 1.50 m.

Comme le montrent les figures 54 à 56, nous pouvons dire que la variation des lectures en fonction de la distance, suit la variation classique de l'inverse carré des distances.

Nous ne trouvons pas de modification de la position de référence de la source donnée par le constructeur dans la limite des erreurs expérimentales pour un minifaisceau de référence de 10 mm de diamètre, quelle que soit l'énergie utilisée.

Toutefois comme nous l'avons montré dans le paragraphe III.2.2., il n'est pas possible d'appliquer la loi de l'inverse carré de distances aux courbes de rendement en profondeur probablement en raison de la variation du diamètre du faisceau en profondeur.

Figure 54

# VARIATION DE LA DOSE EN FONCTION DE LA DISTANCIA

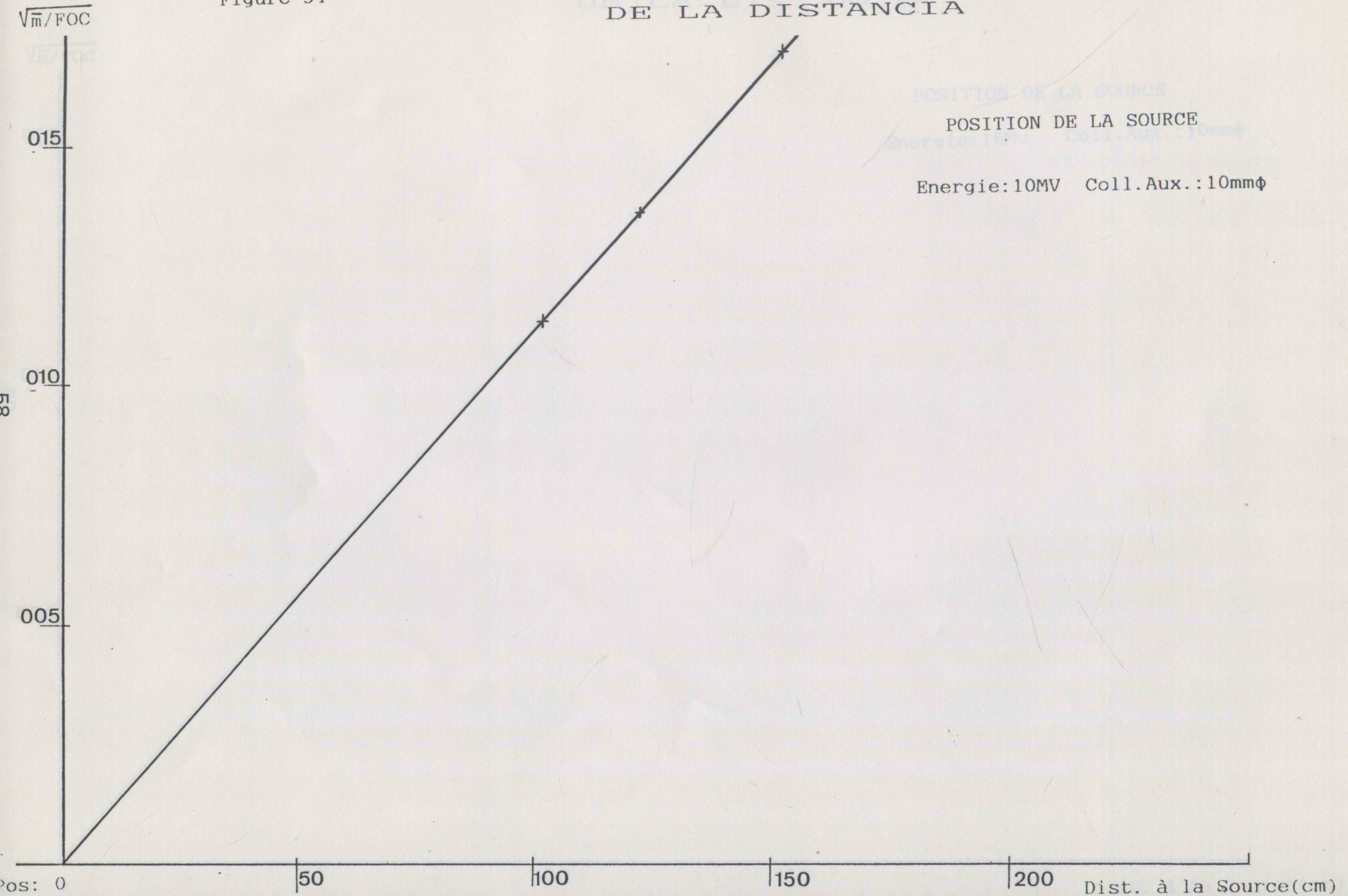


Figure 55 VARIATION DE LA DOSE EN FONCTION DE LA DISTANCIA

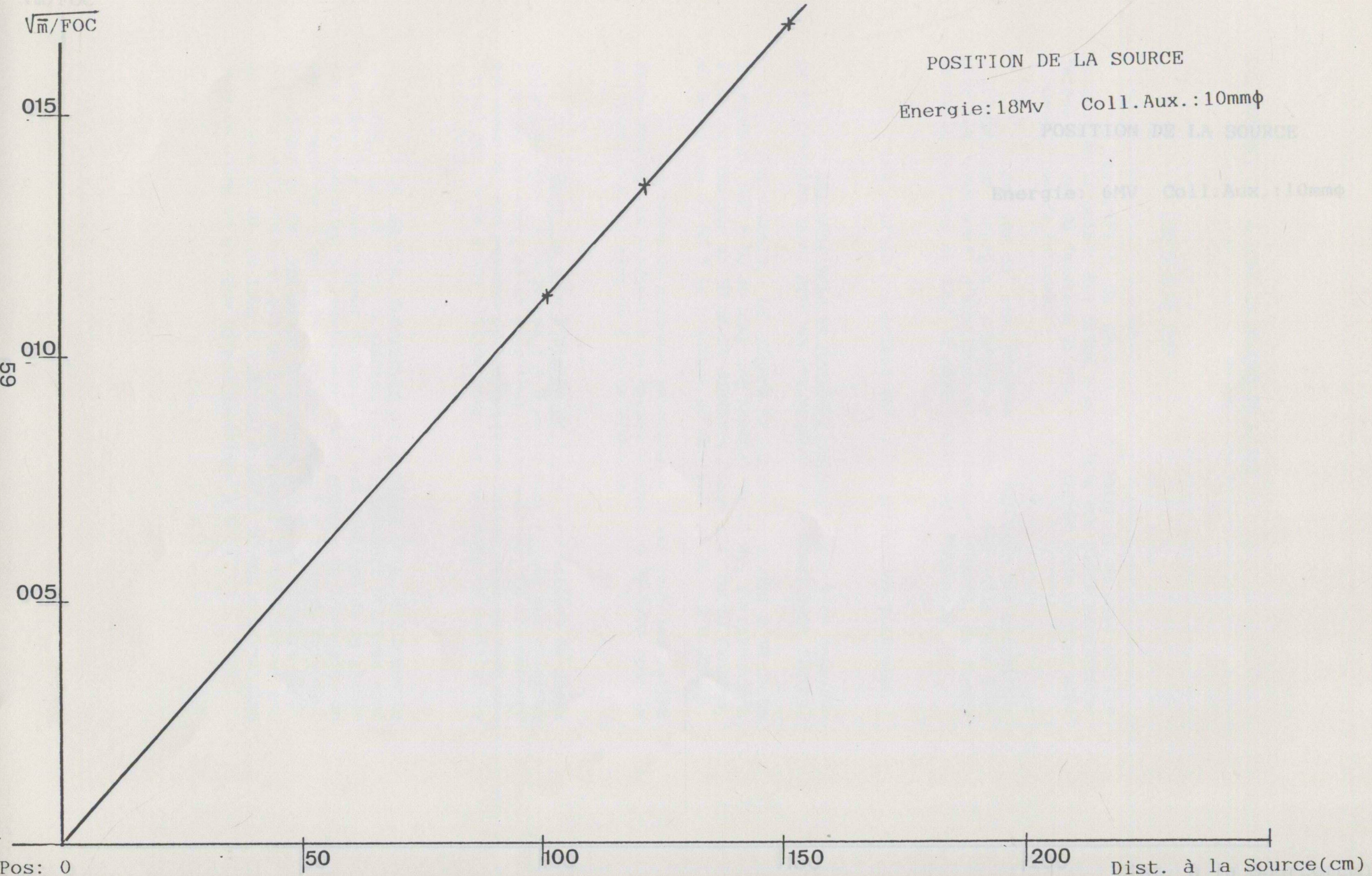
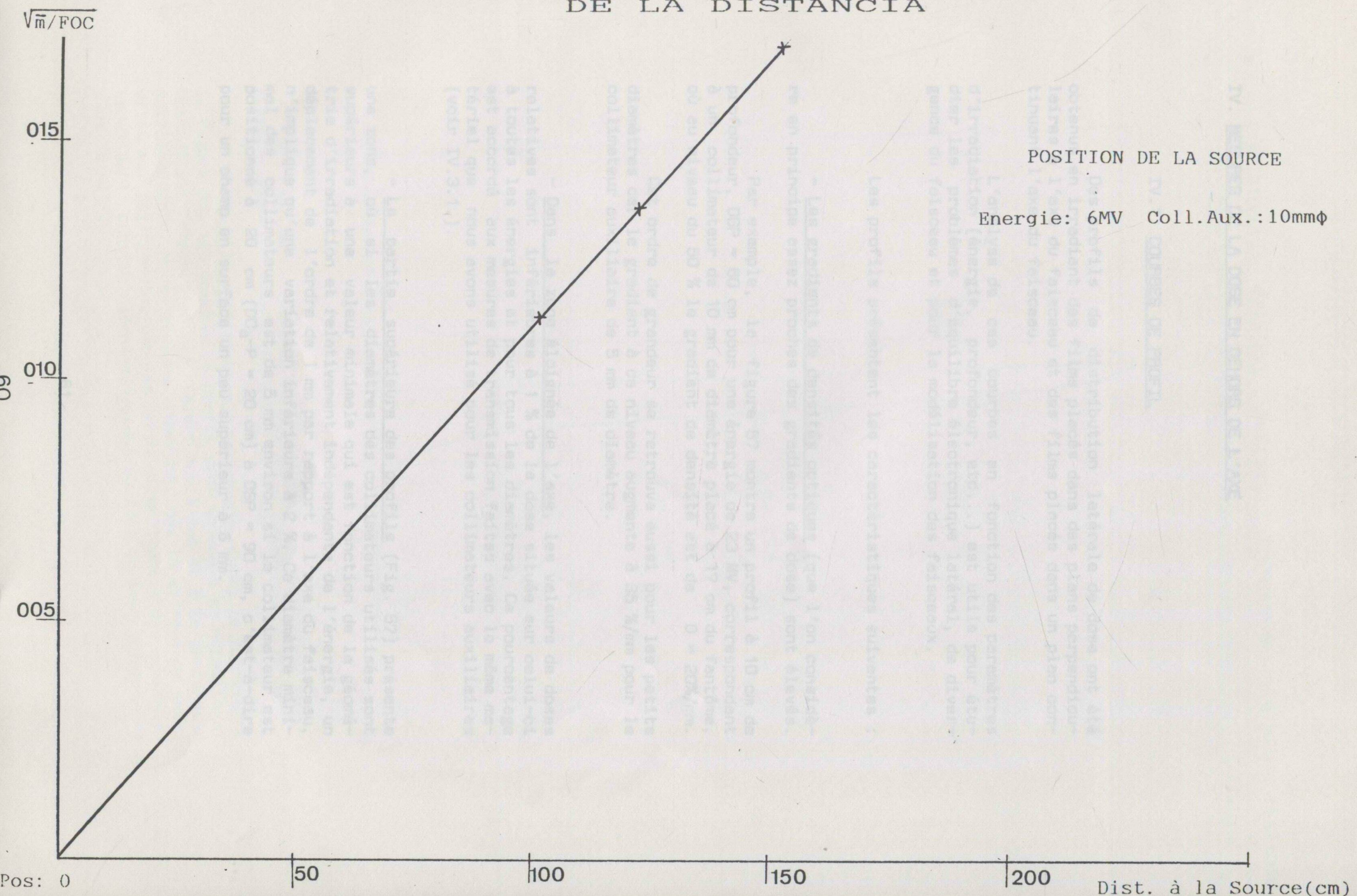


Figure 56 VARIATION DE LA DOSE EN FONCTION DE LA DISTANCIA



POSITION DE LA SOURCE

Energie: 6MV Coll.Aux.:10mmφ

IV. MESURES DE LA DOSE EN DEHORS DE L'AXEIV.1. COURBES DE PROFIL

Des profils de distribution latérale de dose ont été obtenus en irradiant des films placés dans des plans perpendiculaires à l'axe du faisceau et des films placés dans un plan continuant l'axe du faisceau.

L'analyse de ces courbes en fonction des paramètres d'irradiation (énergie, profondeur, etc...) est utile pour étudier les problèmes d'équilibre électronique latéral, de divergence du faisceau et pour la modélisation des faisceaux.

Les profils présentent les caractéristiques suivantes :

- Les gradients de densités optiques (que l'on considère en principe assez proches des gradients de dose) sont élevés.

Par exemple, la figure 57 montre un profil à 10 cm de profondeur, DSP = 80 cm pour une énergie de 23 MV, correspondant à un collimateur de 10 mm de diamètre placé à 17 cm du fantôme, où au niveau du 50 % le gradient de densité est de  $D = 20\%/mm$ .

Cet ordre de grandeur se retrouve aussi pour les petits diamètres car le gradient à ce niveau augmente à 35 %/mm pour le collimateur auxiliaire de 5 mm de diamètre.

- Dans la zone éloignée de l'axe, les valeurs de doses relatives sont inférieures à 1 % de la dose située sur celui-ci à toutes les énergies et pour tous les diamètres. Ce pourcentage est accordé aux mesures de transmission faites avec le même matériel que nous avons utilisé pour les collimateurs auxiliaires (voir IV.3.1.).

- La partie supérieure des profils (Fig. 57) présente une zone, où si les diamètres des collimateurs utilisés sont supérieurs à une valeur minimale qui est fonction de la géométrie d'irradiation et relativement indépendante de l'énergie, un déplacement de l'ordre de 1 mm par rapport à l'axe du faisceau, n'implique qu'une variation inférieure à 2 %. Ce diamètre minimal des collimateurs est de 5 mm environ si le collimateur est positionné à 20 cm ( $DC_a - P = 20$  cm) à DSP = 90 cm, c'est-à-dire pour un champ en surface un peu supérieur à 6 mm.

# COURBES DE PROFIL

## COURBES DE PROFIL

Energie: 23MV Coll. Aux.: 10mm $\phi$  DSP: 800

Dca-P: 17cm Profondeur: 10cm

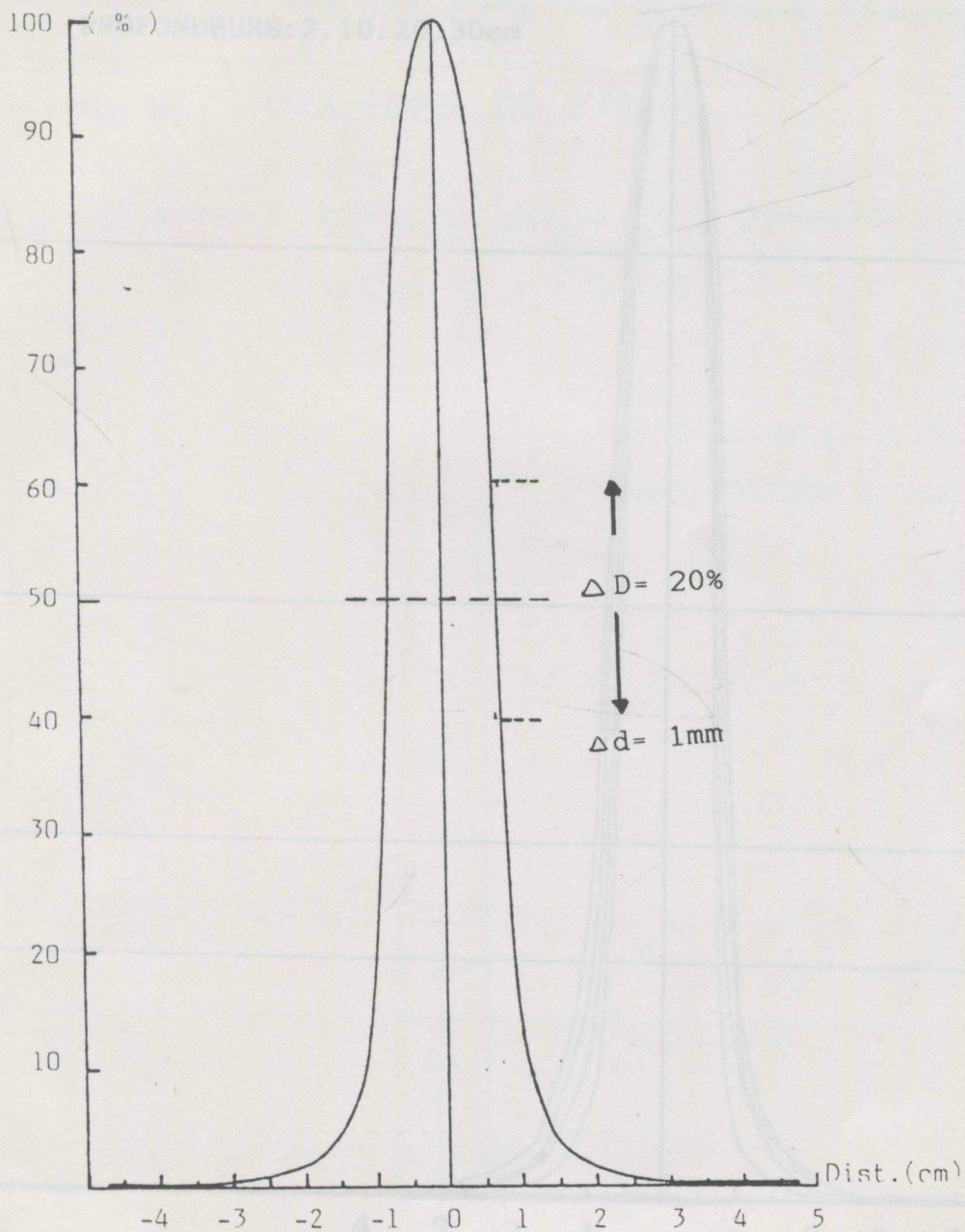


Fig. 57 : Courbe de profil pour un collimateur auxiliaire : diamètre 10 mm, énergie 23 MV et profondeur : 10 cm.

- Pour les différentes profondeurs, comme le représente la figure 58, les courbes de profil sont obtenues en normalisant chacune par rapport à la valeur sur l'axe et à la profondeur correspondante. Nous pouvons remarquer que la différence entre elles est négligeable, car les bords directionnels des minifaisceaux sont presque parallèles tout au long de leur trajectoire dans le milieu.

# COURBES DE PROFIL

Energie: 23MV Coll. Aux. : 10mm $\phi$  DSP: 80cm  
Dca-P: 10cm

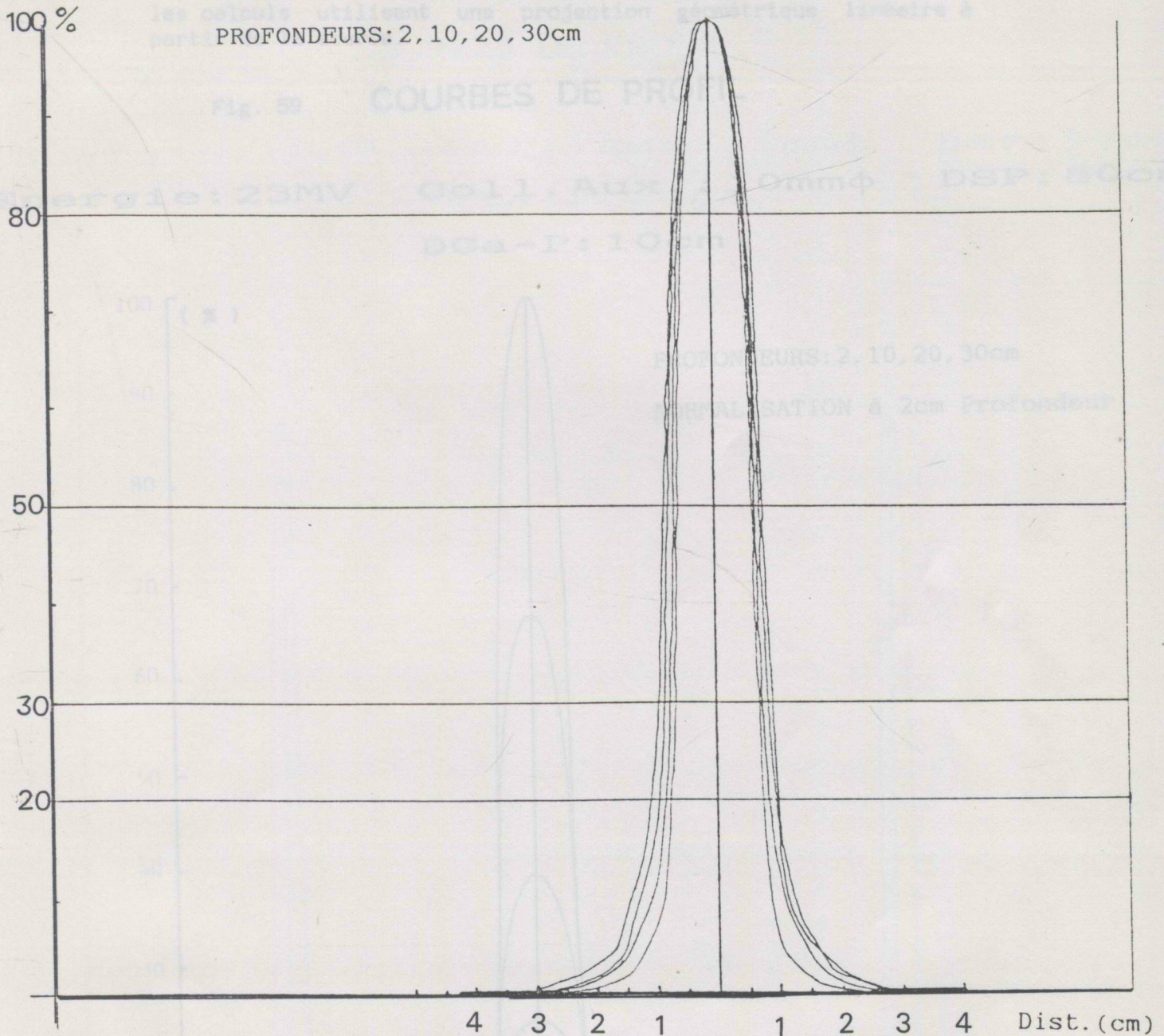


Fig. 58 : Courbes de profil pour différentes profondeurs (profondeur = 2, 10, 20 et 30 cm).

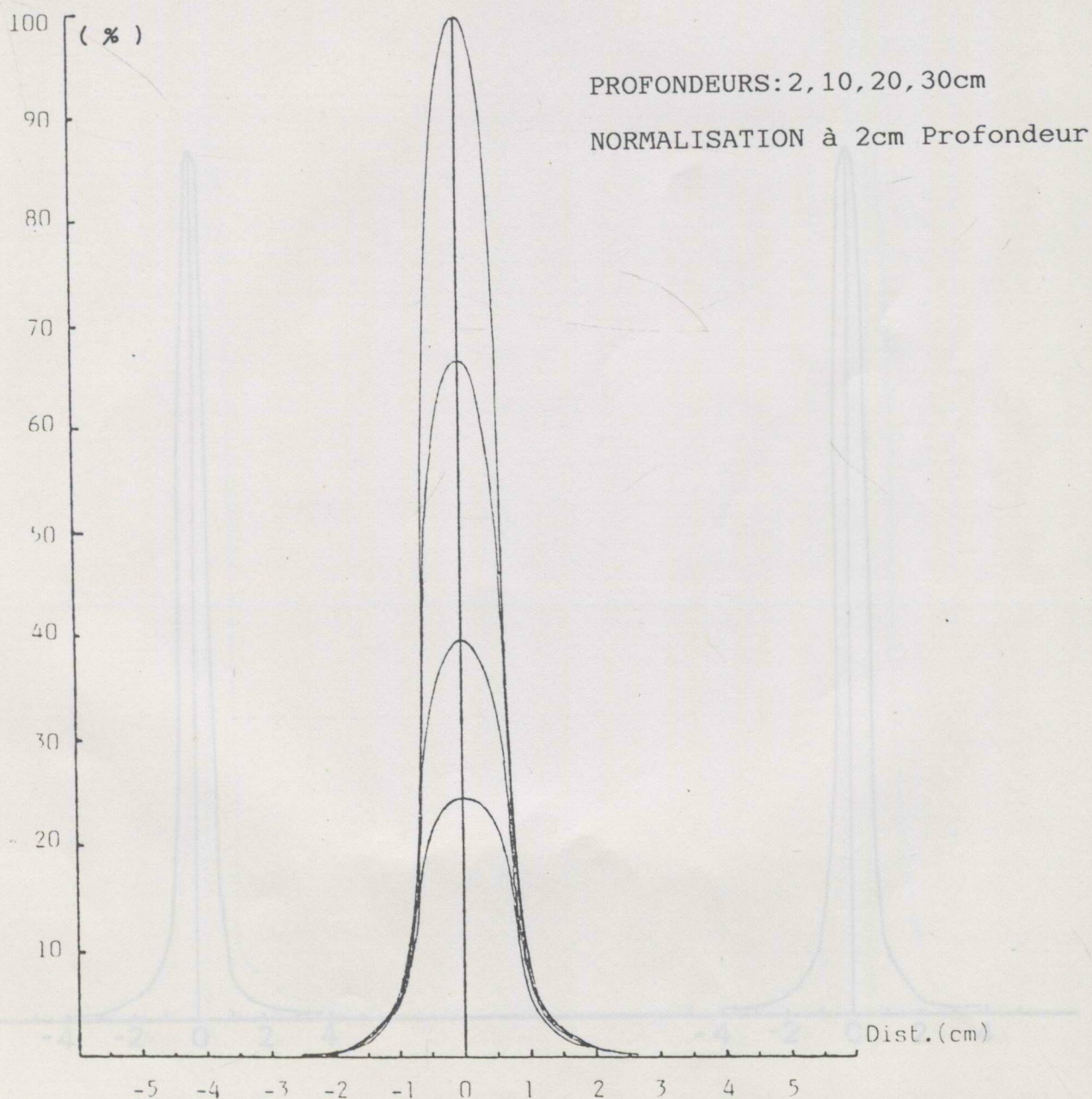
La figure 59 représente les courbes des profils normalisés chacune par rapport à une valeur unique (normalisation à 2 cm de profondeur).

L'obtention des profils à diverses profondeurs ou dans des conditions géométriques différentes, à partir des profils mesurés pour une condition de référence quelconque, donne une bonne concordance entre les profils mesurés et calculés quand les calculs utilisent une projection géométrique linéaire à partir de la source.

Fig. 59

## COURBES DE PROFIL

Energie: 23MV Coll. Aux.: 10mm $\phi$  DSP: 80cm  
Dca-P: 10cm



Les courbes des profil correspondant à différentes colimateurs auxiliaires, pour l'énergie de 18 MV et pour une condition géométrique donnée sont présentés sur les figures 60 à 63.

Fig 60 COURBES DE PROFIL

### COURBES DE PROFIL

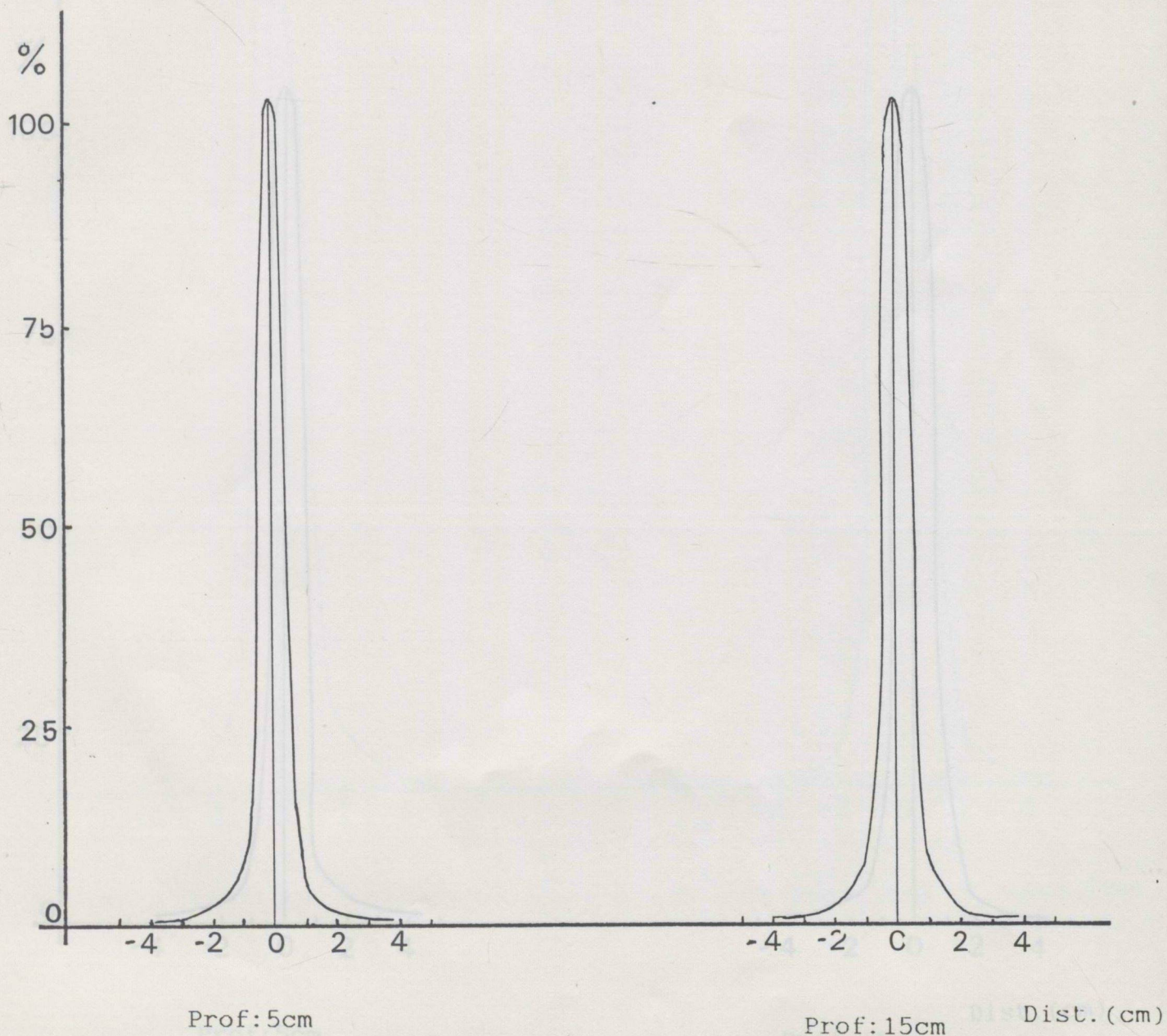
Fig 60

Energie: 18MV Coll. Aux. : 5mm $\phi$  DSP: 90cm

Energie: 18MV Coll. Aux. : 7mm $\phi$  DSP: 90cm

Dca-P: 20cm

Dca-P: 20cm



# Fig 61 - COURBES DE PROFIL

Le diamètre au niveau du 50 % correspond à la projection du collimateur ( $\pm 0.5$  mm).

Fig 61

## COURBES DE PROFIL

Energie: 18MV

Coll. Aux. : 7mm $\phi$

DSP: 90cm

Dca-P: 20cm

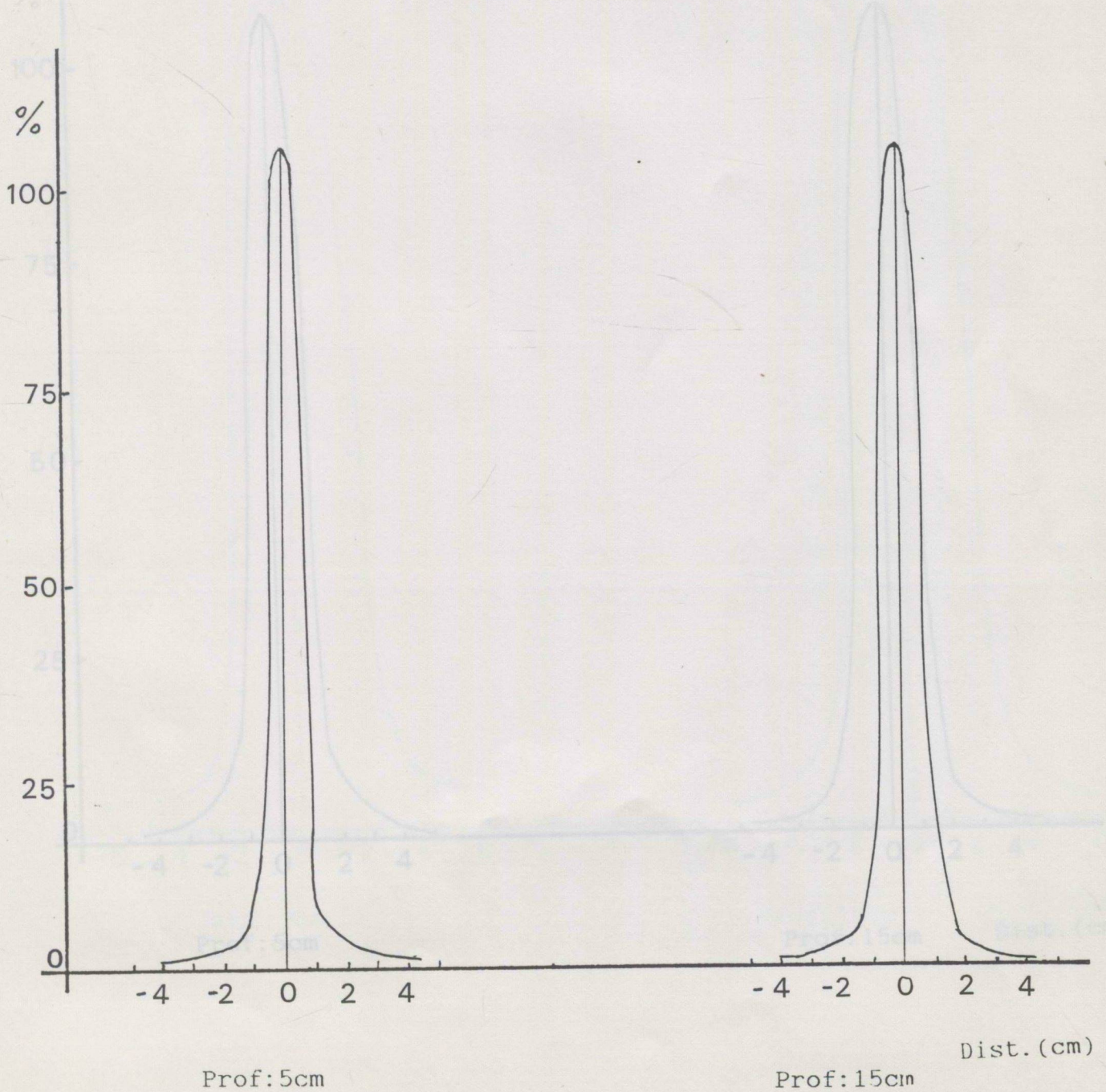


Fig 62 COURBES DE PROFIL

Energie: 18MV

Coll. Aux. : 10mm $\phi$

DSP: 90cm

Dca-P: 20cm

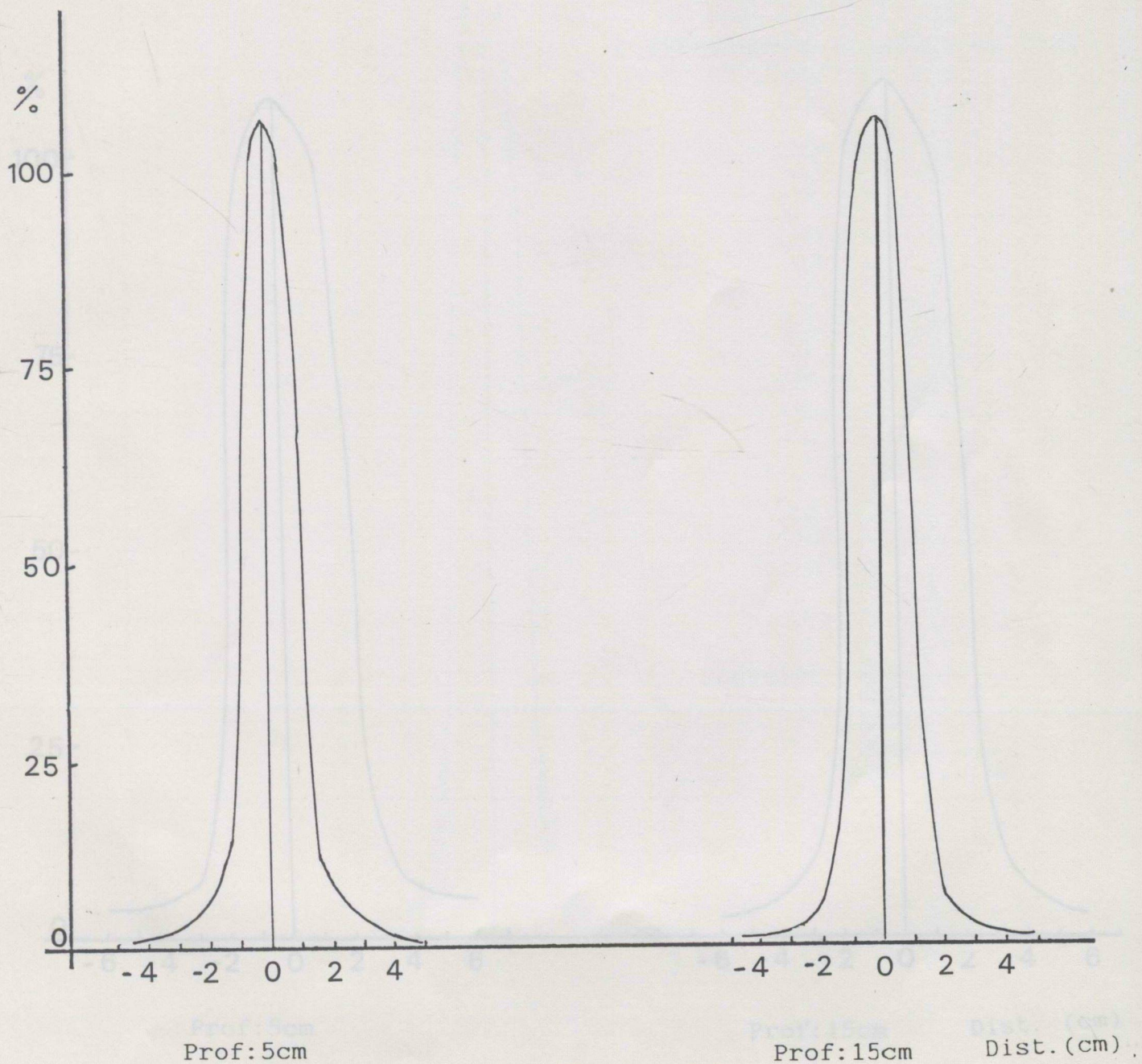


Fig 63 COURBES DE PROFIL

Fig 64 COURBES DE PROFIL

Energie: 18MV Coll. Aux. : 20mm $\phi$  DSP: 90cm  
DCa-P: 20cm

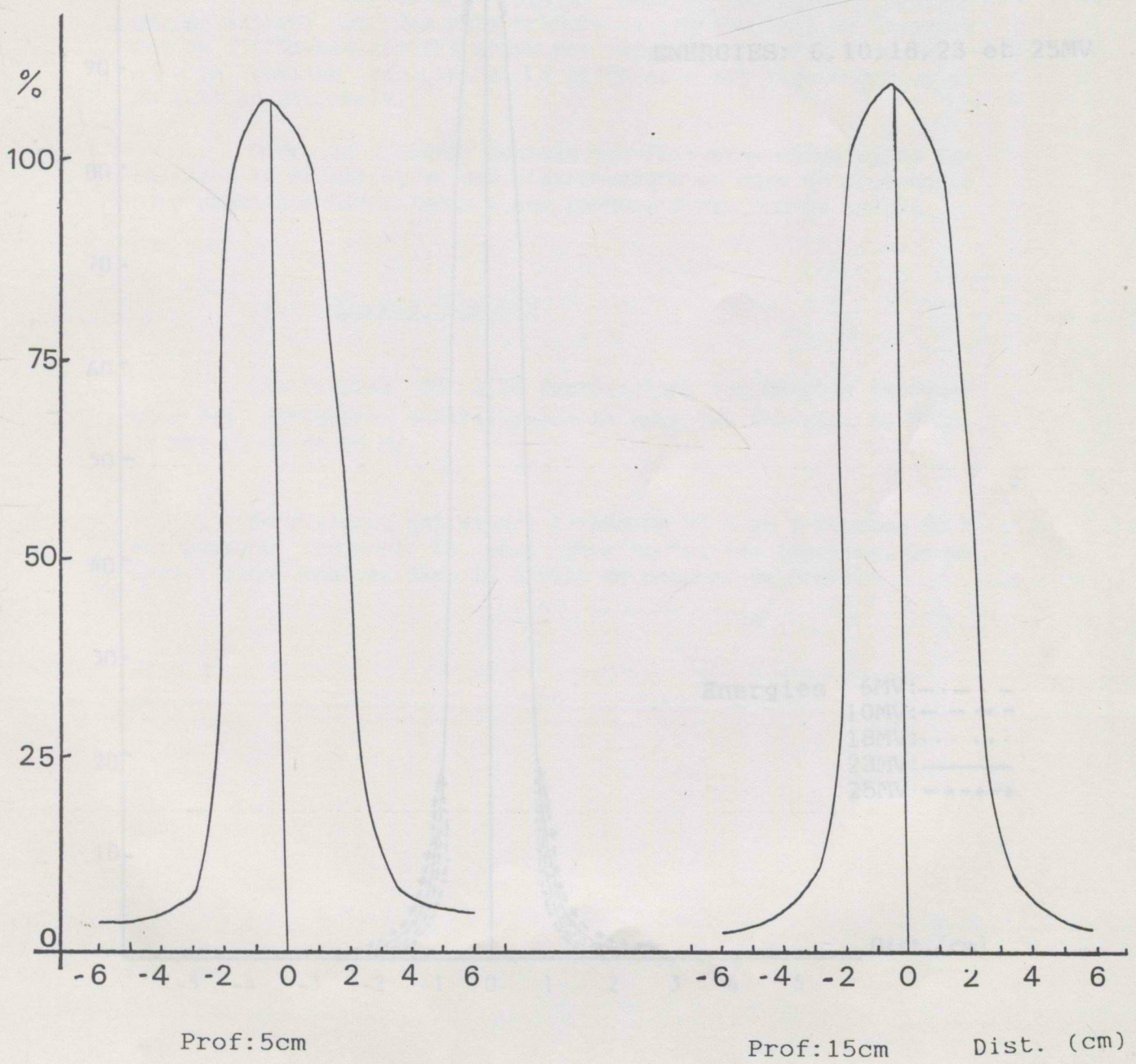


Fig. 64 : Courbes de profil pour différentes énergies.

Fig 64

# COURBES DE PROFIL

Coll. Aux. : 10mm $\phi$       DCa-P: 20cm      DSP: 90cm  
Profondeur: 5cm

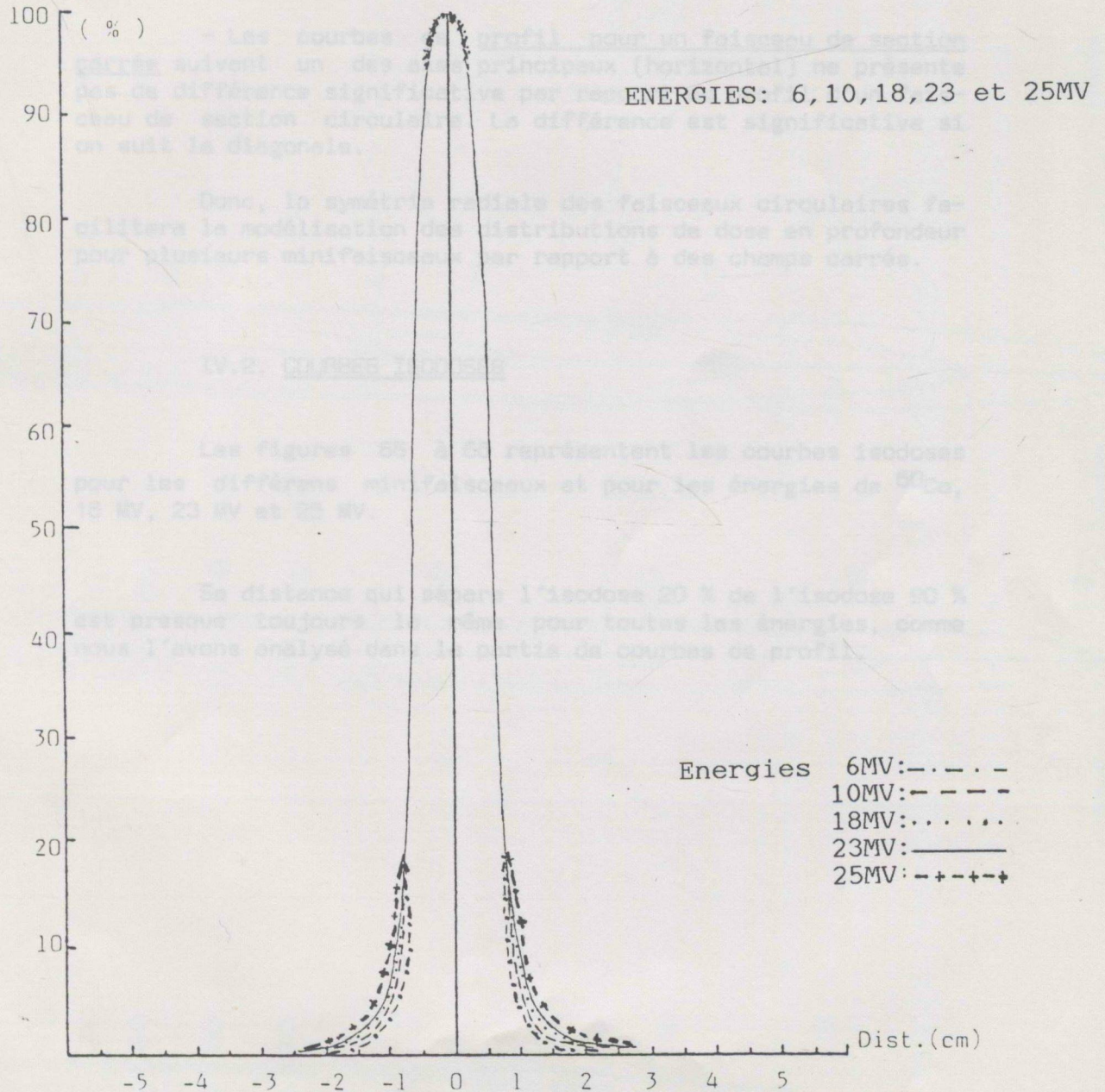


Fig. 64 : Courbes de profil pour différentes énergies.

- La variation des profils en fonction de l'énergie est presque négligeable pour des profondeurs identiques, comme la figure 64, l'unique différence se situe au niveau des faibles valeurs de dose. Pour corroborer ces résultats nous avons réalisé des films perpendiculaires au faisceau à des profondeurs identiques. Nous pouvons donc en déduire que pour la même dimension du minifaisceau, nous avons la même distribution de dose à la même profondeur et à n'importe quelle énergie étudiée.

- Les courbes de profil pour un faisceau de section carrée suivant un des axes principaux (horizontal) ne présente pas de différence significative par rapport au profil d'un faisceau de section circulaire. La différence est significative si on suit la diagonale.

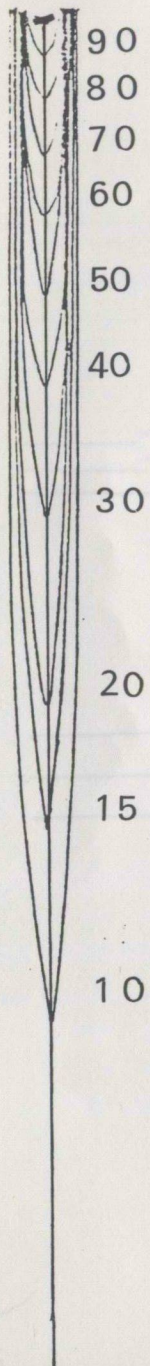
Donc, la symétrie radiale des faisceaux circulaires facilitera la modélisation des distributions de dose en profondeur pour plusieurs minifaisceaux par rapport à des champs carrés.

#### IV.2. COURBES ISODOSES

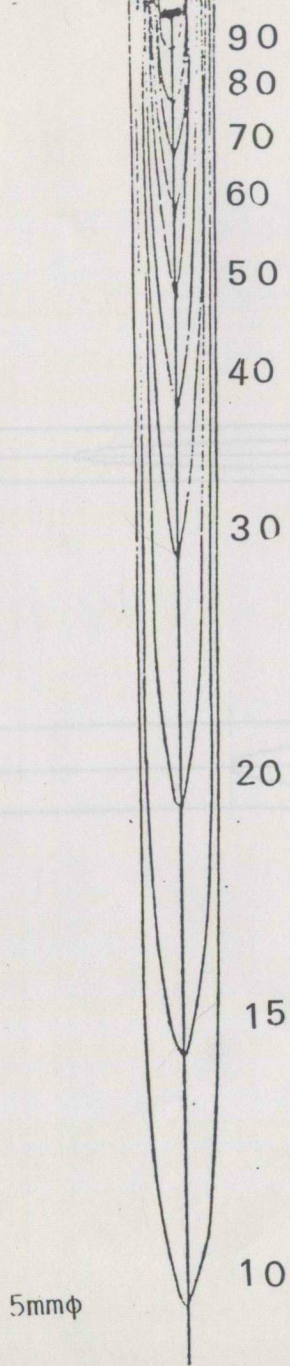
Les figures 65 à 68 représentent les courbes isodoses pour les différents minifaisceaux et pour les énergies de  $^{60}\text{Co}$ , 18 MV, 23 MV et 25 MV.

Sa distance qui sépare l'isodose 20 % de l'isodose 90 % est presque toujours la même pour toutes les énergies, comme nous l'avons analysé dans la partie de courbes de profil.

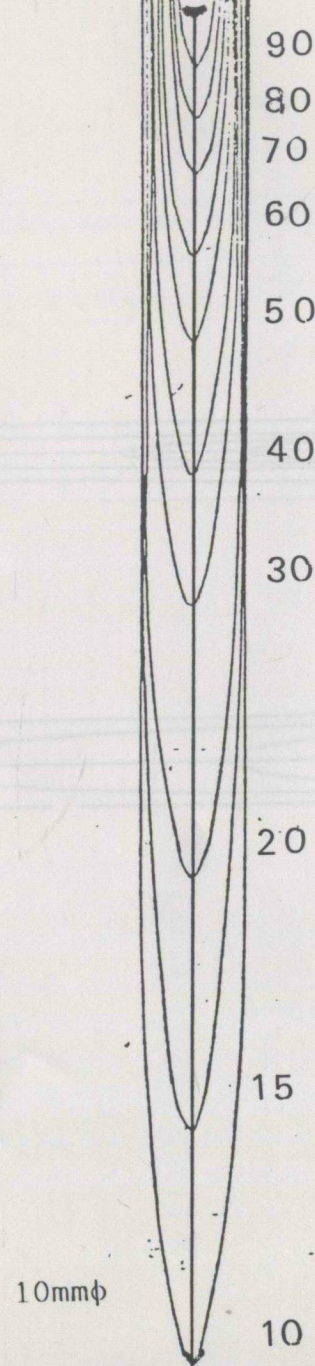
Fig. 65 Courbes Isodoses  $^{60}\text{Co}$



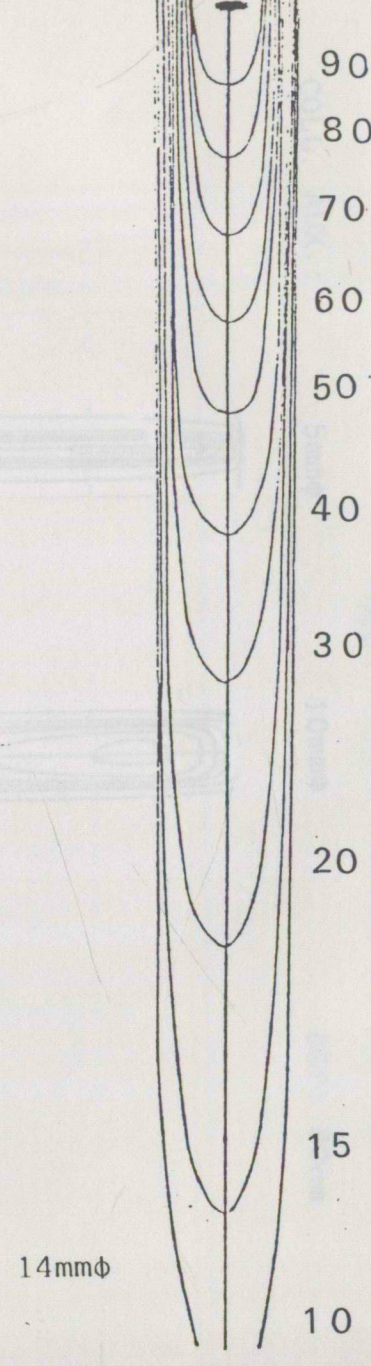
COLL. AUX.: 3mm $\phi$



5mm $\phi$



10mm $\phi$



14mm $\phi$

Fig. 65 Courbes Isodoses  $^{60}\text{Co}$

Fig. 66 Courbes Isodoses 18MV

COLL. AUX.:

5mm $\phi$

10mm $\phi$

DSP: 80cm

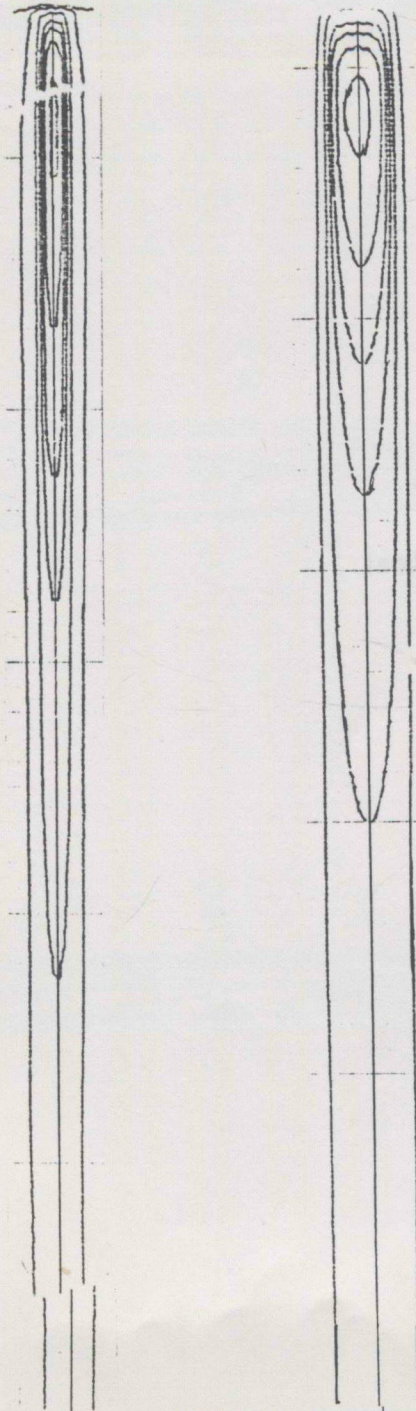
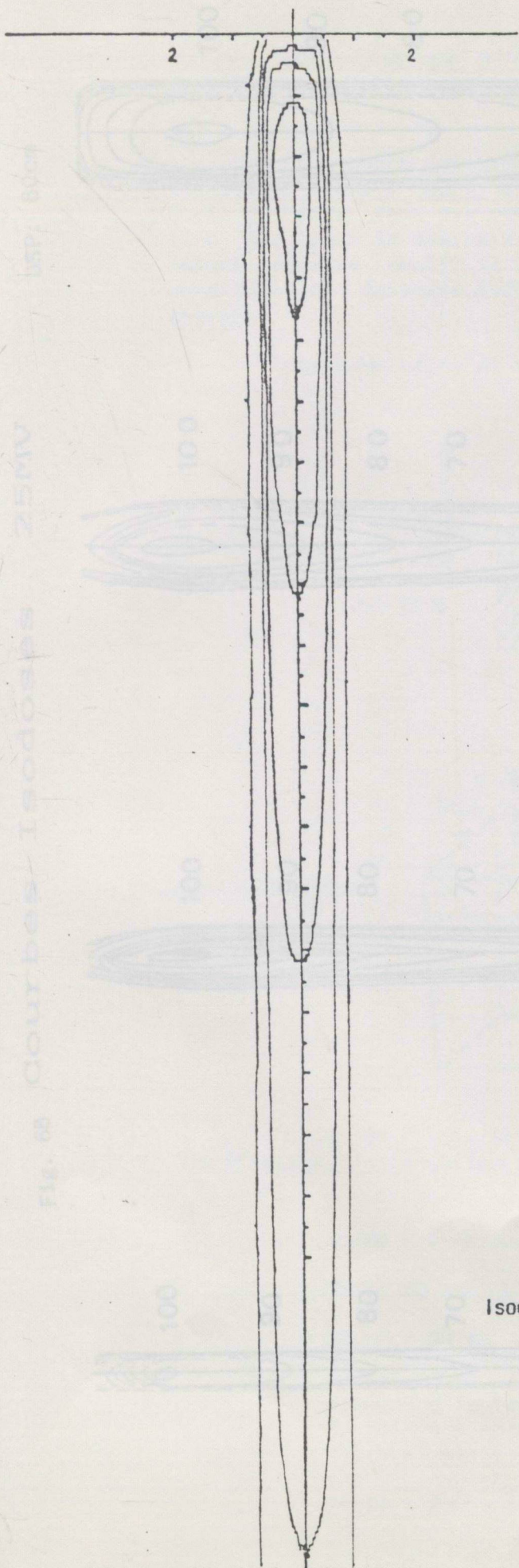
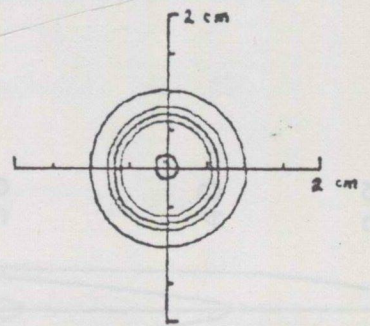


Fig. 67 Courbes Isodoses 23MV



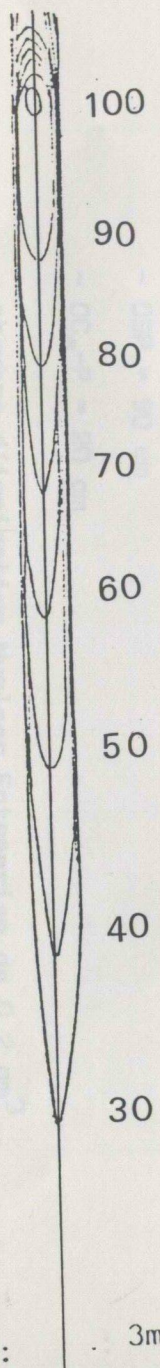
COLL. AUX.: 10mm $\phi$

DSP: 80cm

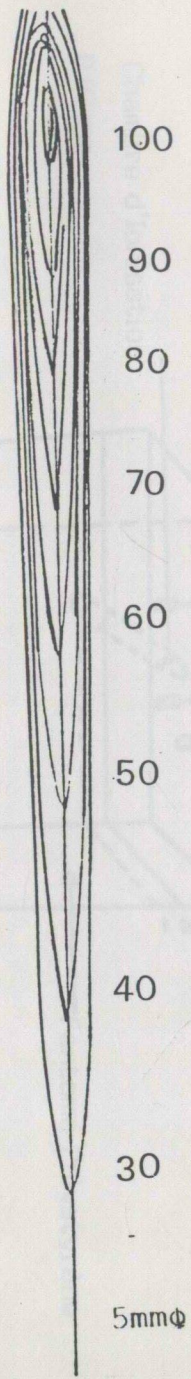


Isodoses 100/90/70/50/30/10 %

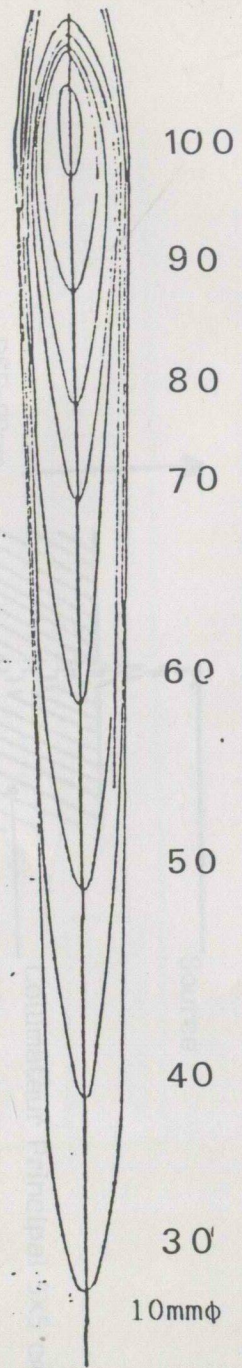
Isodoses 100/90/70/50/30/10 %



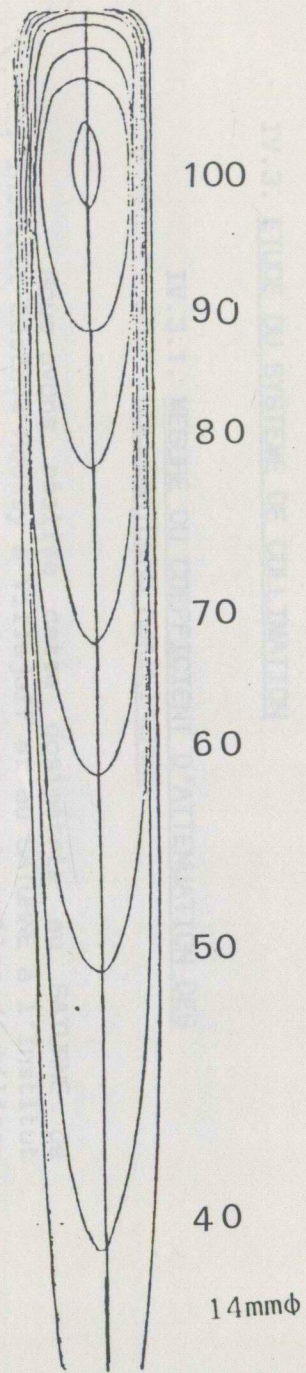
3mm $\phi$



5mm $\phi$



10mm $\phi$



14mm $\phi$

### IV.3. ETUDE DU SYSTEME DE COLLIMATION

#### IV.3.1. MESURE DU COEFFICIENT D'ATTENUATION DES COLLIMATEURS AUXILIAIRES

Nous avons réalisé cette dosimétrie au SATURNE de l'Institut Gustave-Roussy à Villejuif et au SATURNE à l'Institut Curie à Paris dans des conditions proches de celles d'utilisation, car pour la mesure du coefficient d'atténuation du rayonnement primaire seul, il serait nécessaire de mesurer dans des conditions de faisceau étroit difficilement réalisables à haute énergie.

Les conditions de mesures sont les suivantes (fig.69) :

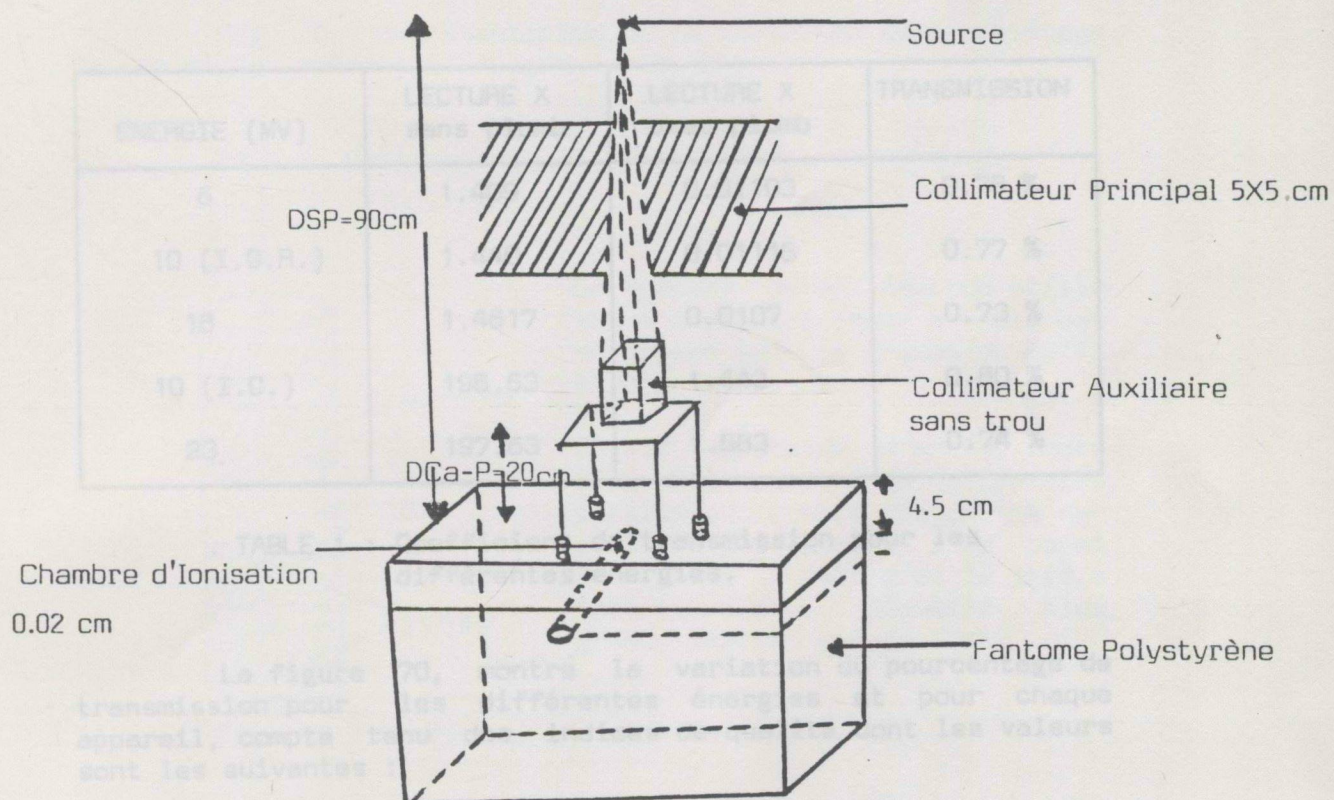


Fig. 69 : Schéma du dispositif expérimental. Coefficient d'atténuation des collimateurs auxiliaires.

- champ principal 5 x 5 cm
- DSP = 90 cm
- $DC_{a-P} = 20$  cm

- chambre d'ionisation Nuclear Entreprise de  $0.2 \text{ cm}^3$  de volume à paroi de graphite avec l'électronique KEITHLEY situé à 4.5 cm de profondeur.

- Débit : 200 unités/minute.

\* Au SATURNE (I.G.R.), nous avons travaillé avec trois énergies 6, 10 et 18 MV.

\* Au SATURNE (Institut Curie) nous l'avons fait avec les mêmes conditions que pour le SATURNE (I.G.R.) mais l'électronique utilisée a été le R.D.M. et les énergies ont été de 10 et 23 MV.

Comme le coefficient d'atténuation dans le plomb diminue lorsque l'énergie augmente au-delà de 1 MeV et diminue ensuite pour les très hautes énergies, en raison du phénomène de création de paires, nous observons que le coefficient d'atténuation est pratiquement constant entre 6 et 10 MV et ensuite décroît pour les énergies plus élevées (Table 1).

ENERGIE (MV)	LECTURE X sans plomb	LECTURE X avec plomb	TRANSMISSION
6	1.409	0.01103	0.78 %
10 (I.G.R.)	1.440	0.01115	0.77 %
18	1.4617	0.0107	0.73 %
10 (I.C.)	195.63	1.443	0.80 %
23	197.63	1.583	0.74 %

TABLE 1 : Coefficient de transmission pour les différentes énergies.

La figure 70, montrée la variation du pourcentage de transmission pour les différentes énergies et pour chaque appareil, compte tenu des indices de qualité dont les valeurs sont les suivantes :

I.Q.	SATURNE Institut Gustave-Roussy	SATURNE Institut Curie
- 6 MV	0.684	-
- 10 MV	0.739	0.7408
- 18 MV	0.770	-
- 23 MV	-	0.7865

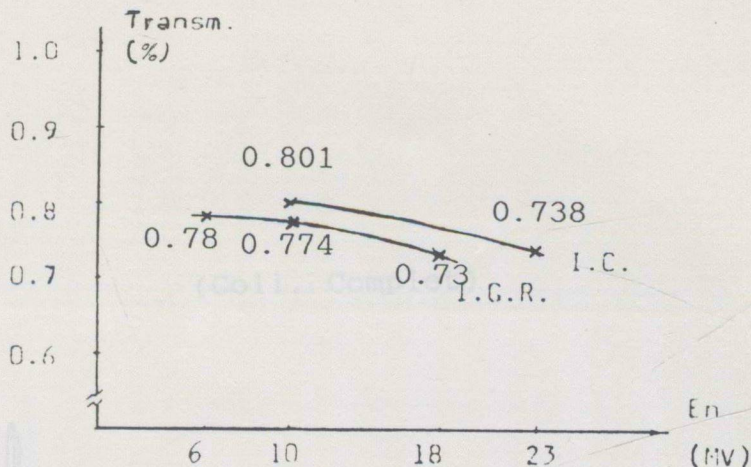
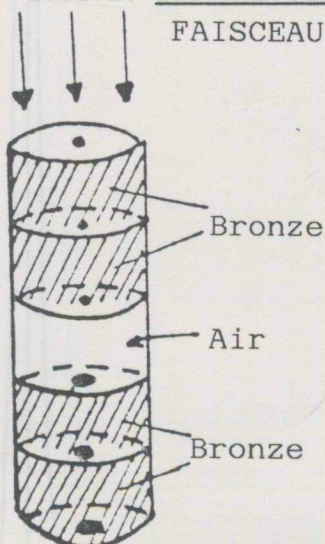


Fig. 70 : Représentation de la variation du pourcentage de transition suivant l'énergie.

#### IV.3.2. Collimateurs en bronze



Le système de collimation utilisée à l'Hôpital Tenon à Paris est développé par le groupe du BETTI en Argentine.

Il est constitué d'un cylindre (Fig. 71) composé de différentes parties en bronze. La partie supérieure est percée d'un canal d'un petit diamètre et la partie inférieure d'un diamètre plus grand, séparés par de l'air.

Fig. 71 : Configuration collimateurs en bronze.

La figure 72 représente la courbe de profil pour un minifaisceau de 6 mm de diamètre à l'isocentre. La forme du profil est très pointue, le gradient de densité au niveau du 50 % est de 35 %/mm. Dans la partie supérieure, un déplacement de l'ordre de 1 mm entraîne une variation de 3 % à 5 % de la dose.

La figure 73 présente les courbes du profil avec seulement une partie du collimateur à 5 et à 15 cm de profondeur. La différence entre les courbes 72 et 73 est due au manque d'atténuation, mais la forme est la même pour la partie centrale, ce qui veut dire, que le mode de construction du collimateur ne joue pas sur ces courbes en traversée.

(Coll. Complet)

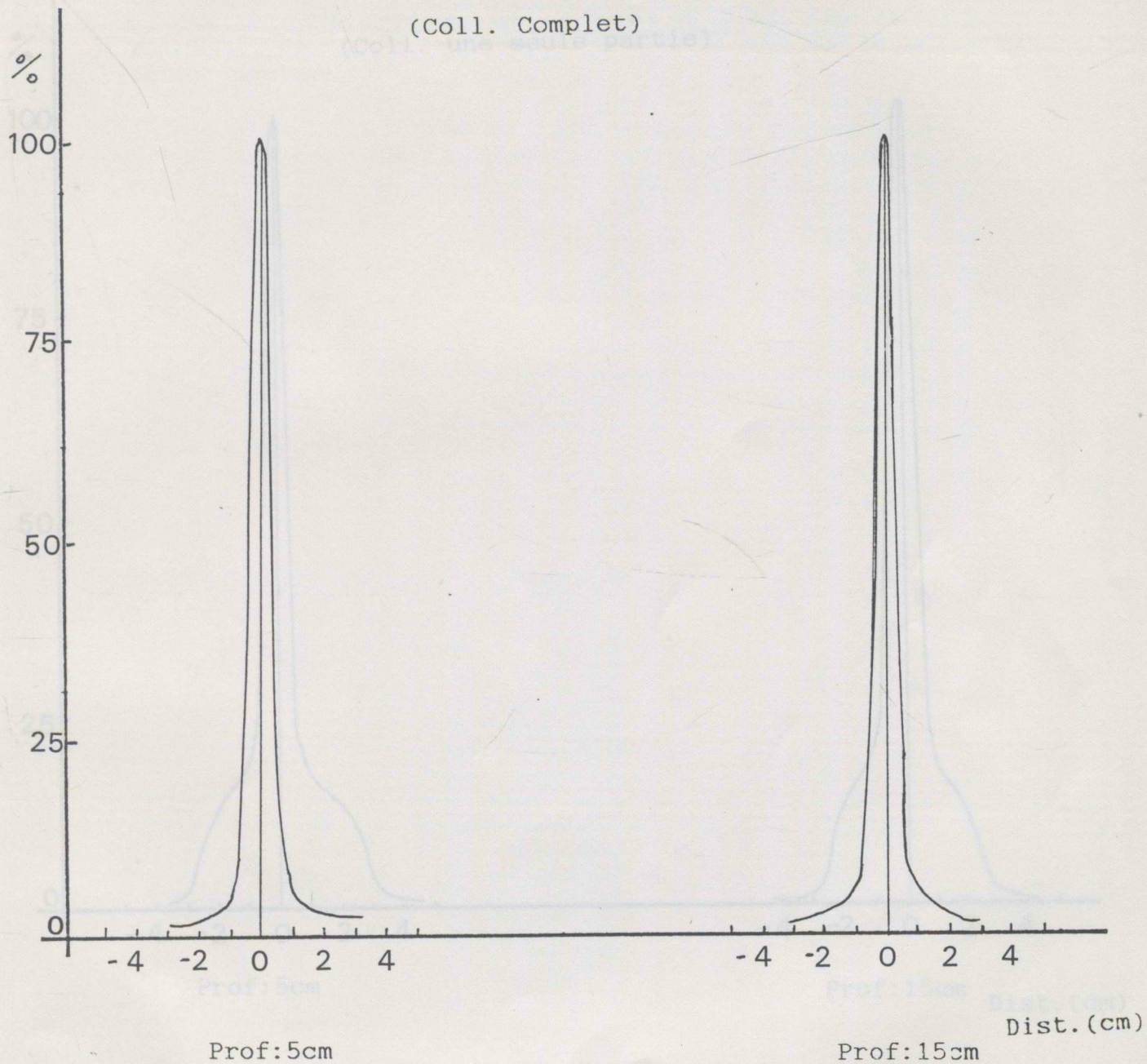


Fig. 72 : Courbes de profil - Collimateur de bronze.

La construction très particulière de ce collimateur en deux parties séparées, qui serait destinée d'après les auteurs à améliorer la focalisation du faisceau en diminuant la contamination par les électrons issus du collimateur, ne paraît donc pas justifiée.

En effet, un collimateur simple et unique, plus petit et plus précis, conduirait à une meilleure focalisation dans que le collimateur complexe.

(Coll. une seule partie)

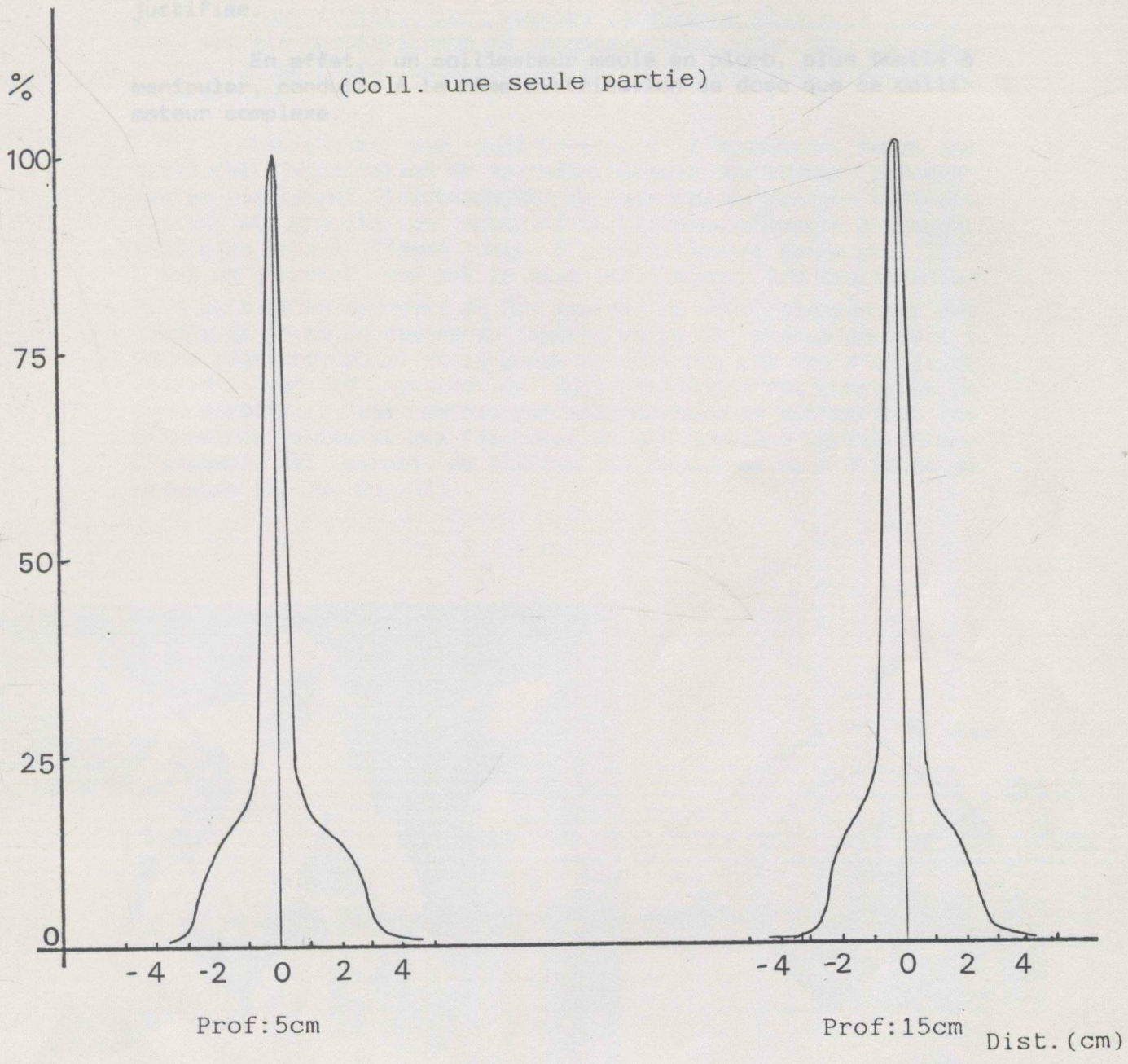


Fig. 73 : Courbes de profil - Collimateur de bronze.

La construction très particulière de ce collimateur en deux parties séparées, qui serait destinée d'après les auteurs à améliorer la focalisation du faisceau en diminuant la contamination par les électrons issus du collimateur, ne paraît donc pas justifiée.

En effet, un collimateur moulé en plomb, plus facile à manipuler, conduit à la même distribution de dose que ce collimateur complexe.

Lewell et ses collaborateurs à Stockholm, Suède ont développé l'application de la radiothérapie aux tumeurs cérébrales en utilisant initialement un faisceau de protons de haute énergie et ensuite un appareil de téléthérapie à sources multiples appelé "Gamma Unit I", actuellement Gamma Unit III. C'est ce dernier qui est le plus utilisé pour les traitements. Il s'agit d'un appareil de 201 sources de  $^{60}\text{Co}$ , placées sur une sphère de 76 cm de diamètre (Figures 74 et 75) chaque source à 1 cm de diamètre, 20 mm de longueur et 1000 Ci (28 Ci) d'activité initiale avec un système de collimation qui est constitué en deux parties : une partie non interchangeable qui définit les dimensions maximales des faisceaux et une deuxième partie interchangeable qui permet de limiter les faisceaux de 4 à 25 mm de diamètre (8, 19, 20, 24).



Fig. 74 : Gamma Unit III.  
D'après "Lewell, Stereostatic  
Gamma Unit", 1979.

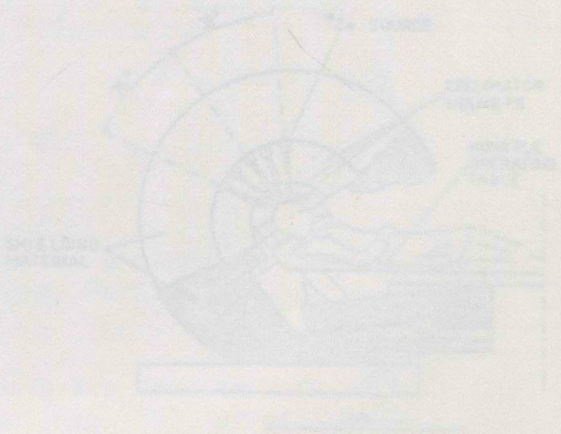


Fig. 75 : Coupe sagittale  
Gamma Unit I, "Stereostatic  
Gamma Unit", 1979

## V. COMPARAISON AVEC D'AUTRES TECHNIQUES D'IRRADIATION

Pour traiter les tumeurs cérébrales plusieurs techniques ont été adoptées; dans ce chapitre, nous allons décrire brièvement le principe de chacune et les comparer avec celle des minifaisceaux.

Leksell et ses collaborateurs à Stockholm, Suède ont développé l'application de la radiothérapie aux tumeurs cérébrales en utilisant initialement un faisceau de protons de haute énergie et ensuite un appareil de télécobalthérapie à sources multiples appelé "Gamma Unit I", actuellement Gamma Unit III. C'est ce dernier qui est le plus utilisé pour les traitements, Il s'agit d'un appareil de 201 sources de  $^{60}\text{Co}$ , placées sur une sphère de 76 cm de diamètre (figures 74 et 75) chaque source à 1 mm de diamètre, 20 mm de longueur et 1036 GBq (28 Ci) d'activité initiale avec un système de collimation qui est constitué de deux parties : une partie non interchangeable qui définit les dimensions maximales des faisceaux et une deuxième partie interchangeable qui permet de limiter les faisceaux de 4 à 28 mm de diamètre (8, 19, 20, 24).



Fig. 74 : Gamma Unit III.  
D'après "Leksell, Stereotactic  
Gamma Unit", 1985.

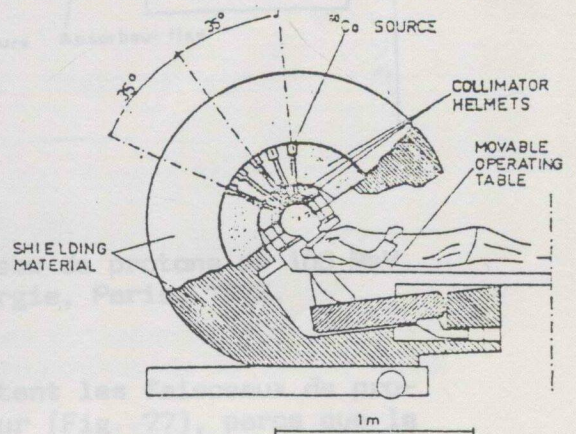


Fig. 75 : Coupe sagittale  
Gamma Unit I, "Stereostatic  
Cerebral Irradiation", 1979

Le système lui-même est très encombrant et il sert seulement pour des traitements radiochirurgicaux. Nous pensons et nous l'avons déjà dit, que les accélérateurs linéaires sont de plus en plus utilisés, donc il sera possible de réaliser des minifaisceaux avec ce type d'appareils.

La même équipe utilisant aussi pour les traitements des tumeurs cérébrales des faisceaux de protons avec une énergie de 185 MeV (18).

Un faisceau de protons est aussi utilisé par le groupe de Kjellberg et coll. à Massachusetts General Hospital à Boston avec un faisceau de protons de 160 MeV produit par le cyclotron de Harvard.

Comme le présente la figure 76, une fois que le faisceau sort du cyclotron, il traverse 3 absorbeurs en cuivre, l'un fixe les autres variables pour réduire l'énergie et ajuster la profondeur du pic de Bragg à la profondeur de la tumeur. Trois diaphragmes en laiton collimatent le faisceau à la section voulue.

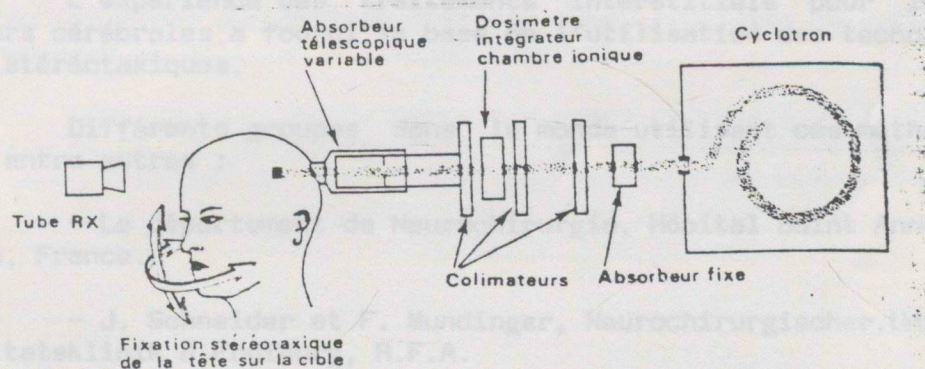


Fig. 76 : Schéma du faisceau de protons de 160 MeV. Kjellberg et coll. D'après "Neurochirurgie, Paris, 1972.

Le grand avantage que présentent les faisceaux de protons est la distribution en profondeur (Fig. 77), parce que le pic de Bragg permet de délivrer une dose uniforme à un volume cible profond, en limitant l'irradiation des tissus traversés par le faisceau. Une autre caractéristique est sa faible dispersion.

L'inconvénient est qu'il s'agit d'un système compliqué et onéreux qui ne peut pas être utilisé dans la plupart des départements de radiothérapie.

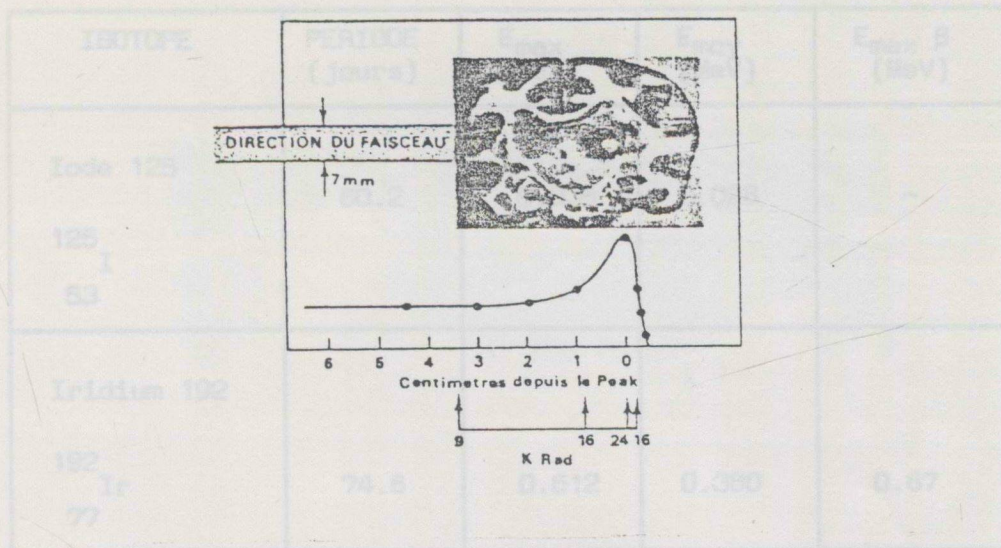


Fig. 77 : Distribution de la dose en profondeur pour un faisceau de protons de 160 MeV et un champ d'irradiation de 7 mm de diamètre. D'après "Neuro-chirurgie", Paris, 1972.

L'expérience des traitements interstitiels pour les tumeurs cérébrales a fourni la base de l'utilisation des techniques stéréotaxiques.

Différents groupes dans le monde utilisent ces méthodes, entre autres :

- Le département de Neurochirurgie, Hôpital Saint Anne, Paris, France.
- J. Schneider et F. Mundinger, Neurochirurgischer Universitätsklinik à Freiburg, R.F.A.
- O. Betti et ses collaborateurs, Buenos Aires, Argentine.
- A. Waltregny, Département de Neuro-Chirurgie, Université de Liège, Belgique.
- M. Poblete, R. Zamboni et ses collaborateurs, Département de Neurochirurgie, Hôpital Psychiatrique de Santiago, Chile.

Ils utilisent soit seulement les implants interstitiels, soit la combinaison avec la radiothérapie externe.

Pour les implants interstitiels, différentes techniques sont utilisées : Implantation temporaires avec l'<sup>192</sup>Ir à partir de 1965 ou implantation permanente d'<sup>198</sup>Au, <sup>125</sup>I, dépendant de la géométrie et de la distribution de la dose souhaitée. En pratique, les plus utilisées sont le <sup>125</sup>I et l'<sup>192</sup>Ir, dont les caractéristiques physiques sont données sur la Table 2.

ISOTOPE	PERIODE (jours)	$E_{max}$ (MeV)	$E_{moy}$ (MeV)	$E_{max \beta}$ (MeV)
Iode 125 $^{125}_{53}\text{I}$	60.2	0.035	0.028	-
Iridium 192 $^{192}_{77}\text{Ir}$	74.6	0.612	0.380	0.67

Table 2 : Paramètres physiques  $^{125}\text{I}$  et  $^{192}\text{Ir}$ .

L'application du matériel radioactif peut se faire par la méthode stéréotaxique de forme directe ou manuelle (Fig. 78) ou bien de forme automatique différée comme l'utilise le groupe de Mundinger et coll. en Allemagne (Fig. 79).

Nous pouvons noter comme une bonne propriété de l'utilisation de ces matériaux radioactifs, la décroissance rapide de la dose en fonction de la distance, qui est plus importante pour  $^{192}\text{Ir}$  (58 %), que pour  $^{125}\text{I}$  (22 %) à 50 mm (Fig. 80).

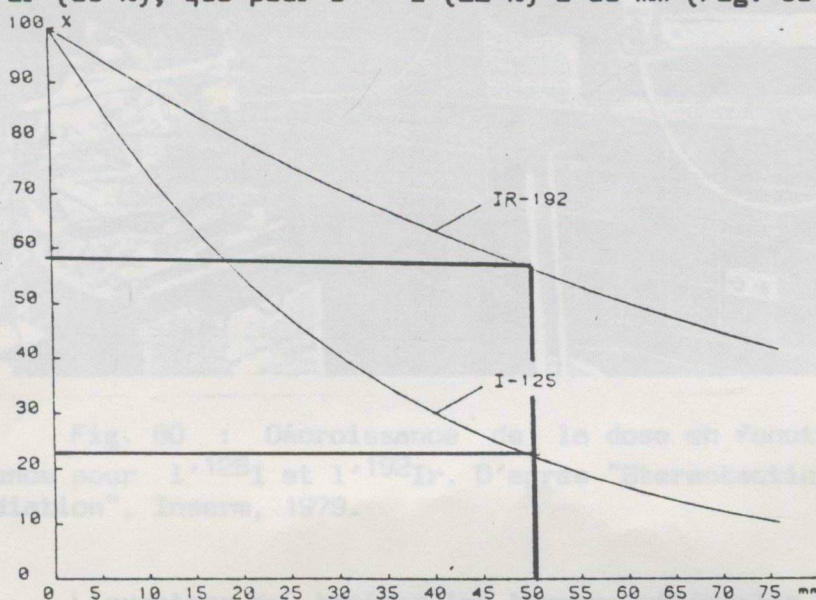


Fig. 78 : Sources radioactives appliquées de façon directe ou manuelle - D'après "Stereotactic Cerebral Irradiation, Inserm, 1979.

En général, nous pouvons dire aussi que la plupart des tumeurs cérébrales ont été traitées en utilisant comme méthode l'irradiation cérébrale totale, lorsque les moyens diagnostiques ne permettaient pas de délimiter avec précision les limites de volume à

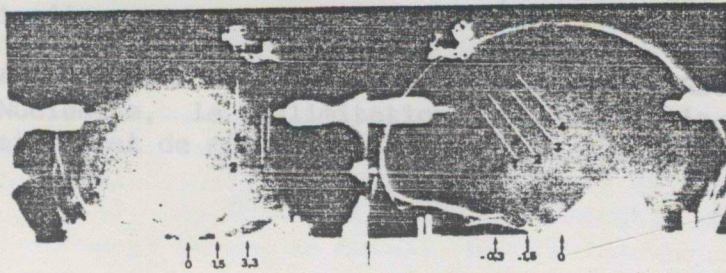


Fig. 79 : Sources radioactives appliquées de façon directe ou manuelle. D'après "Stereotactic Cerebral Irradiation", Inserm, 1979.

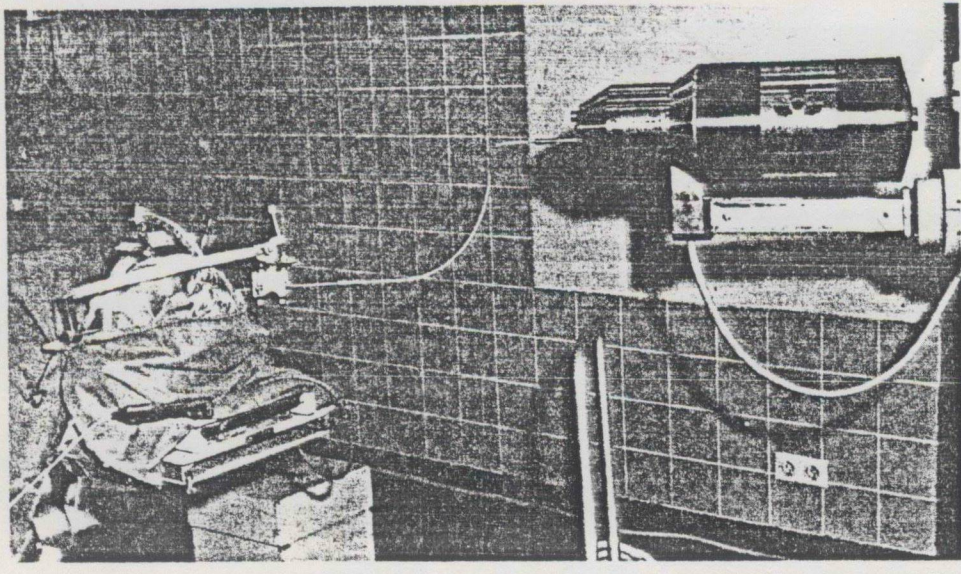


Fig. 80 : Décroissance de la dose en fonction de la distance pour  $^{125}\text{I}$  et  $^{192}\text{Ir}$ . D'après "Stereotactic Cerebral Irradiation", Inserm, 1979.

L'avantage de traiter les tumeurs cérébrales avec l'utilisation des minifaisceaux par rapport aux implants interstitiels est son côté non traumatique, ainsi que la durée réduite du traitement.

VI. 2. En général, nous pouvons dire aussi que la plupart des tumeurs cérébrales ont été traitées en utilisant comme méthode l'irradiation cérébrale totale, lorsque les moyens diagnostiques ne permettaient pas de connaître avec précision les limites de volume à traiter.

Avec la tomodynamométrie, et surtout la Résonance Magnétique Nucléaire, la délimitation précise de la tumeur est possible et permet de mieux cerner le volume à irradier.

Le table. 3, montre les faisceaux et les méthodes dosimétriques utilisées pour chacune des ces groupes.

GRUPE	FAISCEAUX	METHODE DOSIMETRIQUE
1. P.V. Rudak 6 col. MIAMI, USA	10 MV Toshiba champs : 20 x 20 mm 10 x 10 mm	Film TLD Chem. Ionis. (0.1 cm <sup>3</sup> )
2. M.P. Meifatz 6 col. California, USA	10 et 18 MeV Clinac Varien champs : 5 x 5 mm 10 x 10 mm	Film
3. W.J. Englar 6 col. North Carolina, USA	<sup>60</sup> Co, 4, 6, 10 MeV pho. 6, 12, 20 MeV ele. champs : 30 x 30 mm 25 x 25 mm 20 x 20 mm	Chambres d'ionisation (0.5 cm <sup>3</sup> et 1.2 cm <sup>3</sup> )
4. G. Arcovite 6 col. Rome, Italie	9 MV Nautuna 10 Co <sup>60</sup> MeV champs : 20 mm x 10 mm x	Chambre d'ionisation (0.22 cm <sup>3</sup> ) TLD
5. G. Chiaro 6 col. Vicenza, Italie	<sup>60</sup> Co, 4, 6, 10, 18 MeV Clinac Varien champs : 15 x 15 mm	Programme (p <sup>1</sup> ) AECL
6. A. Dubreix 6 col. Paris, France	20 MV champs : 5-5-7-9-10 19 et 30 mm x	Film

## VI. ANALYSE DES DONNEES DE LA LITTERATURE

### VI. ASPECTS GENERAUX

Des études approfondies sur la dosimétrie des minifaisceaux, ont été faites en particulier pour l'appareil "Gamma Unit" de  $^{60}\text{Co}$  en Suède. Concernant les accélérateurs linéaires nous avons quelques équipes : trois aux Etats-Unis (Miami, Californie, North Caroline), deux en Italie (Rome et Vicenza), une en France (Paris), une en Argentine (Buenos Aires), une en Allemagne (Heilderberg) et une au Brésil (Sao Paulo).

La table 3, montre les faisceaux et les méthodes dosimétriques utilisées pour chacune des ces groupes.

GROUPE	FAISCEAUX	METHODE DOSIMETRIQUE
1. P.V.Houdek & col. MIAMI, USA	10 MV Toshiba champs : 20 x 20 mm 10 x 10 mm	Film TLD Cham.Ionis. (0.1 cm <sup>3</sup> )
2. M.D.Heifetz & col Californie, USA	10 et 18 MeV Clinac Varian champs : 5 x 5 mm 10 x 10 mm	Film
3. M.J.Engler & col. North Caroline, USA	$^{60}\text{Co}$ , 4,8, 16 MV pho. 6, 12, 20 MeV éle. champs : 30 x 30 mm 25 x 25 mm 20 x 20 mm	Chambres d'ionisation (0.6 cm <sup>3</sup> et 0.2 cm <sup>3</sup> )
4. G. Arcovito & col Rome, Italie	9 MV Neptune 10 CGR MeV champs : 20 mm $\phi$ 10 mm $\phi$	Chambre d'ionisation (0.22 cm <sup>3</sup> ) TLD
5. G. Chierago & col Vicenza, Italie	$^{60}\text{Co}$ , 4,6,10, 18 MV Clinac Varian champs : 15 x 15 mm	Programme Tp11 AECL
6. A. Dutreix & col. Paris, France	20 MV champs : 3-5-7-9-13 19 et 38 mm $\phi$	Film

GROUPE	FAISCEAUX	METHODE DOSIMETRIQUE
7. D.Galmarini & col Buenos Aires, Argentine (Présentation personnelle)	18 MV SATURNE CGR MeV champs : 6-8-12-14 16-18-20 mm $\phi$	Film TLD
8. G.H.Hartmann Heiberlberg, RFA	15 MV Mevatron 77 Siemens champs : 5 mm $\phi$ à 30 mm $\phi$	Film
9. D.M.Vizev & coll. Sao Paulo, Brésil	4 MV champs : 6 mm $\phi$ 9.4 mm $\phi$ 18 mm $\phi$	TLD

Table 3

## VI.2. RESULTATS ET DISCUSSION

\* Groupe 1 : P.V. Houdek et coll. (16), calculent un facteur de correction dû au diffusé en utilisant la formule donnée par HOLT et coll.  $S_t = S_c(r) \times S_p(r)$  pour les grands champs où  $r$  est la dimension du champ,  $S_c$  et  $S_p$  sont des corrections dues au collimateur et au fantôme respectivement.

Le facteur  $S_c(r)$  est mesuré, pour des champs supérieurs à 6 x 6 cm avec un capuchon de 4.6 cm de diamètre pour assurer l'équilibre électronique à l'isocentre. Pour des champs entre 1 et 5 cm, ils font la mesure à 3 m avec le même capuchon et pour 1 cm avec un capuchon de 2.2 cm.

Pour calculer la dose sur l'axe pour des champs de 10 x 10 mm et 20 x 20 mm, les auteurs calculent d'abord le rendement en profondeur pour un faisceau 0 x 0 à partir du coefficient d'atténuation du rayonnement primaire  $\mu = 0.038 \text{ cm}^{-1}$  et de

la formule  $P(d.f.) = 100 \times e^{-m(d-t)} \left[ \frac{f+t}{f+d} \right]^2$  et interpolent

ensuite à partir de la distribution de dose mesurée pour des champs de grande dimension.

Cette méthode basée sur les publications de Van Dyk serait valable dans de conditions d'équilibre électronique, c'est à-dire pour calculer le kerma dans les minifaisceaux mais non pour la dose absorbée.

\* Groupe 2 : M.D. Heifetz et coll. avec la dosimétrie par film ont mesuré comme le montre la figure 81, les valeurs relatives des rendements en profondeur entre les champs de 10 x 10 cm et les minifaisceaux de 1.0 x 1.0 cm (10 x 10 mm) et 0.5 x 0.5 cm (5 x 5 mm).

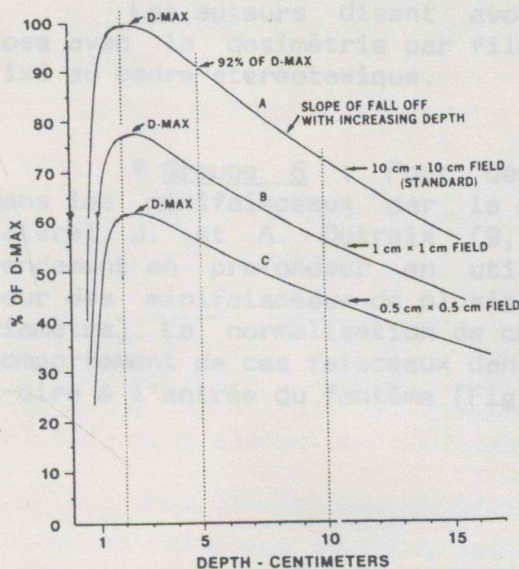


Fig. 81 : Courbes de rendement en profondeur :  
 A) Champ 10 x 10 cm  
 B) Champ 1 x 1 cm  
 C) Champ 0.5 x 0.5 cm

Les données de ces auteurs sont très proches des résultats correspondant aux courbes normalisées que nous avons décrites dans le chapitre III.

\* Groupe 3 : M.J. Engler et coll. (12) ont comparé les mesures faites avec des chambres d'ionisation de 0.6 cm<sup>3</sup> et 0.2 cm<sup>3</sup> de volume, d'abord pour les champs de grandes dimensions (20 x 20 cm, 25 x 25 cm et 30 x 30 cm) et après pour les minifaisceaux de 2 x 2 cm, 2.5 x 2.5 cm et 3 x 3 cm. Différents modèles mathématiques sont proposés dans cet article pour permettre d'utiliser une chambre de 0.6 cm<sup>3</sup> de volume pour faire la dosimétrie des minifaisceaux.

\* Groupe 4 : G. Arcovito et coll. (1) ont trouvé que la variation de la largeur de la pénombre (Distance entre 10 % et 90 %) pour les minifaisceaux de 10 mm de diamètre à 20 mm de diamètre était négligeable. Ce qui est en accord avec nos résultats.

Pour le facteur de correction pour le diffusé, ils utilisent la formule  $S_t(r) = S_c(r) \times S_p(r)$  proposé par Holt et coll., comme le groupe de Houdek à Miami. Les auteurs ont vérifié leurs calculs par des mesures par chambre d'ionisation et ont trouvé que la profondeur du maximum dépend beaucoup de la dimension du minifaisceau.

\* Groupe 5 : G. Chierigo et coll. (6, 7) utilisent le programme TP 11 AECL, pour un champ de 15 x 15 mm pour différentes énergies et la formule :

$$A = \frac{\text{Surface d'isodoses 90 \%}}{\text{Surface d'isodoses 40 \%} - \text{Surface d'isodoses 90 \%}}$$

trouvent ainsi que la meilleure énergie pour les irradiations cérébrales est 4 MV photons.

On peut remarquer que les auteurs utilisent un programme qui n'a pas été établi pour les minifaisceaux et qu'une optimisation demande que

Les auteurs disent avoir vérifié les distributions de dose avec la dosimétrie par film en utilisant le fantôme Rando fixé au cadre stéréotaxique.

\* Groupe 6 : Pour démontrer le problème qui se pose dans les minifaisceaux par le manque d'équilibre électronique latéral, J. et A. Dutreix (9, 11) ont mesuré des courbes de rendement en profondeur en utilisant la dosimétrie par films, pour des minifaisceaux de plusieurs dimensions (de 3 à 30 mm de diamètre). La normalisation de ces courbes montre clairement le comportement de ces faisceaux dans la zone de transition, c'est-à-dire à l'entrée du fantôme (Fig. 82).

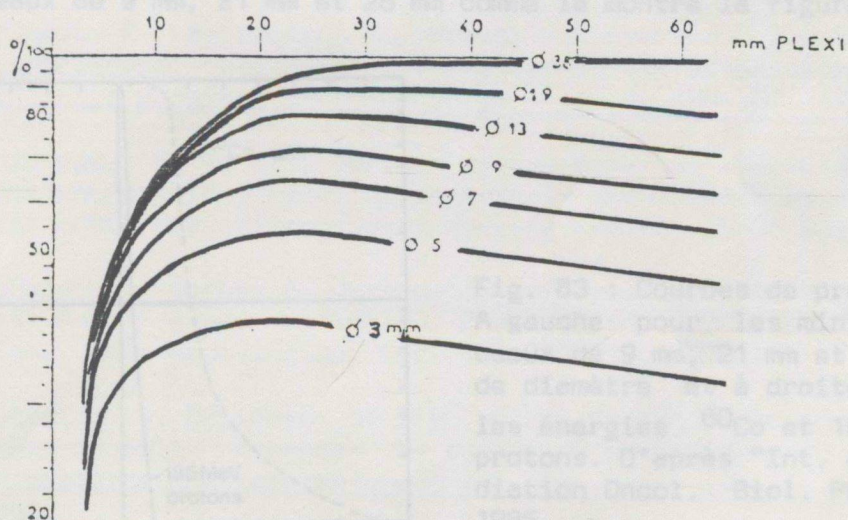


Fig. 82 : Courbes normalisées pour des faisceaux de 3 à 30 mm de diamètre et pour une énergie de 20 MV. J. et A. Dutreix, d'après "Advances in Radiation Protection and Dosimetry in Medicine", 1980.

Les auteurs expliquent la modification des courbes pour le défaut d'équilibre électronique.

\* Groupe 7 : D. Galmarini et coll. (13), dans une publication personnelle, fait référence à la méthode dosimétrique par film et par TLD qu'ils ont utilisées pour les minifaisceaux.

Comme nous l'avons analysé dans le chapitre IV, les collimateurs additionnels utilisés par ce groupe sont très sophistiqués.

\* Groupe 8 : G. H. Hartmann et coll. (14), ont utilisé pour les minifaisceaux le même système de collimation que celui que nous avons utilisé.

Ils ont pris comme profondeur de référence 8 cm et à cette profondeur, ils ont pris des films avec deux expositions différentes afin d'évaluer la dose en dehors des bords du faisceau. Pour cela, ils ont donné à certains films une exposition dix fois plus élevée que pour les autres films.

Pour les courbes de profil, ils ont fait la comparaison entre les faisceaux de  $^{60}\text{Co}$ , les protons de 185 MeV et les minifaisceaux de 9 mm, 21 mm et 26 mm comme le montre la figure 83.

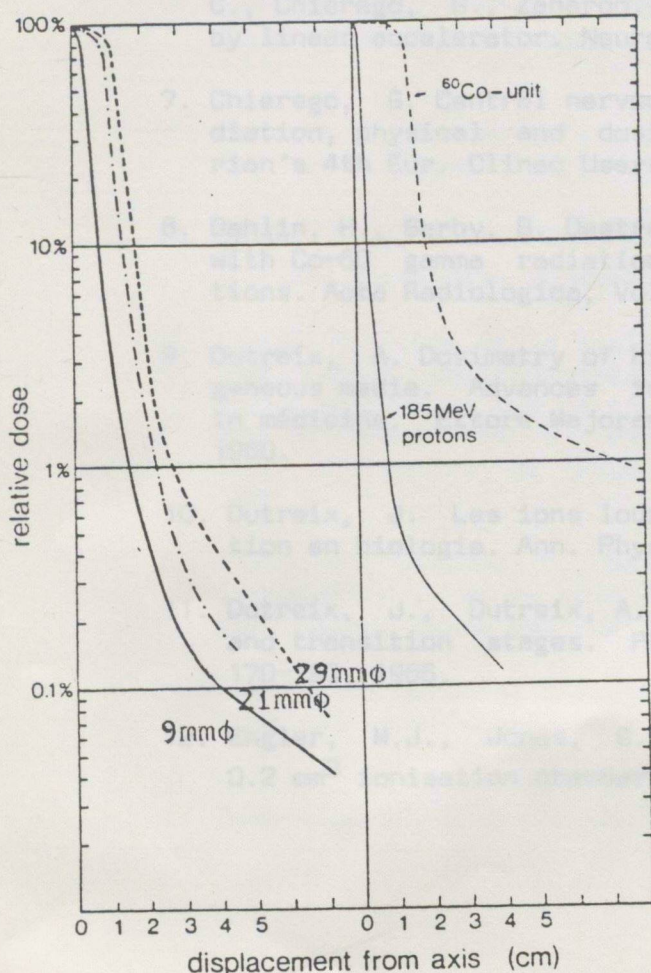


Fig. 83 : Courbes de profil. A gauche pour les minifaisceaux de 9 mm, 21 mm et 26 mm de diamètre et à droite pour les énergies  $^{60}\text{Co}$  et 185 MeV protons. D'après "Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.", 1985.

\* Groupe 9 : D.M. Vizeu et coll. (27), ont utilisé la dosimétrie par thermoluminescence pour les minifaisceaux de 6 mm, 9.4 mm et 15 mm de diamètre et une énergie de 4 MV photons.

## BIBLIOGRAPHIE

1. Arcovito, G., Piermattei, A., D'Abramo, G. ; Andreassi Bassi, F. Dose measurements and calculation of small radiation fields for 9 MV X-rays. *Med. Phys.* Vol. 12, 6, 779-784, 1985.
2. Basil, S.H., Ulrich, K. General principles and techniques of interstitial brachytherapy. 61-69, 1975.
3. Benarbid, A.L., Vrousos, J. Perspective de la curiethérapie interstitielle stéréotaxique dans le traitement des tumeurs cérébrales. Travail du Service de Neurochirurgie (Pr D.E. Royennont) et du Service de Radiothérapie (Pr C. Vrousos) du CHU de Grenoble, 1977.
4. Bergström, M., Greitz, T., Ribbe, T. A method of stereotaxic localisation adopted for conventional and digital radiography. *Neuroradiology*, 28, 100-104, 1986.
5. Betti, O., Deschinsky, V. Irradiation stéréotaxique multifaisceaux. *Neurochirurgie*, Vol. 29, 4, 295-298, 1983.
6. Colombo, F., Benedetti, A., Pozza, F., Avanzo, R.C., Marchetti, C., Chierogo, G., Zanardo, A. External stéréotaxic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 16, 2, 154-160, 1985.
7. Chierogo, G. Central nervous system external stereotaxic irradiation, physical and dosimetrical considerations. Proc. Varian's 4th Eur. Clinac Users Meeting. Malta, 25-26 May 1984.
8. Dahlin, H., Sarby, B. Destruction of small intracranial tumours with Co-60 gamma radiation. Physical and technical considerations. *Acta Radiologica*, Vol. 14, 209-227, 1975.
9. Dutreix, A. Dosimetry of high energy photon beams in non homogeneous media. *Advances in radiation protection and dosimetry in médecine. Ettore Majorana Int. Sci. Ser. (Sicile)*, 345-365, 1980.
10. Dutreix, J. Les ions lourds et leurs perspectives d'application en biologie. *Ann. Phys. Biol. et Méd.*, 187-220, 1974.
11. Dutreix, J., Dutreix, A., Tubiana, M. Electronic equilibrium and transition stages. *Phys. in Med. and Biol.*, Vol. 10, 2, 170-190, 1965.
12. Engler, M.J., Jones, G.L. Small beam calibration by 0.6 and 0.2 cm<sup>3</sup> ionisation chambers. *Med. Phys.* 11, 6, 822-826, 1984.

13. Guy, K., Galmarini, D. Calibration des faisceaux avec collimateurs spéciaux pour radiostéréotaxie. Publication personnelle, 1986.
14. Hartmann, G.H., Schlegel, W., Sturm, V., Kober, B., Pastyr, O., Lorenz, W.J.. Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 11, 1185-1192, June 1985.
15. Heifetz, M.D., Wexler, M., Thompson, R. Single beam radiotherapy knife, *J. Neurosurg.* 60, 814-818, 1984.
16. Houdek, P.V., Van Buren, J.M., Fayos, J.V. Dosimetry of small radiation fields for 10 MV x-rays, *Med. Phys.*, 10(3), 333-336, May-June 1983.
17. Kjelberg, R.N., N'Guyen, N.C., Kliman, B. Le Bragg peak protonique en neurochirurgie stéréotaxique. *Neurochirurgie* 18, 235-264, 1972.
18. Larsson, B., Borje Dosimetry and radiobiology of protons as applied to cancer therapy and neurosurgery. *Advances in radiation protection and dosimetry in medicine*, 367-394.
19. Larsson, B., Lidén, K., Sarby, B. Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiologica*, 13, 513-534, 1974.
20. Leksell, L. Steréotaxis and radiosurgery. An operative system. Charles F. Thomas Publisher, Illinois, USA, 1971.
21. Mark, E.J., Johes, G.L. Small beam calibration by 0.6 cm<sup>3</sup> and 0.2 cm<sup>3</sup> ionisation chambers. *Med. Phys.* 11, 6, 822-826, 1984.
22. Naudy, S. Etude de la dosimétrie par thermoluminescence et des jonctions à semiconducteur : applications à la dosimétrie du corps entier en vue de greffe de moelle osseuse. Thèse Doctorat de Spécialité en Physique Radiologique, Université Paul Sabatier, Centre de Physique Atomique de Toulouse, 14 Mai 1981.
23. Pozza, F., Colombo, F., Benedetti, A. CNS external stereotaxic irradiation : a new role for radiotherapy. *Proc. Varian's 4th Eur. Clinac Users Meeting, Malta, 25-26 May, 1984.*
24. Sarby, B. Cerebral radiation surgery with narrow gamma beams, Physical experiments. *Acta Radiologica*, 13, 425-445, 1974.
25. Szikla, G. (editor) Stereotaxic cerebral irradiation. INSERM Symposium 12, Elsevier North Holland, 1979.

26. Szikla, G., Blond, S. Bilan stéréotaxique des tumeurs cérébrales. Encyclopédie médico-chirurgicale, 1980.
27. Vizeu, D.M., Boeba, J., Scaff, L.A.M., Lima, R.C. Radiocirurgia. Aspectos técnicos. 36a Reunao Anual Sociedade Brasileira para o Progresso da Ciencia. Sao Paulo, Brazil, Junio 1984.

Instituto Nacional de Cancerología



INC002212