

# THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir le titre de

**DOCTEUR DE 3ème CYCLE**

**Spécialité : Automatique**

par

Jean-Louis BOURRIEZ

**ACQUISITION ET EXPLOITATION D'IMAGES  
MORPHOLOGIQUES EN CONDITIONS  
STEREOTAXIQUES.  
APPLICATION A L'IRRADIATION INTERSTITIELLE  
DES TUMEURS CEREBRALES.**

Thèse soutenue le 19 Mars 1984 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury :	M.	P.	VIDAL	Président et Rapporteur
	M.	J.D.	GUIEU	Rapporteur
	Mme	A.	DUTREIX	Examineurs
	M.	J.G.	POSTAIRE	
	Mme	P.	BIXIO	

A mes parents.

A la volonté de modestes ouvriers.

## **AVANT-PROPOS**

Le travail présenté dans ce mémoire est le résultat de la collaboration entre le laboratoire d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille 1 et le Service d'Explorations Fonctionnelles Neuro-chirurgicales et Neurophysiologiques du Centre Hospitalier Régional de Lille.

Nous exprimons toute notre gratitude à Monsieur le Professeur P. VIDAL pour sa sollicitude et la gentillesse avec laquelle il nous a accueilli dans son laboratoire. Sa confiance et son soutien tout au long de ce travail qu'il a vu progresser nous ont été extrêmement bénéfiques. Qu'il en soit vivement remercié.

Sans la bienveillante attention de Monsieur le Professeur J.D. GUIEU, aucun des travaux que nous présentons n'aurait pu voir le jour. Nous avons bénéficié de ses nombreux conseils de spécialiste pour lesquels il n'a jamais épargné son temps. Nous tenons à lui exprimer ici notre très vive reconnaissance.

Madame A. DUTREIX, Chef de l'Unité de Radiophysique de l'Institut Gustave Roussy, nous a chaleureusement accueilli à maintes reprises dans son service et nous a constamment encouragé et guidé dans l'élaboration de ce travail. Qu'elle trouve ici l'expression de nos respectueux remerciements.

Nous remercions également Monsieur le Professeur J.G. POSTAIRE de l'intérêt qu'il a bien voulu porter à nos travaux en acceptant de participer à notre Commission d'examen.

Nous sommes profondément reconnaissants à Madame P. BIXIO, Assistante Hospitalo-Universitaire au Service d'Explorations Fonctionnelles Neuro-chirurgicales et au laboratoire de Physiologie du Centre Hospitalier Régional de Lille, pour nous avoir mis en relation avec le Centre Hospitalier et pour le temps qu'elle n'hésitait pas à consacrer à la réalisation de ce travail.

Un grand merci également à Madame A. PIGNON et à Monsieur J. HOUZE pour leur contribution amicale et généreuse à l'élaboration matérielle de ce mémoire.

- T A B L E   D E S   M A T I E R E S -

---

. AVANT-PROPOS

. INTRODUCTION GENERALE

. CHAPITRE I : MISE EN OEUVRE D'UNE IMPLANTATION DE GRAINS  
RADIOACTIFS EN ENVIRONNEMENT STEREOTAXIQUE.

I - LA DEFINITION SPATIALE DU VOLUME TUMORAL : LA SCANOGRAPHIE	I.1.
I.1. Principes et Techniques de la scanographie.....	I.1.
I.1.1. Prise des mesures.....	I.2.
I.1.2. Reconstruction chiffrée de l'image.....	I.4.
I.2. L'image scanographique.....	I.6.
I.2.1. Formation de l'image.....	I.6.
I.2.2. Défauts de l'image.....	I.8.
I.3. L'examen scanographique.....	I.9.
I.3.1. Technique d'examen.....	I.9.
I.3.2. Exploitation du document scanographique.....	I.10.
I.3.3. Les erreurs limitant l'exploitation du document scanographique.....	I.10.
II - L'ENVIRONNEMENT STEREOTAXIQUE.....	I.11.
II.1. L'obtention du document scanographique en conditions stéréotaxiques.....	I.11.
II.1.1. But et Contraintes.....	I.11.
II.1.2. Méthode : adaptation du cadre de stéréotaxie.....	I.12.
II.2. Les documents téléradiographiques.....	I.17.
II.3. Transcription des documents scanographiques sur les documents radiologiques.....	I.18.
III - PRINCIPE DE MISE EN OEUVRE.....	I.19.
III.1. Le repérage anatomique.....	I.19.
III.2. La normalisation : L'utilisation des atlas.....	I.20.
III.3. L'implantation des sources radioactives.....	I.21.

**. CHAPITRE II : METHODOLOGIE D'IMPLANTATION A PRIORI DES GRAINS  
RADIOACTIFS : DOSIMETRIE PREVISIONNELLE.**

I - PRINCIPES DU SYSTEME DE PARIS.....	II.2.
II - DEBIT DE DOSE DE BASE ET ISODOSE DE REFERENCE.....	II.5.
II.1. Forme des surfaces isodoses.....	II.5.
II.2. Débit de dose de base.....	II.5.
II.3. Isodose de référence.....	II.6.
II.4. Choix des points où le débit de dose de base est calculée.....	II.7.
III - REGLES D'IMPLANTATION.....	II.10.
III.1. Différents volumes.....	II.10.
III.2. Dimensions du volume traité.....	II.11.
III.3. Domaine de l'application du Système de Paris.....	II.15.
III.4. Dosimétrie prévisionnelle.....	II.17.
III.5. Application à l'Iode 125.....	II.20.
IV - LE CALCUL DE LA DOSE.....	II.21.
V - ADAPTATION AUX CAS CLINIQUES.....	II.22.
V.1. Technique d'implantation des sources radioactives d'Iode 125.....	II.22.
V.2. Etude des surfaces isodoses en fonction des erreurs de positionnement des sources radioactives.....	II.23.

**. CHAPITRE III : AUTOMATISATION DU REPERAGE A POSTERIORI DE LA  
POSITION DES SOURCES RADIOACTIVES.**

I - POSITION DU PROBLEME.....	III.1.
I.1. Buts et contraintes du repérage.....	III.1.
I.2. Choix de la méthode de repérage.....	III.3.
II - REPERAGE D'UNE SOURCE RADIOACTIVE.....	III.5.
II.1. Matériel et méthode.....	III.5.
II.2. Algorithmes.....	III.9.
II.3. Amélioration de la méthode.....	III.12.
II.4. Calcul des coordonnées d'une source radioactive.....	III.14.

III - MISE EN OEUVRE DE LA METHODE.....	III.17.
III.1. Remèdes aux erreurs d'imprécision des clichés.....	III.17.
III.2. Le programme.....	III.20.
III.3. Vérification du programme sur un modèle expérimental..	III.22.
IV - CONCLUSIONS.....	III.23.
<b>. CHAPITRE IV : REPRESENTATION DE LA DISTRIBUTION DE LA DOSE</b>	
<b>    ABSORBEE PAR LE VOLUME LESIONNEL.</b>	
I - PRINCIPE DU CALCUL DE LA DOSE DELIVREE PAR UNE	
SOURCE D'IODE 125.....	IV.2.
I.1. Dose délivrée par une source radioactive ponctuelle..	IV.2.
I.1.1. Généralités.....	IV.2.
I.1.2. Calcul de la dose absorbée par les tissus pendant	
une application de durée t.....	IV.4.
I.1.3. Auto-absorption et filtration.....	IV.6.
I.2. Dose délivrée par une source d'Iode 125.....	IV.6.
I.2.1. Description d'une source d'Iode 125.....	IV.6.
I.2.2. Dosimétrie d'une source d'Iode 125.....	IV.8.
I.2.3. Méthode de calcul.....	IV.8.
II - CALCUL DE LA DISTRIBUTION DE DOSES OU TRACE DES COURBES	
ISODOSES DANS UN PLAN QUELCONQUE.....	IV.11.
II.1. Calcul de la dose de base.....	IV.11.
II.1.1. Détermination du plan central de l'application....	IV.11.
II.1.2. Détermination des points où la dose de base doit	
être calculée.....	IV.12.
II.2. Représentation de la distribution de dose dans un	
plan quelconque ou tracé des courbes isodoses dans	
un plan quelconque.....	IV.16.
II.2.1. Fonctions et caractéristiques principales du	
programme.....	IV.16.
II.2.2. Calcul de la position des grains.....	IV.16.
II.2.3. Le calcul des doses.....	IV.17.
II.2.4. Le tracé des courbes isodoses.....	IV.18.
II.3. Organisation schématique du programme.....	IV.20.
III - LA REPRESENTATION TRI-DIMENSIONNELLE.....	IV.22.
III.1. Principe mathématique.....	IV.22.
III.1.1. Méthodologie.....	IV.22.
III.1.2. Formulation mathématique.....	IV.23.
III.1.3. Algorithme de passage de l'espace 3D à l'espace 2D	IV.26.

III.2. Elimination des contours cachés.....	IV.27.
III.2.1. Principe.....	IV.27.
III.3. Identification du volume cible au volume traité...	IV.29.

. CHAPITRE V : APPLICATION ET DISCUSSION

. CONCLUSION GENERALE

. BIBLIOGRAPHIE.

. ANNEXES :

ANNEXE 1 : Equivalence entre plusieurs sources ponctuelles alignées et une source continue.

ANNEXE 2 : Choix des points où le débit de dose de base est calculé pour les dispositifs composés de quatre lignes et plus.

ANNEXE 3 : Dosimétrie prévisionnelle pour des sources rectilignes continues disposées selon les principes du Système de Paris et constituées de plusieurs sources ponctuelles d'Iode 125 alignées.

ANNEXE 4 : Erreur relative sur le débit de dose en un point pour une source ponctuelle d'Iode 125.

ANNEXE 5 : Analyse des erreurs dans le calcul de la position d'une source radioactive à partir de clichés stéréoradiographiques.

ANNEXE 6 : Méthode de Nelder et Mead.

## **INTRODUCTION GENERALE**

L'Automatique, par ses méthodes d'acquisition, de traitement ou d'exploitation puis de restitution d'images a, depuis quelques années, de nombreuses applications dans le domaine des sciences médicales.

Tout naturellement le système visuel, parmi les systèmes de perception sensorielle, a été le plus développé et le plus structuré. Bien qu'il ne donne, au premier abord, qu'une vision de l'enveloppe extérieure d'un objet, c'est pourtant, par l'intermédiaire d'une image, que l'on prend connaissance de la position et de la nature de ses structures internes.

Avoir une représentation spatiale la plus exacte possible du cerveau avant de s'autoriser à l'explorer est depuis longtemps au centre des préoccupations de la plupart des neurochirurgiens, ainsi la découverte des rayons X par Roentgen en 1895 permit de faire le premier pas dans la visualisation des structures cérébrales. Ce furent deux Anglais, Horsley et Clark, qui les premiers utilisèrent les trois dimensions de l'espace pour mettre au point un appareil permettant, chez les animaux de laboratoire, de positionner les structures intra-cérébrales par rapport à des repères osseux. Le passage à l'homme posait des problèmes d'une grande complexité : Il s'agissait de définir une méthodologie nouvelle ne tenant pas compte des repères osseux et faisant abstraction des variations de forme et de taille des cerveaux humains.

La méthode de repérage, basée à la fois sur des structures osseuses et intra-cérébrales, définie par Spiegel et Wycis se révéla insuffisante : Il était indispensable de définir la position des différentes structures en fonction de repères invariables. C'est le grand mérite de Talairach, dès 1952, d'avoir montré que la ligne de base

unissant la commissure antérieure et la commissure postérieure pouvait constituer ce système de référence. Mais, pour ce faire, il était indispensable de visualiser directement ces structures grâce aux examens radiologiques de contraste pratiqués chez chaque malade, en conditions stéréotaxiques.

La démarche stéréotaxique, à partir de là, prend toute son ampleur et trouve un champ d'application exemplaire dans l'approche des processus tumoraux intra-cérébraux.

Dans le cas où le tissu tumoral est radio-sensible, c'est encore grâce à la méthode stéréotaxique que l'on va pouvoir implanter les substances radioactives au sein de la masse pour la détruire.

En effet, depuis les premières tentatives d'irradiation in-situ de tumeurs cérébrales avec des aiguilles de radium (Pancoast 1922), de nombreuses applications interstitielles de radioéléments ont été réalisées en neurochirurgie, en particulier depuis l'avènement des isotopes radioactifs artificiels et le développement correspondant des techniques de la curiethérapie interstitielle en cancérologie. Cependant, il est significatif que les meilleurs résultats ont été obtenus par la conjonction de l'irradiation interstitielle et des techniques stéréotaxiques dont la précision a permis de tirer réellement bénéfice du caractère localisé de l'action des isotopes implantés.

L'avantage de la concentration spatiale de l'irradiation réalisée par la curiethérapie interstitielle est d'introduire une sélectivité dans l'espace : on surdose le volume cible sans atteindre un niveau dosimétrique trop élevé dans les structures avoisinantes.

Dès lors, la question essentielle est la localisation dans les trois dimensions de deux volumes : celui de la cible et celui circonscrit par l'isodose efficace, en tenant compte des structures

de voisinage, c'est-à-dire en les insérant dans l'anatomie cérébrale. Le succès ou l'échec de l'irradiation interstitielle dépendent de la superposition plus ou moins satisfaisante de ces deux volumes.

Dans le cadre de ce mémoire, nous nous proposons, tout d'abord, d'inclure dans la mise en oeuvre d'une implantation intratumorale intra-cérébrale de sources radioactives, une phase de transcription des données tomодensitométriques dans l'espace stéréotaxique afin d'obtenir plus de précision dans la localisation spatiale du volume tumoral ainsi qu'une meilleure définition de ses rapports de voisinage.

Il est cependant nécessaire, avant d'entreprendre une implantation radioactive, de prévoir la répartition des sources donnant la meilleure distribution de dose dans le volume à traiter. C'est le rôle du Système de Paris et son application aux sources d'Iode 125 nous permet d'utiliser au mieux les caractéristiques dosimétriques de ce nouvel isotope pour une meilleure adaptation de la forme de l'isodose efficace à celle de la tumeur.

Cette disposition géométrique est cependant quelque peu modifiée en fonction d'éventuels obstacles vasculaires sur les trajets instrumentaux. Notre problème consiste alors à repérer la position des implants dans l'espace stéréotaxique ; problème d'autant plus ardu que la géométrie d'une implantation de sources radioactives d'Iode 125 se présente sur les clichés radiographiques comme un enchevêtrement inextricable de points.

Connaissant l'implantation effectivement réalisée, c'est une représentation tridimensionnelle qui, après un calcul de la distribution des doses, nous permet d'identifier le volume traité au volume tumoral.

Enfin, par comparaison avec l'observation d'un traitement spécifique par irradiation interstitielle d'un volume tumoral préalablement repéré en conditions stéréotaxiques, nous illustrons les améliorations apportées par notre travail.

## CHAPITRE I

MISE EN OEUVRE D'UNE IMPLANTATION DE GRAINS  
RADIOACTIFS EN ENVIRONNEMENT STEREOTAXIQUE.

Dans un premier temps, nous traitons dans ce chapitre, de l'examen scanographique /1/ qui, à lui seul, découvre la lésion et dessine ses limites sur une image où se lit simultanément l'espace lésionnel et l'espace cérébral. Nous constaterons que si ces images suffisent pour définir la disposition géométrique des sources radioactives assurant une irradiation optimale du volume tumoral, elles ne peuvent à elles seules - ne disposant d'aucunes coordonnées spatiales repérées, fiables - permettre la définition des coordonnées de ces sources radioactives dans l'espace cérébral. Nous verrons alors comment replacer cette image dans l'espace stéréotaxique avec toute la rigueur qu'exige ce contexte ; Il est possible d'apporter au scanner les contraintes stéréotaxiques et de recueillir les coupes en référence à un cadre immobilisant la tête du patient. Ce cadre de stéréotaxie ou système de contention représente la pièce maîtresse d'une approche tridimensionnelle très précise et fournit le plan de référence indispensable à l'utilisation ultérieure de toute une série d'instruments. Les documents téléradiographiques utiles seront alors recueillis dans un temps ultérieur en salle d'opération, la tête du patient étant placée dans un cadre exactement identique, et les données ainsi rassemblées vont concourir à fournir des éléments précis quant au volume, à la topographie et aux rapports de la lésion avec les structures environnantes. Nous définirons alors comment confronter ces données à des données statistiques (Atlas) résultant de différentes approches morphologiques fonctionnelles stéréotaxiques ou non. A l'issue de cette démarche, nous expliciterons comment dans le cas, par exemple, d'un traitement du volume lésionnel par irradiation interstitielle il devient alors aisé de définir les coordonnées des sources radioactives dans l'espace cérébral et de là, prévoir les trajets d'implantation évitant de perturber les structures saines.

I - LA DEFINITION SPATIALE DU VOLUME TUMORAL :  
LA SCANOGRAPHIE.

I.1. Principes et techniques de la scanographie

Comme la radiologie conventionnelle, la scanographie utilise la propriété des rayons X de traverser les structures anatomiques en s'affaiblissant progressivement par les phénomènes d'absorption et de diffusion. Au lieu cependant d'obtenir une image sur un film radiographique, la scanographie utilise une mesure chiffrée de l'absorption d'un faisceau très diaphragmé traversant un plan de la structure anatomique d'une épaisseur de quelques millimètres sous de très nombreuses incidences. Ces mesures multiples permettent d'obtenir par ordinateur une reconstruction, également chiffrée, des densités radiologiques. L'image est donc le résultat d'une mesure d'absorption, puis d'un calcul et enfin d'une transformation en une image conventionnelle, sur écran T.V. par un deuxième ordinateur accessoire. Le clinicien reçoit une photographie de l'écran T.V. En scanographie, entre l'émission des rayons X et la lecture des clichés, il convient de suivre l'élaboration de l'information à deux niveaux ; la prise des mesures et la reconstruction chiffrée d'une part, puis la transformation en image par une console de lecture, d'autre part.

I.1.1. Prise des mesures

a) Emission des rayons X

Un tube radiogène, analogue aux tubes conventionnels, émet un faisceau diaphragmé en un triangle dont l'épaisseur détermine l'épaisseur du plan de coupe, variable de 3 mm à 12 mm et dont l'angle d'ouverture est de l'ordre de 12° à 40° selon les appareils.

b) Absorption des rayons X

Dans un plan donné, le faisceau de rayons X aborde le corps à étudier sous des angles très différents et est absorbé au long d'une "ligne". Le faisceau est donc affaibli d'un certain coefficient selon les classiques effets photoélectrique ou Compton. La densité physique des corps et le numéro atomique importent dans cette absorption.

c) Réception des rayons X

Le faisceau modulé est absorbé et mesuré dans une chambre au Xénon ou par un cristal. Le courant électrique en résultant est amplifié puis mesuré et transformé en chiffres par un convertisseur analogique digital. La donnée, en système logarithmique, est transmise à la mémoire de l'ordinateur.

d) Mouvement de l'ensemble tube/récepteur: Notion de génération

Outre la mesure des rayons X par une série de photomultiplicateurs, une autre particularité du scanographe est, dans un même plan, la grande multiplicité des incidences. L'ensemble tube-récepteur est en effet animé de mouvements autour du corps à étudier. La notion de "Génération" de scanographes est liée aux caractéristiques du mouvement de l'ensemble tube-récepteur. Les appareils de première génération utilisent un ensemble formé d'un tube à rayons X couplé à un seul détecteur. L'ensemble subit un mouvement de translation le long de la structure étudiée, puis une rotation d'un degré, puis une nouvelle translation. Ce mouvement est répété 180 fois. Le temps de coupe est donc long, de l'ordre de quatre minutes. Pour les appareils de deuxième génération, la réception du faisceau de rayons X est assurée par une barrette comportant 40 détecteurs environ. Le mouvement est du même type, mais la rotation s'effectue ici par paliers de 12°. Le temps de balayage est alors abaissé à 20, 40 ou 80 secondes.

Les appareils de la troisième génération suppriment le mouvement de translation. Seule une rotation de l'ensemble tube-détecteurs (très nombreux, de l'ordre de 500 à 1000 au long d'une barrette courbe de 30 cm de long) est effectuée. Le temps de coupe est abaissée à quelques secondes. Les appareils de la quatrième génération simplifient encore ce mouvement puisque seul le tube effectue une rotation. Les détecteurs, au nombre de 600 à plusieurs milliers, sont distribués au long d'une couronne complète dont la longueur est de l'ordre de 5 mètres.

### I.1.2. Reconstruction chiffrée de l'image

Le principe est de reconstituer, par le calcul, le coefficient d'absorption des rayons X en chacun des points de la structure étudiée. Pour cela et pour chacune des coupes, épaisse de 3 à 10 mm, l'ordinateur dispose de très nombreuses mesures (80 000 pour les premiers appareils, 500 000 à plusieurs millions actuellement) et reconstruit la seule disposition interne des chiffres de densité radiologique des structures étudiées compatibles avec les mesures externes obtenues (figure 1.1.). Cela amène à la notion de matrice, qui détermine le nombre de "points" ou "carrés élémentaires" répartis sur l'ensemble d'une coupe et facteur évident de la qualité d'un scanographe. Actuellement, les matrices utilisées sont au maximum de 256/256 correspondant à 65.536 points ou pixels et sur un champ de 22 cm (crâne), l'image de base est de l'ordre d'un  $\text{mm}^2$ . Selon l'épaisseur de coupe, cette image correspond à l'absorption des rayons X dans un volume de 3,6 ou 9  $\text{mm}^3$ . Le calcul, très complexe et comportant la recherche de plus de 50 000 inconnues, est réalisé par un ordinateur selon des algorithmes particuliers à chaque constructeur et non accessibles à l'utilisateur de l'appareil. Pour certains appareils, ce calcul est effectué si l'ordinateur possède l'ensemble des informations relatives à une coupe, pour d'autres, il débute dès les premières et les suivantes permettent d'affiner progressivement l'image (méthode itérative). Actuellement, le temps de calcul ralentit le fonctionnement du scanographe car, si le temps de coupe est abaissé à quelques secondes, le calcul exige encore 10 à 20 secondes. On s'oriente désormais, de plus en plus, vers les scanographes "temps réel". A la fin des calculs, les divers coefficients

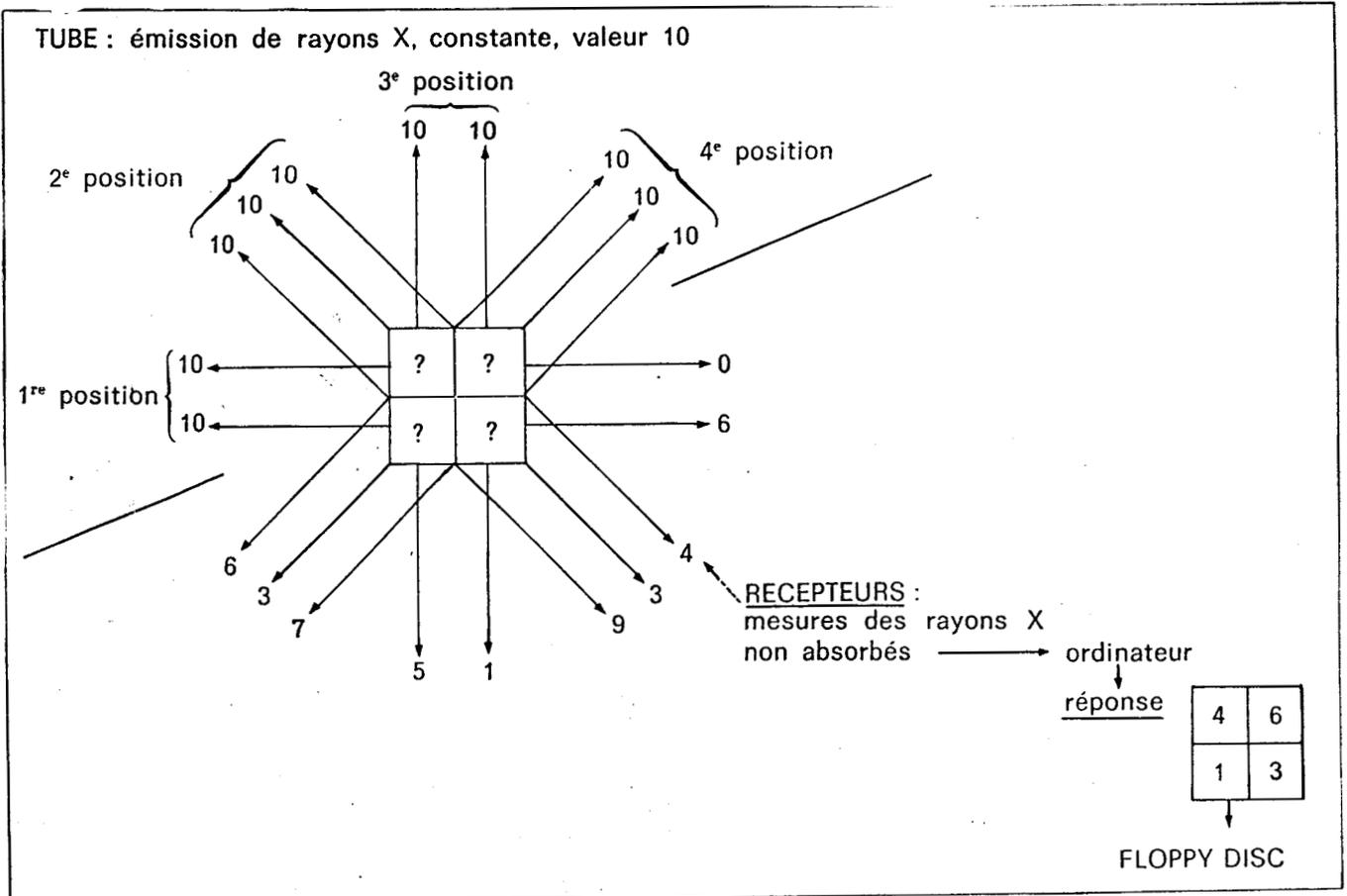


FIGURE 1.1. : PRINCIPE DE LA RECONSTRUCTION DES CHIFFRES DE DENSITE RADIOLOGIQUE.

- . Exemple matrice 2 : structure à 4 inconnues - 4 incidences de tube - 10 mesures
- . en réalité : matrice 256 - structure à 65 536 inconnues - 15 incidences de tube - 1 000 000 mesures.

d'absorption en chacun des points d'une coupe, chiffrés de 0 à 2000 unités HOUNSFIELD sont enregistrés sur bande magnétique et à la différence de la radiologie ou l'image est déterminée, il est toujours possible en scanographie de reprendre l'examen du disque et de rechercher une image de qualité différente.

## I.2. L'image scanographique

### I.2.1. Formation de l'image

#### a) Notion de fenêtre

Le Floppy disc, ou la bande magnétique, contient l'information sous la forme d'une série de chiffres. Il est donc nécessaire de transférer l'information en une image, apparaissant sur un écran, lui-même photographié par un système type Poloraïd, ou par un film photographique translucide. La difficulté est alors de transformer en une échelle de l'ordre de 16 gris, étendue du noir au blanc, une information répartie entre - 1000 et + 1000, mais dont seuls 50 ou 100 points présentent un intérêt. Les clichés scanographiques comportent donc une notion de fenêtre, déterminée en largeur et en hauteur (niveau moyen). La largeur de la fenêtre (figure 1.2.) détermine le nombre de points, sélectionnés entre - 1000 et + 1000 dont l'image apparaît sur l'écran sous forme de 16 gris que l'oeil peut percevoir. En d'autres termes, l'échelle totale, correspondant à 2000 points est utilisée en radiologie conventionnelle. Si la largeur de la fenêtre est réduite à 100 points, reportant les 1900 autres points dans le noir ou le blanc, chacune des nuances des 16 gris correspond à des absorptions présentant des différences de 6 unités HOUNSFIELD. Cette largeur est généralement utilisée en scanographie crano-encéphalique. Le niveau de la fenêtre a moins d'importance il détermine la densité correspondant au gris moyen, sur l'échelle - 1000 à + 1000. Généralement, ce niveau est établi aux environs de + 20 à + 60 : c'est en effet autour de ces valeurs, un peu supérieures au 0 (eau) que se situe la zone de densité des tissus mous présentant un intérêt diagnostique. Cette recherche du meilleur document possible sur la console de visualisation est évidemment importante : une fenêtre trop large masque de discrètes modifications de densité ; une fenêtre trop étroite risque de méconnaître une lésion placée en dehors d'elle.

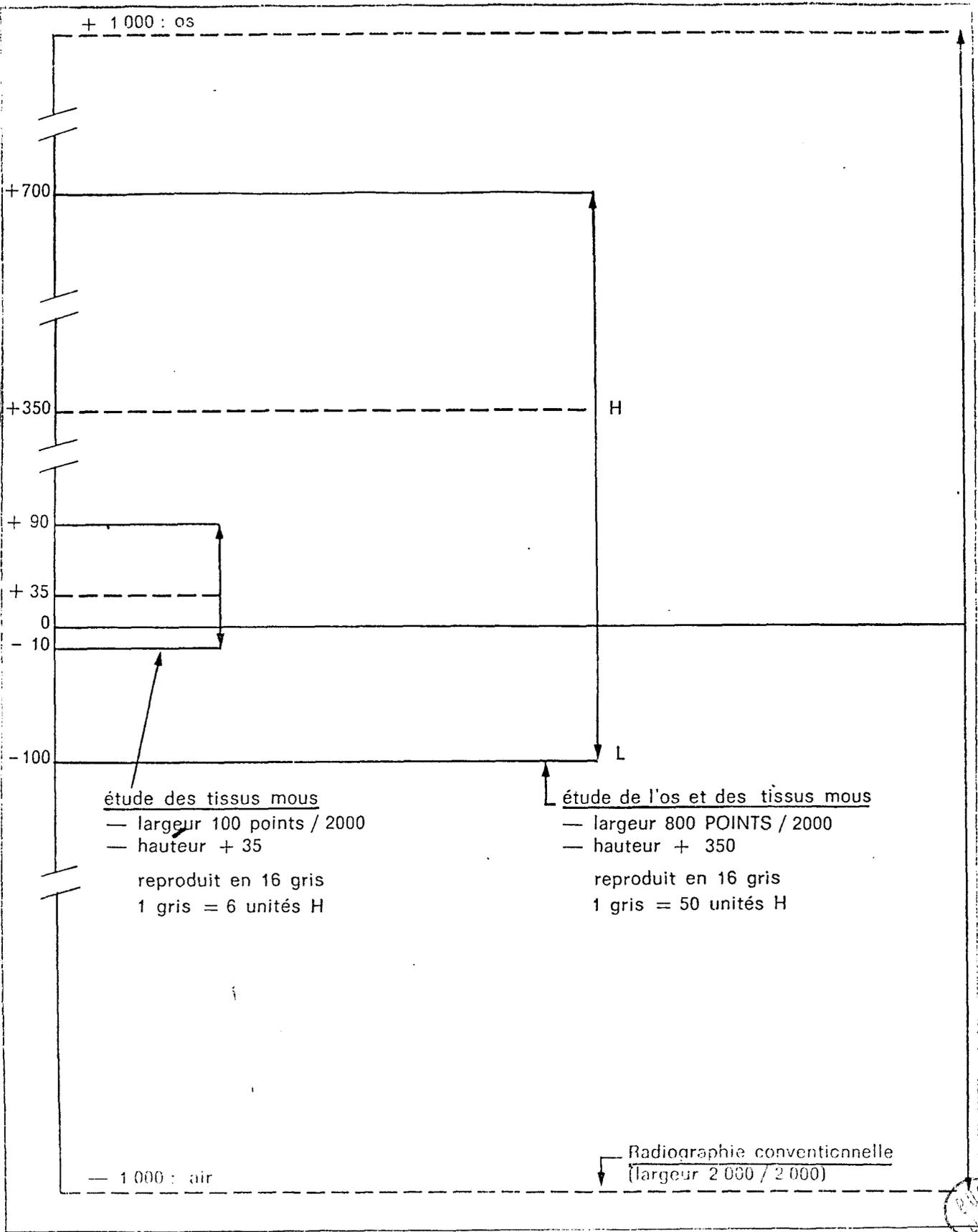


FIGURE 1.2. : NOTION DE HAUTEUR ET DE LARGEUR DE LA FENETRE SCANOGRAPHIQUE.

### b) Résolution spatiale et en densité

Les scanographes peuvent par ailleurs travailler selon deux modes : résolution spatiale et en densité. Une comparaison peut aider la résolution spatiale consiste, pour un télescope, à repérer correctement deux étoiles de brillance égale et proche l'une de l'autre. La résolution en densité a pour but de faire la part entre deux étoiles, relativement distantes, mais dont la brillance est discrètement différente. La résolution en densité est utilisée en scanographie encéphalique, où il importe surtout de faire la différence entre deux zones adjacentes de densité peu différente, voire presque isodense, sans qu'il soit indispensable que les limites du processus soient parfaitement déterminées.

#### I.2.2. Défauts de l'image

Les défauts peuvent être liés à des mouvements du patient : une rotation de l'ordre de 5° de la tête en cours de coupe rend impossible le calcul des densités. De même l'image peut-être de bonne qualité, mais d'interprétation difficile si le patient est placé en position défectueuse, en particulier en position oblique par rapport au plan visuel. De même la présence dans le plan de coupe d'opacités métalliques, tels que clips, agrafes, plombages dentaires, etc...sont cause d'artefacts pouvant rendre impossible la lecture de l'image scanographique.

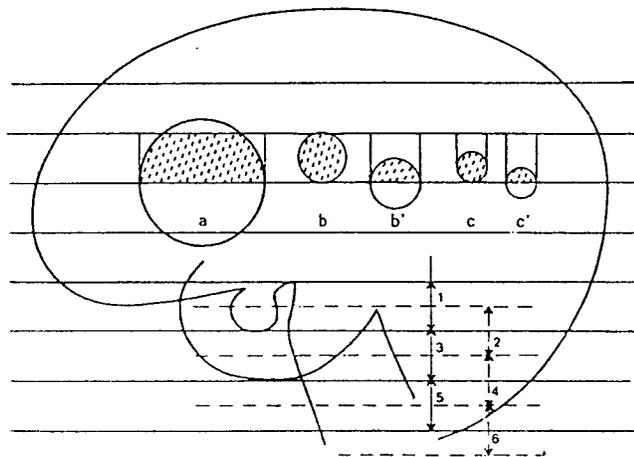
Un autre type de défauts de l'image, appelé volume partiel est, en fait, lié au principe même du calcul de densité : la coupe scanographique est épaisse et le chiffre d'absorption indiqué en un point d'une coupe est en fait une valeur moyenne des absorptions des différentes parties d'un parallélépipède. Le phénomène de volume partiel n'existe pas lorsque la structure étudiée est d'une taille supérieure à 2 ou 3 cm. Il peut être cause d'erreur lorsque les structures sont de petites tailles et en particulier inférieure à l'épaisseur de coupe : en effet, celle-ci ne peut intéresser qu'une partie du processus, ce qui ne modifie pas suffisamment la densité moyenne du point pour que cette différence apparaisse sur l'image (figure 1.3.). Il est donc utile en cas de suspicion d'un processus de petite taille ou de

structure complexe de réduire l'épaisseur de coupe à 6 mm voire 3 mm, mais ceci augmente le temps d'examen. Une autre technique est d'utiliser un chevauchement des coupes et de pratiquer, par exemple, des coupes de 6 mm, décalées seulement de 3 mm (overlapping).

### I.3. L'examen scanographique

#### I.3.1. Technique d'examen

Le patient est installé sur la table d'examen, en décubitus, informé de l'immobilité nécessaire pendant le temps d'examen. Les scanners sont actuellement mobiles sur leur axe, ce qui permet de placer le patient en position confortable, puis l'ensemble tube/détecteur dans le plan utile généralement vertical. En pathologie cranio-encéphalique les plans de coupe sont réalisés selon le plan de VIRCHOV (bord inférieur des orbites - conduits auditifs externes) ou dans un plan suivant les lignes orbito-méatales (bords externes des orbites - conduits auditifs externes). La hauteur du plan de coupe est référencée par rapport à ce plan.



a : image dense  
 b : image dense  
 b' : image peu dense  
 c : image peu dense  
 c' : image non visible

« OVERLAPPING »  
 recouvrement des  
 coupes

FIGURE 1.3. : PHENOMENE DE VOLUME PARTIEL.

### I.3.2. Exploitation du document scanographique

Le document scanographique est une reproduction, sous la forme d'une photographie type Polaroid ou d'un film photographique translucide, de l'image apparaissant sur l'écran du scanner et où se lit simultanément l'espace lésionnel et l'espace cérébral. Le clinicien tire donc de ce document différentes informations sur les dimensions du volume lésionnel et sur ses rapports avec les structures saines environnantes. Il peut donc décider de la possibilité d'une intervention chirurgicale et définir ce type d'intervention (exerese, irradiation interstitielle etc...). Cependant, il ne peut, à l'aide de cette seule information, réaliser cette intervention et guider les instruments chirurgicaux. Ainsi, par exemple, dans le cas d'un traitement du volume tumoral par irradiation interstitielle, la connaissance des limites de ce volume dans les différentes coupes scanographiques permettrait de définir la position relative des sources radioactives assurant une irradiation optimale<sup>\*</sup>, mais la position absolue, resterait indéfinie car, comme nous allons le voir maintenant, il n'existe, sur ces image scanographiques, aucun repère permettant de relier un point à un système de coordonnées de référence indispensable à une approche tridimensionnelle précise et à l'utilisation ultérieure de toute une série d'instruments.

### I.3.3. Les erreurs limitant l'exploitation du document scanographique

Les coupes scanographiques sont en général considérées comme parallèles à une ligne de base classique, par exemple orbito-méatale. Un point pourrait donc être défini par ses coordonnées x et y dans le plan de coupe et en coordonnée z par la hauteur de ce plan par rapport à celui de référence. Or le plan de coupe est toujours le plan tube/détecteurs et son parallélisme avec le plan de référence (assuré en amenant un pinceau lumineux en concordance avec les repères

\* Nous verrons dans le chapitre II comment définir la disposition géométrique des sources radioactives à partir de paramètres caractérisant le volume tumoral : longueur, épaisseur, etc...

anatomiques (orbites, C.A.E.) définissant cette ligne de base) n'est pas toujours parfaitement réalisé et de plus il peut y avoir mouvement du patient entre les différentes coupes.

La transposition du document scanographique dans un système de coordonnées de référence (espace stéréotaxique) court donc deux risques d'erreur ; Il existe une incertitude angulaire au moins égale à  $\pm 8^\circ$  et une incertitude linéaire de l'ordre de  $\pm 5$  mm /2/. Ces incertitudes deviennent rédibitoires lorsque l'on veut atteindre de petites lésions et peuvent dans ce cas atteindre plusieurs centimètres.

Dans le paragraphe suivant, nous montrons que ces difficultés peuvent être tournées si l'on recueille les documents tomодensitométriques en conditions stéréotaxiques.

## II - L'ENVIRONNEMENT STERÉOTAXIQUE :

### II.1. L'obtention du document scanographique en conditions stéréotaxiques

#### II.1.1. But et contraintes

Nous avons vu que notre but est d'obtenir, sur les documents scanographiques, certains repères permettant de définir les coordonnées d'un point par rapport à un système de coordonnées de référence régissant l'espace stéréotaxique. De plus, quelque soit le dispositif utilisé, il devra, soit assurer le parfait parallélisme entre le plan tube/récepteur ou plan de coupe du scanographe et le plan de référence, soit permettre de retrouver l'orientation du plan de coupe par rapport au plan de référence. Finalement, ce dispositif ne devra créer aucun artefact sur l'image scanographique, donc dégager le volume à étudier de tout élément métallique, et en plus être compatible avec les dispositions mécaniques générales du scanner utilisé.

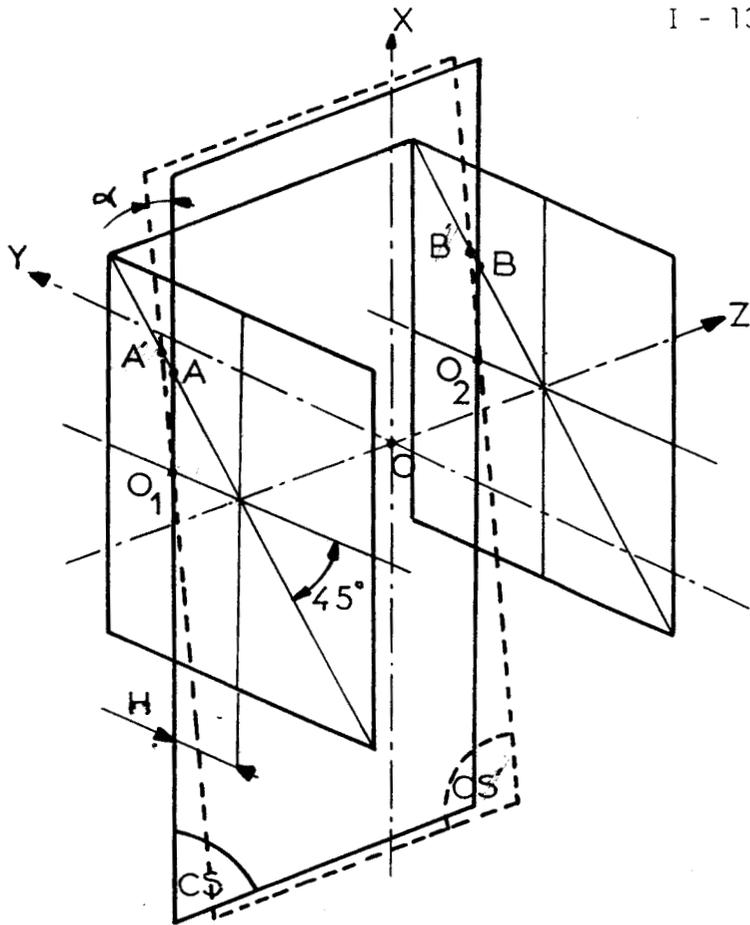
### II.1.2. Méthode : adaptation du cadre de stéréotaxie

En règle générale le dispositif utilisé va être une adaptation du cadre de stéréotaxie utilisé en salle d'opération, fixé chirurgicalement à la tête du patient, constitué d'éléments métalliques et qui sert de support aux différents instruments chirurgicaux utilisés.

L'adaptation du cadre de stéréotaxie devra être constitué d'un matériau ne créant pas d'artefacts sur les images scanographiques, de la fibre de carbone par exemple. Les caractéristiques géométriques de l'adaptation du cadre sont de préférence identiques à celle du cadre de stéréotaxie ; l'origine et la direction des axes de coordonnées sont en effet définis par rapport au cadre.

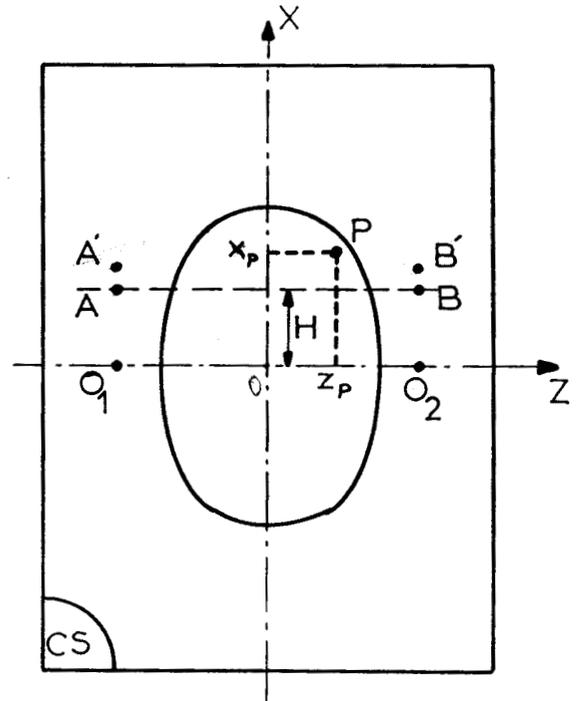
L'adaptation du cadre de stéréotaxie ne garde, dans les solutions proposées, que les armatures constituant le plan de référence ainsi que celles soutenant le dispositif de fixation à la tête du patient. Le dispositif de repérage des coordonnées vient s'adapter sur ces armatures.

Une première solution /3/ consiste en deux plaques de plastique, fixées sur les deux côtés du cadre, perpendiculaires au plan de coupe. A l'aide d'un matériel radio-opaque, on matérialise les plans  $X = 0$  et  $Y = 0$  ainsi qu'une droite  $Y = X$  (figure 1.4.). Le cadre est attaché au lit du scanner et au début de la procédure de prise des images scanographiques, celui-ci est positionné de manière à assurer le parallélisme des plans de coupe et du plan de référence ( $Y = 0$ ). Les coupes requises sont alors réalisées successivement à différentes valeurs le long de l'axe Y du système de coordonnées. La droite reliant les intersections des fils matérialisant l'axe Y sur chacun des disques avec le plan de coupe va donner sur l'image scanographique l'orientation de l'axe Z. Le milieu du segment rejoignant ces deux intersections donne la projection de l'origine dans ce plan et l'axe X est porté par la droite perpendiculaire à l'axe des Z dans le plan de coupe et passant par l'origine. Les intersections des



CS : Coupe Scanographique

CS' : Coupe Scanographique  
erreur angulaire  $\alpha$



Le point P a pour coordonnées  $X = X_P$ ,  
 $y = H$  et  $Z = Z_P$

Les informations issues des points A' et B'  
sont insuffisantes pour détecter et donc  
quantifier l'erreur angulaire  $\alpha$  sur le plan de  
coupe.

FIGURE 1.4.

files, matérialisant les droites  $Y = X$ , avec le plan de coupe permettent de connaître sa hauteur, par rapport au plan de référence, qui correspond en fait à la coordonnée en X de ces intersections.

Cette solution a l'avantage d'être très simple et de permettre une transcription directe des données tomodynamométriques dans l'espace stéréotaxique. Son inconvénient est que la précision

sur le transfert de données est directement liée à la précision avec laquelle on assure le parallélisme entre le plan de référence et le plan de coupe du scanner. Inconvénient accentué par le fait que les informations fournies par cette méthode sont insuffisantes pour quantifier l'erreur angulaire si elle existe.

Une deuxième solution /4/,/5/,/6/ permet de résoudre ce problème en fournissant un nombre suffisant d'informations sur l'orientation du plan de coupe par rapport au plan de référence. Le dispositif de repérage est alors constitué de trois systèmes composés chacun de deux barres verticales et d'une diagonale (figure 1.5.). Chacun d'eux produit sur l'image scanographique trois ellipses. Celle produite par la diagonale se situant toujours entre celles issues des barres verticales, leurs positions relatives permettent le calcul dans l'espace stéréotaxique des coordonnées du point d'intersection de la diagonale avec le plan de coupe (figure 1.6.). Ce calcul répété pour chacun des trois systèmes donne alors trois points d'intersection du dispositif de repérage avec le plan de coupe du scanner et fournit ainsi l'orientation de ce plan par rapport au plan de référence. Un point de coordonnées  $(X, Y)$  sur l'image scanographique est transformé en un point de coordonnées  $(x', y', z')$  dans l'espace stéréotaxique à l'aide du calcul matriciel suivant :

$$|x', y', z'| = |X, Y, 1| \begin{vmatrix} X_1 & Y_1 & 1 \\ X_2 & Y_2 & 1 \\ X_3 & Y_3 & 1 \end{vmatrix}^{-1} \begin{vmatrix} x'_1 & y'_1 & z'_1 \\ x'_2 & y'_2 & z'_2 \\ x'_3 & y'_3 & z'_3 \end{vmatrix}$$

$(x_i, y_i, 1)$  étant les coordonnées des intersections des diagonales dans le plan de coupe (le système de coordonnées associé à l'image scanographique considère cette coupe comme un plan parallèle au plan  $X, Y$  et de coordonnée  $Z$  non nulle. Pour des commodités de calcul,  $Z$  est fixé arbitrairement égal à 1).

$(x'_i, y'_i, z'_i)$  étant les coordonnées des points d'intersection des diagonales dans l'espace stéréotaxique.

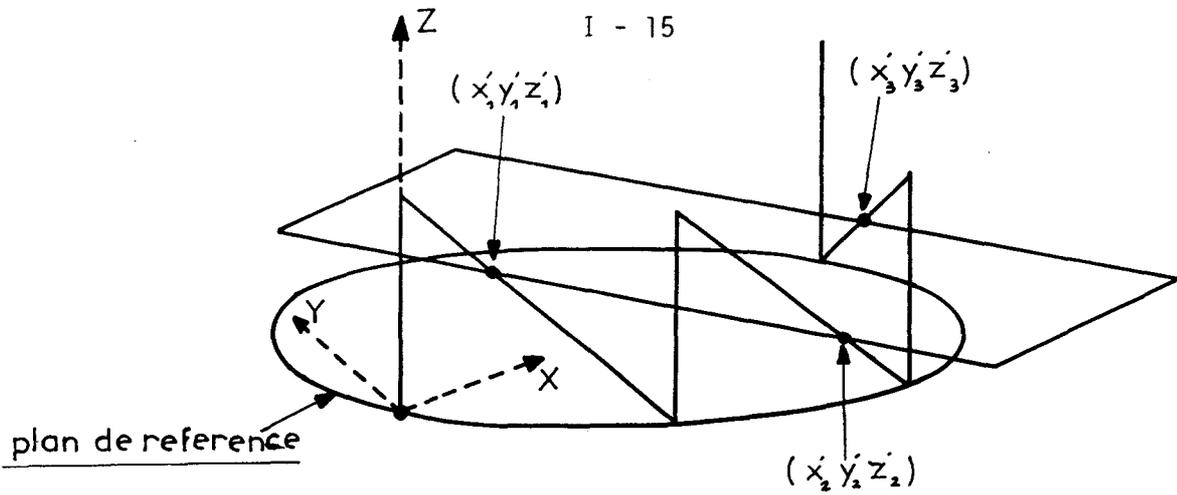


FIGURE 1.5. : Les trois systèmes composés de deux barres verticales et d'une diagonale fournissent des informations suffisantes pour connaître l'orientation du plan de coupe par rapport au plan de référence.

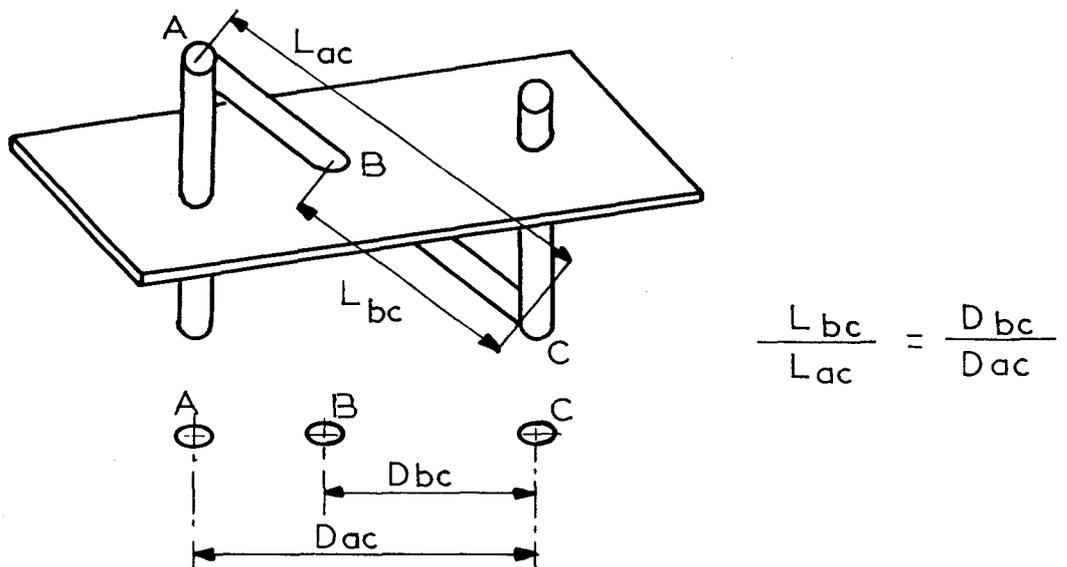


FIGURE 1.6. : Les trois barres A, B et C fournissent respectivement sur l'image scanographique trois ellipses A, B et C. Leurs positions relatives permettent de calculer les coordonnées dans l'espace stéréotaxique du point d'intersection de la diagonale avec le plan de coupe.

La connaissance de l'orientation du plan de coupe scanographique améliore ainsi la précision sur le transfert des données tomodynamométriques dans l'espace stéréotaxique. Cette précision est ici limitée par la difficulté d'estimation du centre des ellipses sur l'image scanographique, cependant une étude théorique (RUSSEL & BROWN) Investigative Radiology (July-August 79) a montré que cette erreur reste en moyenne égale à un pixel ( $\approx 1$  mm) et qu'elle entraînait une erreur encore plus faible sur le transfert d'un point de l'image scanographique dans l'espace stéréotaxique.

En résumé, l'obtention du document scanographique en conditions stéréotaxiques permet de transcrire les données tomodynamométriques dans l'espace stéréotaxique matérialisé sous la forme du cadre de stéréotaxie. On détermine ainsi la position de la cible et des instruments chirurgicaux dans un même système de coordonnées et il devient alors aisé de guider ces instruments en vue de réaliser l'intervention chirurgicale qui s'impose (ponction, implantation de sources radioactives, etc...).

C'est à ce niveau que l'on constate deux utilisations différentes des informations scanographiques recueillies en conditions stéréotaxiques. Pour les techniques les plus récentes, cette seule information suffit en effet pour le guidage des instruments chirurgicaux /8/,/9/,/10/,/11/, /12/,/13/,/14/,/15/. Le neurochirurgien décide du trajet et du point de pénétration de ces instruments en fonction, bien sûr, de la position de la cible mais aussi en fonction de son expérience et de sa connaissance de l'espace cérébral. Une autre technique, la plus ancienne, définie par TALAIRACH bien avant l'avènement des scanners, /7/ tend à intégrer cette information parmi d'autres et plus particulièrement avec l'angiographie qui est une radiographie montrant la modification éventuelle de la position des vaisseaux par le volume tumoral. Un reproche fait aux techniques nouvelles étant en effet de définir les trajets des instruments chirurgicaux sans disposer d'une visualisation des vaisseaux irriguant l'espace cérébral et de courir ainsi le risque d'hématomes post-opératoires. Pour ce type de problèmes, les utilisateurs des nouvelles techniques (U.S.A. surtout) considèrent cette radiographie comme une sécurité, mais nous allons voir qu'elle permet aussi de passer d'un système d'axes lié au patient à un système d'axes normalisé (Atlas). De cette manière, le neurochirurgien ayant décidé d'un trajet instrumental, peut, sur ces documents, visualiser les zones qui seront traversées par l'instrument chirurgical alors que pour les techniques nouvelles, cette même démarche est réalisée sans visualisation directe du trajet instrumental, sinon qu'en reportant sur l'image scanographique, l'intersection de ce trajet et du plan de coupe correspondant.

## II.2. Les documents téléradiographiques

Ces documents fournissent, en général, des informations vasculaires que l'on doit reporter dans l'espace stéréotaxique.

La téléradiographie utilise donc une distance tube-plaque permettant d'atténuer au maximum l'agrandissement de l'image radiographique. C'est une distance de 4m50 à 5m qui est généralement retenue. Par ailleurs, l'axe des rayons X est perpendiculaire au plan du film et passe par les plans médians du système de contention (Cadre de Talairach). On utilise en général 2 tubes fixes pour la face et le profil, cependant le tube de profil est monté sur une colonne pour réaliser des incidences stéréoscopiques /16/.

On pourrait penser, en effet, que les documents téléradiographiques, recueillis selon les incidences frontales et latérales rigoureusement perpendiculaires entre elles et parallèles au plan du cadre, suffisent au repérage du trajet d'un vaisseau intra-cérébral. Cependant, du fait de la complexité de ces trajets et du fait de nombreuses superpositions des vaisseaux sur l'image radiologique (qui n'est qu'une projection dans un plan d'un espace tridimensionnel), ce type de repérage impose une étude minutieuse des deux clichés de face et de profil et on est amené à recréer mentalement ce qui pourrait être le trajet d'un vaisseau.

Deux radiographies réalisées selon des incidences stéréoscopiques vont fournir un réseau de courbes spatiales que la vision stéréoscopique rend tridimensionnelles.

La stéréoscopie consiste en effet à réaliser deux clichés situés dans un même plan, à partir de deux positions du tube de rayons X se déduisant l'une de l'autre par translation parallèlement à ce plan. Les images sur les films de tous les points de l'espace subissent une translation de même direction et dont l'amplitude est fonction de la distance du point au plan des clichés. Un appareil,

appelé stéréocomparateur, restitue une image virtuelle stéréoscopique, à partir de ce couples de clichés, mais il permet, également, grâce à des systèmes mécaniques et optiques, de déplacer un index et de le faire coïncider avec un point choisi pour le calcul de ses coordonnées spatiales. On peut ainsi, en pointant un grand nombre de points sur un même vaisseau, déterminer son trajet dans l'espace cérébral /17/. L'application directe et intéressante est de déterminer les intersections de ces vaisseaux au niveau des coupes tomодensitométriques encore faut-il transcrire correctement les données tomодensitométriques sur ces images radiologiques, c'est ce que nous décrivons maintenant.

### II.3. Transcription des documents scanographiques sur les documents radiologiques

Nous venons de voir, en effet, que les documents téléradiographiques sont recueillis selon les incidences frontales et latérales rigoureusement perpendiculaires entre elles et parallèles au plan du cadre. Le cliché de profil étant en plus pris sous deux incidences différentes pour être en possession d'un couple de radiographies stéréoscopiques. Il est donc intéressant de recueillir les coupes scanographiques sous la forme de plans horizontaux afin de disposer de trois séries de documents représentant l'espace cérébral selon les trois plans orthogonaux classiques de représentation spatiale. En effet, les radiographies sont le résultat d'une projection de l'espace cérébral sur un plan et il serait dérisoire, dans le but, par exemple de déterminer sur les stéréoradiographies les points permettant le calcul des coordonnées des intersections de vaisseaux avec une coupe scanographique, de réaliser celle-ci selon un plan qui ne soit pas parallèle au plan de référence. D'autre part, utiliser un cadre en fibre de carbone par exemple pour le repérage scanographique et dans un temps ultérieur, en salle d'opération, positionner la tête du patient en affichant sur un cadre exactement identique les côtés relevés sur le premier avant de le fixer chirurgicalement, amène des distorsions possibles de mise en place de la tête évaluées à  $\pm 1,5$  mm et à  $\pm 2^\circ$  angulaires. Une solution est de fixer sur la tête du patient, dans un premier temps, les armatures constituant le plan de référence, puis d'y assembler les dispositifs

de repérage dans une position définie par des mécanismes précis lors des procédures scanographiques et radiologiques et finalement, au début de l'intervention chirurgicale, remplacer ce dispositif par celui permettant le guidage des instruments chirurgicaux /4/.

Le transfert des données tomodensitométriques sur les documents radiologiques étant réalisé le neurochirurgien est alors en possession de ce qui est appelé le morphogramme individuel qu'il peut alors confronter aux résultats statistiques fournis par les atlas d'anatomie stéréotaxique /16/.

### III - PRINCIPE DE MISE EN OEUVRE :

#### III.1. Le repérage anatomique

La démarche stéréotaxique, que nous venons de décrire, permet l'utilisation d'atlas d'anatomie stéréotaxique et la confrontation des données du morphogramme individuel aux résultats statistiques fournies pour de tels atlas. L'utilisation du quadrillage proportionnel de TALAIRACH est à cet effet particulièrement intéressant /16/,/18/,/19/. En effet, la très grande variabilité de forme, de grandeur des cerveaux à nécessité la mise au point d'un système de repérage non millimétrique, de type proportionnel pour les structures sus tentorielles. Ce système utilise comme ligne de base anatomique la droite unissant la commissure antérieure (CA) et la commissure postérieure (CP) ainsi que leurs perpendiculaires respectives (VCA et VCP).

Les limites de la surface à quadriller ont été définies en tenant compte des dimensions maximales du cerveau selon des plans stéréotaxiques (parallèle ou perpendiculaire au plan médian et à la ligne CA-CP). on prend comme longueur horizontale la distance fronto-occipitale établie entre les points extrêmes frontal et occipital et comme longueur verticale la distance vertex-plancher de la fosse temporale. La dimension transversale est définie par la distance

entre les points les plus latéraux. A partir de ces points, on tire les lignes parallèles et perpendiculaires respectivement à la ligne de base CA-CP (clichés de profil), on détermine la ligne médiane (clichés de face). La surface rectangulaire ainsi délimitée est constituée de cinq secteurs de dimensions variables d'un individu à l'autre, mais que l'on divise toujours de la même façon : au-dessus de CA-CP, en huit divisions égales, en dessous en quatre divisions égales, en avant de VCA et en arrière de VCP en quatre divisions égales. Enfin la distance CA-CP variable sur les clichés de profil d'un sujet à l'autre est toujours réduite à zéro de face. Ces diverses subdivisions forment un quadrillage individuel.

### III.2. La normalisation : l'utilisation des atlas

Un tel système, basé sur des proportions et non sur des mesures fixes, conduit aisément à la conception d'un quadrillage normalisé ou chaque proportion individuelle peut être réduite à une proportion standard.

Pour transformer le morphogramme individuel en un morphogramme normalisé, on est donc amené à réaliser d'abord une opération de quadrillage puis une opération d'anamorphose.

J. PECKER, J.M. SCARABIN, J.M. BRUCHER et B. VALLEE (1979) /16/ ont réalisé ces deux opérations de la manière suivante :

- la première opération consistant à obtenir un morphogramme individuel quadrillé, est réalisée en obtenant une image vidéo du morphogramme individuel à l'aide d'une caméra de T.V. et en y superposant le quadrillage désiré à l'aide d'un système électronique générant des lignes très fines sur un moniteur T.V.

L'opération d'anamorphose est réalisée par le procédé N.A.C.R.E.. Il s'agit d'un système électronique de transformation géométrique de l'image radiologique ou anatomique sous une forme normalisée, c'est-à-dire sous la forme d'un modèle unique quelles que soient les dimensions réelles des cerveaux et la position des points

CA. CP. Le signal vidéo est appliqué sur un moniteur T.V. sur l'écran duquel est adapté un quadrillage normalisé de référence pour la face ou le profil. L'opérateur dispose d'une boîte noire lui permettant de modifier automatiquement la forme des signaux de balayage ligne et trame du moniteur T.V. de telle façon que l'image individuelle quadrillée se superpose parfaitement au réticule normalisé. Ainsi l'utilisation du quadrillage proportionnel permet-elle de se référer à tout instant aux données de l'anatomie stéréotaxique /24/ et joue un rôle fondamental sur le plan topographique. Dans le domaine de la neurochirurgie fonctionnelle, d'autres recherches ont été effectuées dans cette même voie, mais avec des points de repères anatomiques différents et utilisent donc des atlas différents /21/,/22/,/23/.

### III.3. L'implantation des sources radioactives

Le neurochirurgien, disposant dans un espace unifié de toutes les informations concernant un même malade, définit alors la direction selon laquelle il abordera le volume tumoral en évitant de perturber les structures saines avoisinantes et en fonction d'éventuels obstacles vasculaires.

Le volume lésionnel, vu selon cette orientation, est alors caractérisé par différents paramètres géométriques : longueur, épaisseur, largeur, plan médian, qui suffisent à la définition de la disposition géométrique des sources radioactives.

Nous verrons dans le Chapitre II, que les lignes radioactives sont parallèles, rectilignes et disposées de manière à ce que leurs centres soient dans un même plan perpendiculaire à la direction des lignes. Ce plan est en fait le plan médiateur de l'application, ainsi que le plan médian du volume lésionnel. Connaissant son orientation dans l'espace stéréotaxique ainsi que la position des centres des lignes radioactives dans ce plan, un calcul très simple positionne les instruments chirurgicaux en vue de réaliser cette application.

## **CHAPITRE II**

METHODOLOGIE D'IMPLANTATION A PRIORI DES GRAINS  
RADIOACTIFS : DOSIMETRIE PREVISIONNELLE.

C'est le grand mérite de Paterson et Parker (1934) d'avoir défini le premier système dosimétrique en curiethérapie interstitielle permettant de calculer, pour un volume tumoral implanté selon une méthodologie rigide, la "dose" chiffrée en rontgens. Ce système dit de Manchester (Meredith, 1967) /25/ s'est répandu dans le monde entier et a permis de généraliser l'emploi du radium en curiethérapie. Par ailleurs aux Etats-Unis, Quimby (1947) /26/ a aussi établi des règles d'implantation, contribuant ainsi à codifier un emploi optimal du radium.

A partir des années 50, l'apparition des radioéléments artificiels d'une part, le développement d'une législation rigoureuse sur la protection contre les radiations ionisantes d'autre part, ont limité l'emploi du radium. Il est vrai que les indications, du fait de la rigidité du matériel et des mauvaises conditions de protection, ne s'adressaient qu'à de petites tumeurs aisément accessibles.

Après quelques années de tâtonnements au cours des années 50, les fils d'Iridium 192 vont permettre d'étendre largement les indications de curiethérapie à des tumeurs de grand volume et d'accès difficile grâce à la souplesse du matériel et aux bonnes conditions de protection.

De ce fait, de nouvelles méthodologies d'implantation ont été étudiées et développées dès 1960 par Bernard Pierquin et son équipe (Pierquin 1964 et 1978) /27/. Elles sont essentiellement basées sur une répartition régulière des lignes radioactives conduisant à des dispositifs radioactifs à la fois simples à réaliser et très faciles à reproduire et ont, peu à peu, abouti à la création d'un système dosimétrique bien codifié, le système de Paris (Pierquin et Dutreix 1966, Pierquin et Coll. 1969, Marinello et Coll. 1978, Dutreix et Coll. 1979) /28/.

Contrairement à l'irradiation transcutanée qui, par une orientation convenable des faisceaux, permet d'obtenir une dose homogène dans la quasi totalité du volume-cible, la curiethérapie interstitielle conduit toujours à une répartition de dose très hétérogène : quel que soit le système d'implantation, la dose est en effet très élevée au contact des sources radioactives et passe par des minimums entre celles-ci. Néanmoins une disposition judicieuse du matériel radioactif permet d'obtenir une dose relativement égale au niveau des différents minimums qui peuvent alors servir de référence pour évaluer la dose délivrée à la tumeur. Avant d'entreprendre une implantation radioactive, il est donc nécessaire de prévoir la répartition des sources donnant la meilleure distribution de dose dans le volume à traiter. Cette prévision dosimétrique est d'autant plus indispensable qu'il est toujours difficile de modifier un dispositif d'irradiation une fois l'application réalisée.

Le système de Paris est un système de dosimétrie prévisionnelle destiné à faciliter le travail des curiethérapeutes en leur permettant d'établir rapidement un plan de traitement sans avoir à effectuer de longs calculs fastidieux.

C'est ce système que nous avons utilisé comme méthodologie d'implantation a priori des sources radioactives d'iode 125 et que nous présentons dans ce chapitre d'après "Dosimétrie en Curie-thérapie" de DUTREIX, MARINELLO et WAMBERSIE. /29/

## I - PRINCIPES DU SYSTEME DE PARIS

Le système de Paris repose sur les principes suivants :

1) Les lignes radioactives doivent être parallèles, rectilignes et disposées de manière à ce que leurs centres soient dans un même plan perpendiculaire à la direction des lignes (figure 2.1.). Ce plan appelé plan central est en fait le plan médian de l'application.

2) Le débit de Kerma linéique normal (ou l'activité linéique) doit être uniforme le long de chaque ligne et identique pour toutes les lignes.

3) Enfin les lignes radioactives doivent être équidistantes. Dans le cas où le volume à traiter est épais, on est amené à les implanter en plusieurs plans dont l'espacement doit être tel que le principe d'équidistance doit être respecté. Ceci implique, pour ces applications dites "en volume", que les intersections des lignes avec le plan central soient disposées suivant les sommets de triangles équilatéraux (figure 2.2.a.) ou suivant les sommets de carrés (figure 2.2.b.). Dans le premier cas, l'écartement entre les différents plans de lignes est égal à 0,87 fois l'écartement  $d$  entre les lignes et égal à ce dernier dans le second cas.

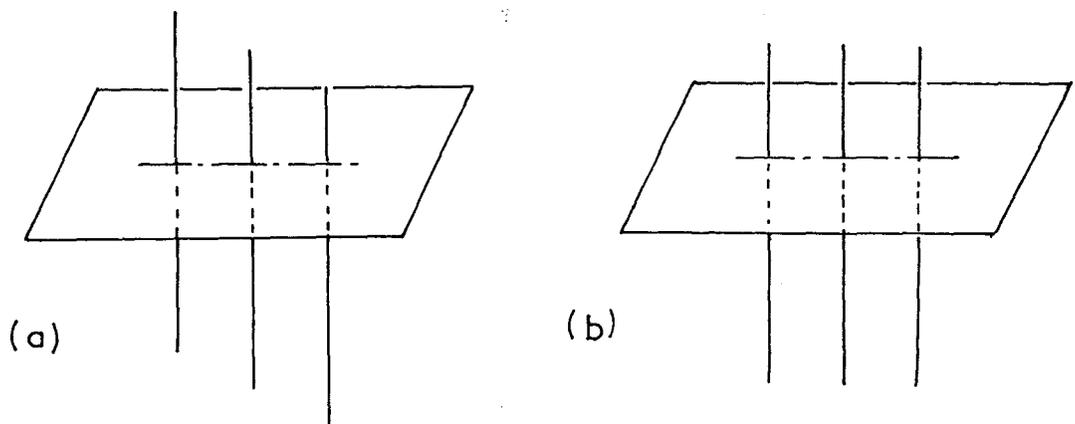


FIGURE 2.1. : Bien que composée de lignes radioactives rectilignes et parallèles, l'application (a) ne répond pas au Système de Paris. Par contre le dispositif (b) dans lequel les centres des lignes sont dans un même plan perpendiculaire à leur direction (plan central) y répond.

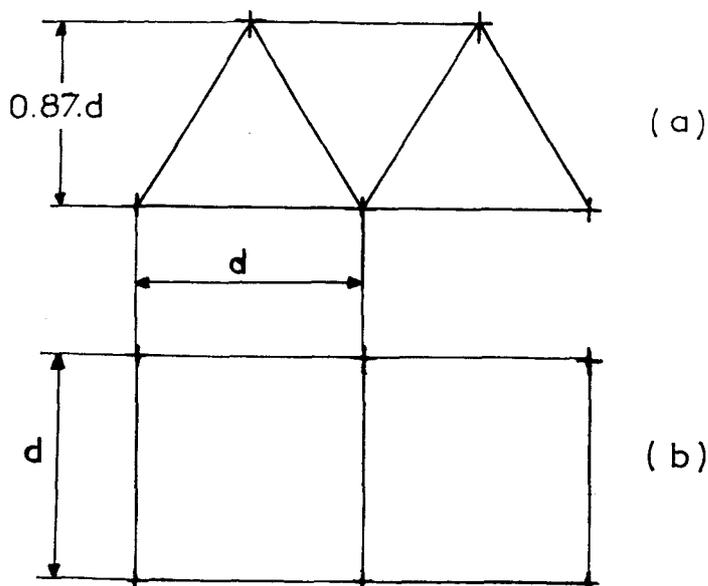


FIGURE 2.2. : Pour les dispositifs en plusieurs plans de lignes, le principe d'équidistance implique que les intersections des lignes avec le plan central soient disposées suivant les sommets de triangles équilatéraux (a) ou suivant les sommets de carrés (b). L'espacement entre les différents plans de lignes est de 0,87 fois l'écartement  $d$  entre les lignes dans le cas de dispositifs dits "en triangles" et égal à ce dernier dans le cas de dispositifs dits "en carrés".

Le système de Paris est particulièrement bien adapté à l'utilisation de fils d'Iridium 192.

Cependant, si les sources d'iode 125 se présentent sous la forme d'un cylindre de titane, de longueur 4,5 mm et de diamètre 0,8 mm, contenant deux sphères de résine imprégnée d'iode 125 et séparées par une sphère en or permettant la localisation radiographique /34/ et sont donc considérées comme des sources ponctuelles, on montre en annexe 1 qu'il existe une équivalence dans la répartition des doses autour de plusieurs de ces sources ponctuelles alignées et autour d'une source rectiligne équivalente du même radionucléide /30/.

De plus, bien que l'atténuation par les tissus soit très différente pour l'Iridium 192 et l'Iode 125, nous retrouverons pour ce radionucléide le même type de variations sur les principaux paramètres caractérisant une application qui respecte les principes du Système de Paris.

## II - DEBIT DE DOSE DE BASE ET ISODOSE DE REFERENCE

### II.1. Forme des surfaces isodoses

Les surfaces isodoses autour d'une ligne radioactive d'activité linéique uniforme présentent toutes une symétrie circulaire, l'axe de symétrie étant la ligne radioactive. Si l'on néglige l'effet de filtration aux extrémités du fil, les surfaces isodoses correspondant aux débits de dose les plus élevés ont la forme de cigares allongés axés sur la ligne radioactive, celles correspondant à des débits moins élevés sont plus renflées vers le centre et tendent petit à petit vers des sphères.

Pour les dispositifs composés de deux, trois ou plusieurs lignes, la forme des surfaces isodoses va dépendre essentiellement de la disposition de ces lignes. Si ce dispositif répond aux principes du Système de Paris, on observe toujours :

- des surfaces isodoses entourant chaque ligne, correspondant aux débits de dose les plus élevés et dont la forme est proche de celle que l'on obtiendrait si la ligne était seule dans le dispositif.

- des surfaces isodoses de valeur moins élevée entourant l'ensemble des lignes le plus souvent convexes près des lignes et concaves entre elles et se rapprochant de sphères pour les valeurs de débit de dose de plus en plus faibles.

### II.2. Débit de dose de base

La répartition de la dose autour de lignes radioactives implantées selon le Système de Paris ne varie que lentement dans la région proche du plan central. En effet, si l'on considère les sections des différentes surfaces isodoses par des plans parallèles au plan central (figure 2.3.) on remarque que leur forme et leurs dimensions ne se modifient que lentement quand on s'éloigne de celui-ci. C'est la raison pour laquelle, dans le Système de Paris, la distribution de la dose est toujours définie par convention dans le plan central de l'application.

La distribution de la dose est caractérisée par le débit de dose de base représentatif de la moyenne arithmétique des débits de dose minimaux à l'intérieur du dispositif. Il dépend à la fois de la géométrie de l'implantation, de l'activité linéique des lignes radioactives et de la nature du radioélément utilisé.

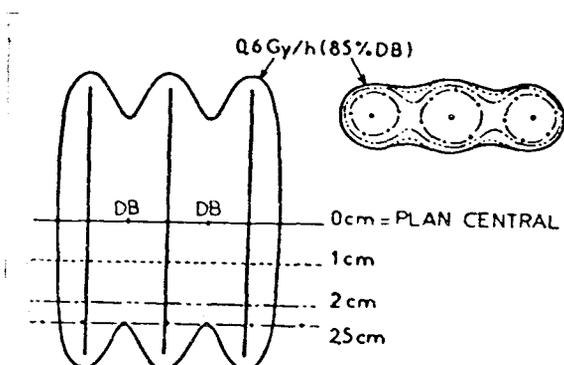


FIGURE 2.3.

Sections de l'isodose de référence dans des plans parallèles au plan central.

### II.3. Isodose de référence

Alors que dans la plupart des systèmes (en particulier dans le Système de Manchester) la dose délivrée est spécifiée à une distance donnée à l'extérieur du volume implanté ; dans le Système de Paris, la dose est spécifiée le long d'une surface isodose définie par rapport au débit de dose de base, c'est-à-dire définie par rapport à la dose à l'intérieur du volume implanté. Cette surface isodose appelée isodose de référence doit entourer au plus près le volume cible et a pour valeur 85 % du débit de dose de base. Le choix de cette valeur est justifiée par les deux considérations suivantes :

- d'une part, l'isodose de référence doit correspondre à un pourcentage assez élevé du débit de dose de base pour assurer l'homogénéité relative de la dose à l'intérieur du volume implanté.

- d'autre part, l'isodose de référence doit correspondre à un pourcentage assez faible du débit de dose de base pour que sa forme ne soit pas trop sinueuse ; c'est-à-dire pour que la dose le long de la surface limitant le volume cible soit suffisamment constante.

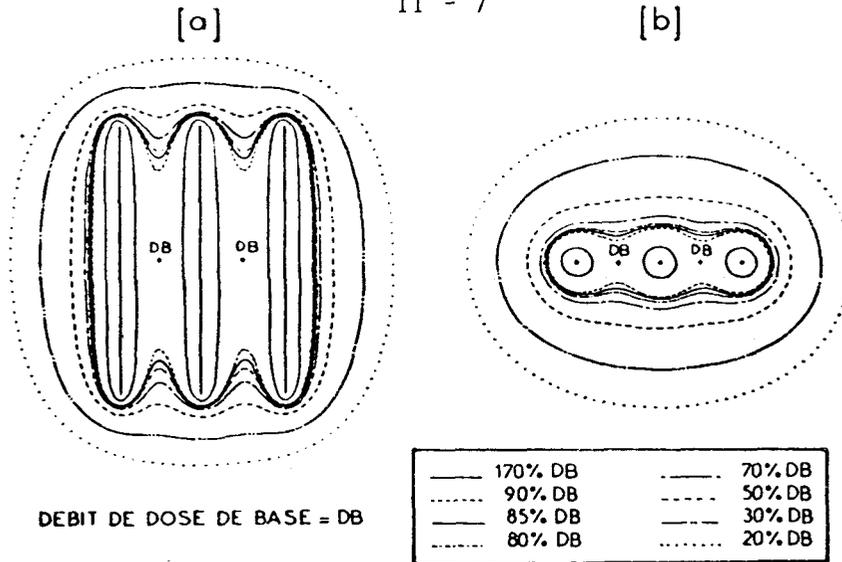


FIGURE 2.4. : Représentation de la distribution de la dose dans le plan contenant les fils radioactifs (a) et dans le plan central (b).

#### II.4. Choix des points où le débit de dose de base est calculé

L'examen de la répartition de la dose dans le plan central de différents dispositifs radioactifs et dont un exemple est présenté figure 2.4.b. montre que l'on peut définir géométriquement un certain nombre de points entouré d'une zone dans laquelle la dose varie très lentement et correspondant aux débits de dose les plus faibles à l'intérieur du dispositif.

C'est la moyenne arithmétique des débits de dose en ces points, appelés débits de dose de base élémentaires, qui constitue le débit de dose de base relatif au dispositif.

##### a) Cas de deux lignes radioactives

Le débit de dose de base DB se calcul au milieu du segment joignant les intersections des deux lignes avec le plan central (figure 2.5.a.).

b) Cas de plusieurs lignes coplanaires

Le débit de dose de base est alors égal à la moyenne arithmétique des débits de dose de base élémentaires  $DB_1, DB_2, \dots, DB_m$  calculés à mi-distance des intersections des couples de lignes voisines avec le plan central (figure 2.5.b.)

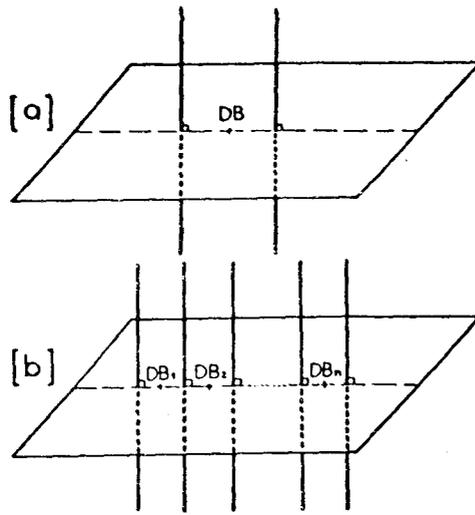


FIGURE 2.5.

Choix des points où le débit de dose de base est calculé. Cas de deux lignes (a) et de plusieurs lignes coplanaires (b).

c) Cas de trois lignes radioactives disposées "en triangle" et généralisation

Dans le cas de trois fils disposés de telle façon que leurs intersections avec le plan central dessinent un triangle équilatéral, on démontre mathématiquement qu'il existe, dans ce plan, une région au centre du triangle où la dose varie peu et que dans cette région la dose est minimale au point équidistant des trois fils ; c'est-à-dire au point de concours des médiatrices de ce triangle (figure 2.6.). Dans le cas où les intersections des fils forment un triangle quelconque, cette démonstration ne reste valable que si le triangle ne comporte pas d'angle obtus. En effet, dans la cas contraire, le point de concours des médiatrices se trouve à l'extérieur du triangle (figure 2.7.) et le débit de dose décroît constamment à l'intérieur du triangle si l'on se déplace en direction du côté opposé à l'angle obtus ; il n'existe donc plus de minimum de dose à l'intérieur du triangle et le dispositif est inacceptable.

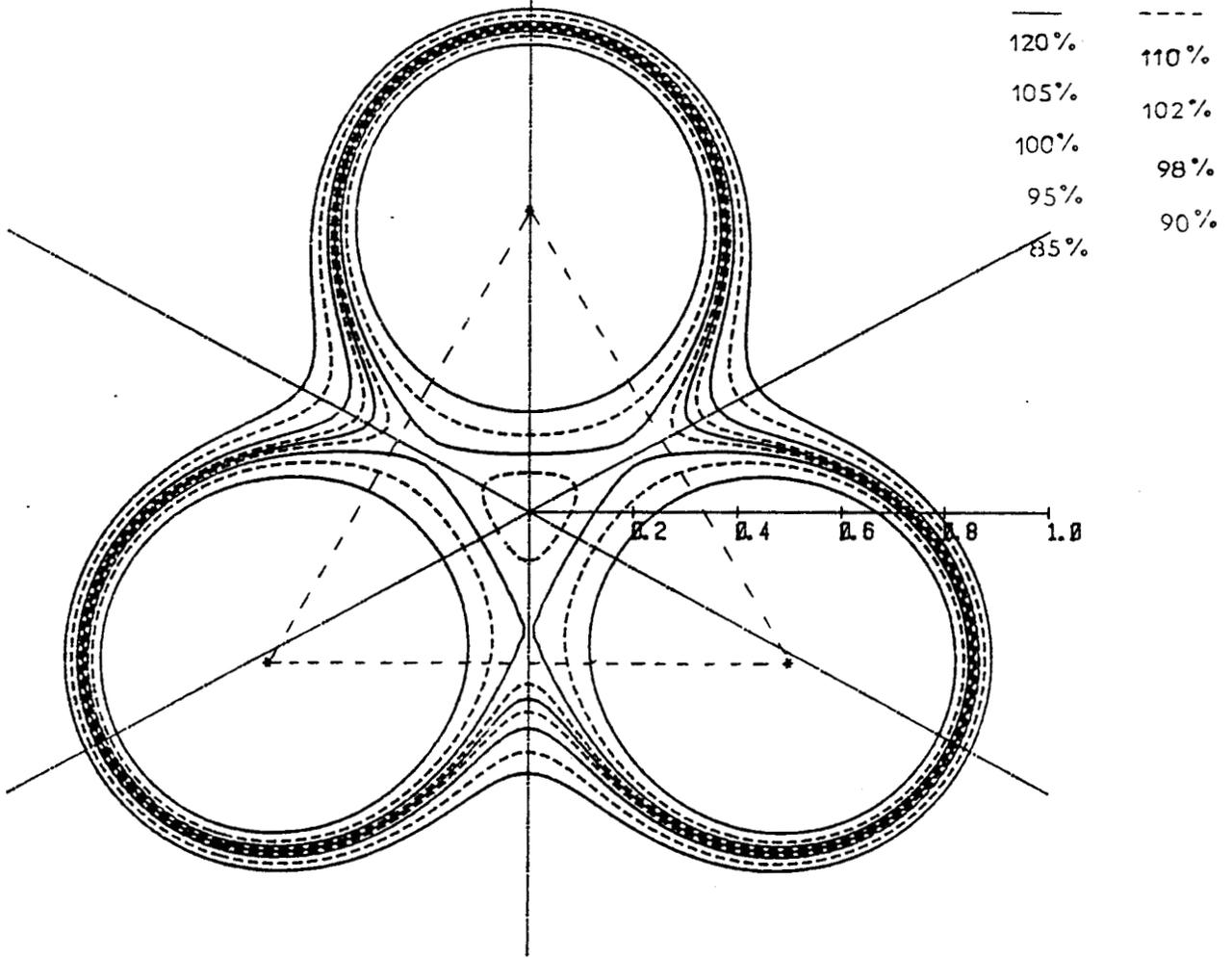


FIGURE 2.6. : Distribution des doses autour de 3 fils parallèles disposés "en triangle".

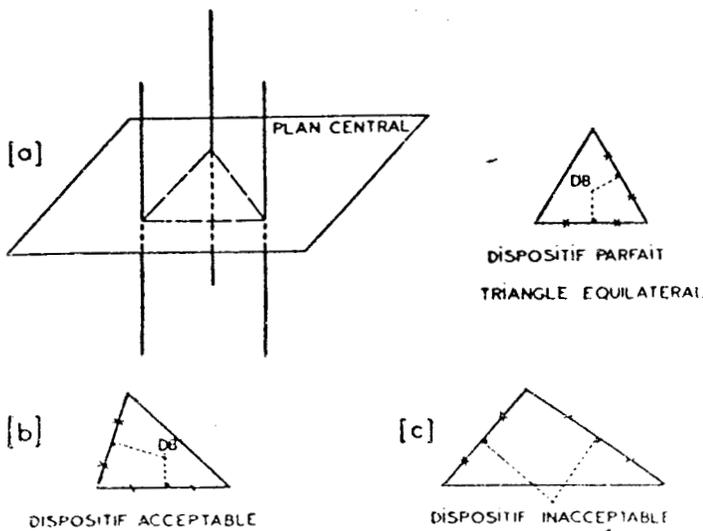


FIGURE 2.7. : Détermination géométrique du point de calcul du débit de dose de base dans le cas de trois lignes disposées "en triangle".



Un cas limite est constitué par un triangle rectangle dans lequel le point de concours des médiatrices se situe au milieu de l'hypothénuse du triangle. On montre, en annexe 2, que cette remarque permet, dans le cas de quatre lignes radioactives disposées "en carré", de définir le point de calcul de la dose de base comme étant le centre du carré, et que pour les dispositifs composés de plus de quatre lignes, le calcul de la dose de base se réalise après décomposition en triangles de la figure formée par les intersections des lignes avec le plan central.

### III - REGLES D'IMPLANTATION

#### III.1. Différents volumes

Une implantation de fils radioactifs conforme au Système de Paris peut être considérée comme correctement réalisée lorsque la surface isodose de référence, de valeur égale à 85 % du débit de dose de base, entoure au plus près le volume cible, c'est-à-dire le volume auquel on se propose de délivrer la dose prescrite. Compte-tenu de la forme sinueuse de l'isodose de référence, le volume cible est toujours plus petit que le volume limité par cette dernière, appelé par convention volume traité. Tous les points appartenant au volume traité reçoivent une dose au moins égale à celle spécifiée par l'isodose de référence (figure 2.8.)

Le volume de tissu entourant chaque ligne radioactive est dont tous les points reçoivent une dose supérieure ou égale à deux fois la dose de référence (donc 170 % de la dose de base) est appelé manchon de surdosage ou d'hyperdosage. Enfin, le volume irradié est le volume de tissu limité par une surface isodose dont la valeur est généralement comprise entre 30 et 70 % de la dose de référence.

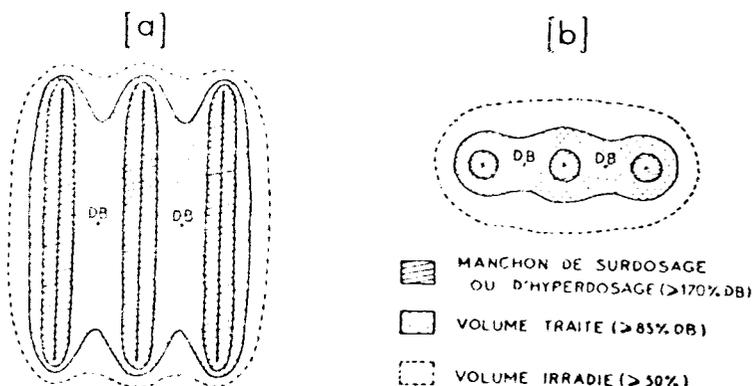


FIGURE 2.8. : Les différents volumes.

### III.2. Dimensions du volume traité

Les dimensions du volume traité sont toujours définies en se référant aux dimensions minimales de l'isodose de référence mesurées à l'intérieur du volume implanté.

#### a) Longueur traitée

Lorsque le dispositif radioactif ne comporte que deux lignes, la longueur du volume traité est la longueur minimale de l'isodose de référence mesurée dans le plan des lignes sur un axe parallèle et équidistant aux lignes (figure 2.9.).

Pour les implantations en un plan comportant plus de deux lignes, la longueur traitée est devenue par convention égale à la moyenne arithmétique des longueurs élémentaires  $l_1, l_2, \dots, l_n$  mesurées sur des axes parallèles aux lignes et passant par les points de calcul des débits de dose de base élémentaires, c'est-à-dire équidistants de deux lignes voisines (figure 2.10.).

Une telle définition peut être étendue facilement aux implantations en plusieurs plans à condition de bien évaluer les longueurs élémentaires dans le ou les plans correspondants aux dimensions minimales de l'isodose de référence.

Si l'application n'est composée que de trois fils disposés "en triangle", on montre que l'axe correspondant aux dimensions minimales de l'isodose de référence est un axe parallèle aux lignes et passant par le point de calcul du débit de dose de base DB (figure 2.11.)

Si l'implantation comporte plus de trois lignes, on montre de même que les différentes longueurs élémentaires  $l_1, l_2, \dots, l_n$  doivent être évaluées sur des axes parallèles aux lignes et passant respectivement par les différents points de calcul de débits de dose élémentaires  $DB_1, DB_2, \dots, DB_n$  (figure 2.12.).

Dans le cas d'une disposition "en carrés", la définition précédente conduit en fait à des axes passant par le centre du ou des carrés formés par les lignes (figure 2.13. et 2.14.).

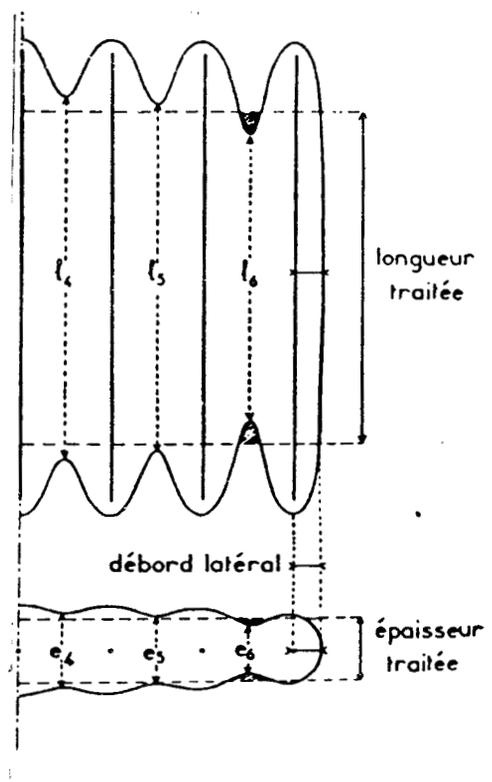
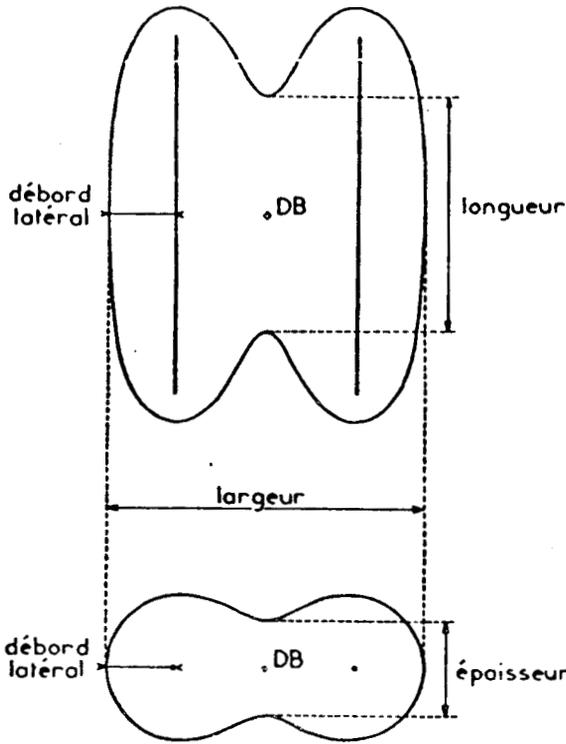


FIGURE 2.9. : Représentation des dimensions du volume traité dans le cas d'une implantation ne comportant que deux fils radioactifs.

FIGURE 2.10 : Définition des dimensions du volume traité pour les implantations composées de plusieurs lignes coplanaires.

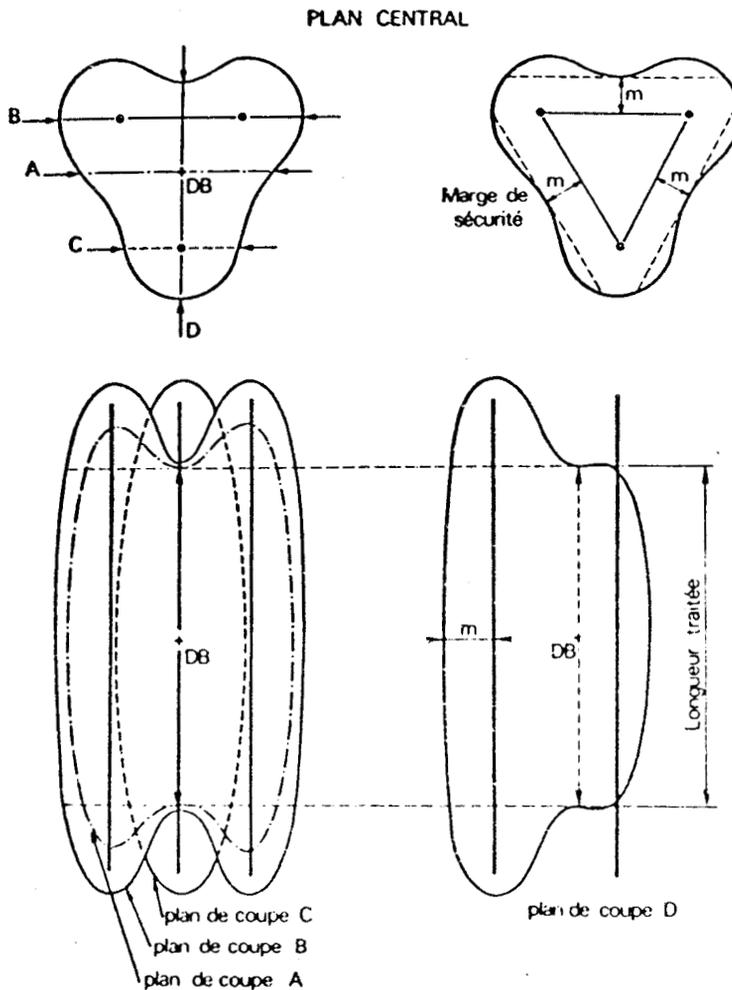


FIGURE 2.11. : Représentation du volume traité pour trois lignes implantées "en triangle" (Isodose de valeur égale à 85 % de la dose de base).



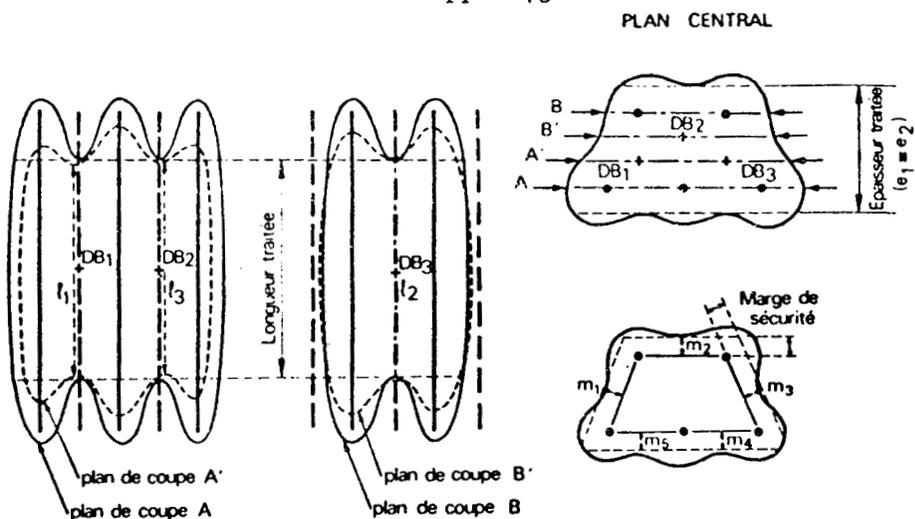


FIGURE 2.12. : Définition des dimensions du volume traité dans le cas des implantations "en triangles" comportant plus de trois lignes radioactives.

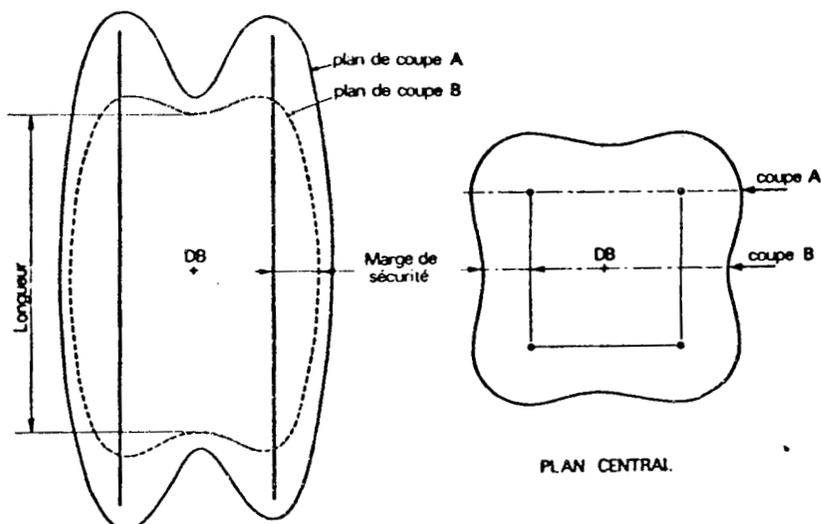


FIGURE 2.13. : Représentation des dimensions du volume traité dans le cas d'une implantation comprenant quatre lignes radioactives disposées "en carré" (Isodose de valeur égale à 85 % du débit de dose de base).

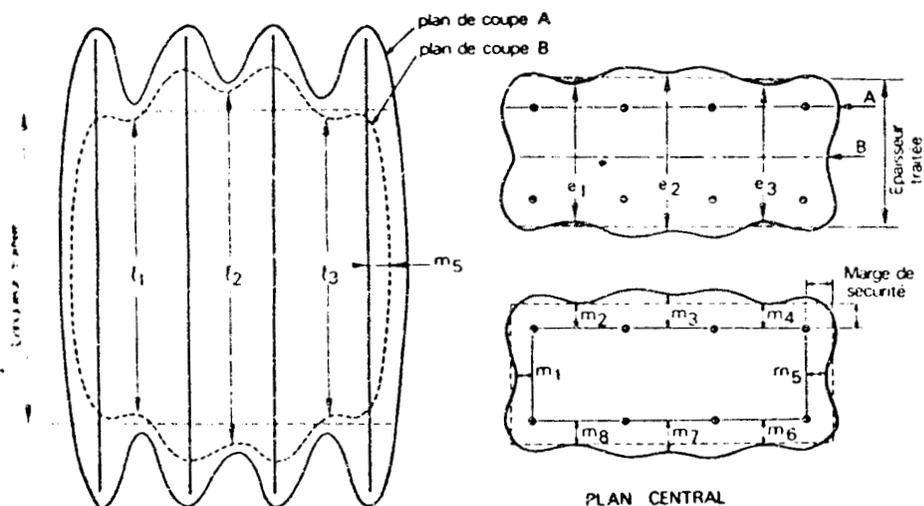


FIGURE 2.14. : Définition des dimensions du volume traité dans le cas de plusieurs lignes radioactives disposées selon un motif "en carrés" (Isodose de valeur égale à 85 % du débit de dose de base).



- Qu'il s'agisse d'un dispositif en un ou plusieurs plans, des différentes longueurs élémentaires décroissent du centre du dispositif vers les bords (figure 2.10.) ce qui, généralement s'adapte bien à la forme des tumeurs dont la longueur en bordure est le plus souvent plus faible qu'au centre, et cette décroissance est d'autant plus accentuée que le nombre de lignes est important. Cependant on peut considérer que la moyenne arithmétique des différentes longueurs est bien représentative de la longueur traitée puisque les sous-dosages observés entre les lignes radioactives les plus externes (régions hachurées sur la figure) n'excèdent jamais 6 % de la dose de référence dans les cas les plus défavorables et surtout n'intéressent qu'un volume très petit.

#### b) Épaisseur traitée

L'épaisseur traitée a été établie pour les implantations en un plan de lignes comme étant égale à la moyenne arithmétique des épaisseurs élémentaires  $e_1, e_2, \dots, e_n$  qui sont les épaisseurs minimales mesurées dans le plan central entre deux plans parallèles au plan des lignes et tangentes intérieurement à l'isodose de référence (figure 2.10.). De même que pour les longueurs élémentaires, les épaisseurs élémentaires mesurées entre les couples de lignes les plus externes sont plus faibles que la moyenne arithmétique, mais la région sous dosée est de très petites dimensions et le sous-dosage maximal reste du même ordre de grandeur que précédemment.

Cette définition peut s'étendre facilement aux implantations entre deux plans de lignes disposées "en carrés" (figure 2.14.). Par contre, pour des applications plus complexes, les auteurs ont jugé préférable de définir une autre grandeur, la marge de sécurité, qui peut être utilisée pour n'importe quelle dimension dans le plan central.

#### c) Marge de sécurité et débord latéral

Il est très important de connaître en pratique les distances minimales  $m_1, m_2, \dots, m_n$  mesurées dans le plan central entre l'isodose de référence et tout segment joignant les intersections de deux lignes radioactives voisines en bordure de volume-cible (figures 2.11. à 2.14.) pour s'assurer que la totalité du volume-cible

est bien incluse à l'intérieur de l'isodose de référence. Pour les applications en deux ou plusieurs plans de lignes, les auteurs ont été amenés à définir une nouvelle grandeur, la marge de sécurité, qui représente la moyenne arithmétique de ces distances minimales appelées marges de sécurité élémentaires.

Pour les dispositifs en un seul plan de lignes, la notion de débord latéral est suffisante pour caractériser la largeur du volume traité, le débord latéral étant défini comme la distance séparant les lignes radioactives les plus externes des limites du volume traité, mesurée dans le plan central de l'application sur l'axe perpendiculaire aux lignes (figures 2.9. et 2.10.).

### III.3. Domaine d'application du Système de Paris

Dans le Système de Paris, la disposition et l'écartement entre les lignes radioactives peuvent en principe être choisis librement au moment de l'application, pourvu que le volume traité ait des dimensions suffisantes. En fait, les auteurs nous précisent qu'une expérience clinique de plusieurs années montre que :

a) l'écartement entre les lignes ne peut être inférieur à 8 mm pour des raisons pratiques de facilité et de précision de mise en place. IL est en effet difficile d'assurer un parallélisme absolu entre les lignes et de légers défauts de parallélisme seront d'autant moins importants que l'écartement sera plus grand. En pratique, la limite inférieure passe de 8 mm pour les lignes de faibles longueurs (1 à 4 cm) à 15 mm pour les lignes les plus longues (10 cm au plus).

b) Lorsque l'écartement entre les lignes devient trop important, on observe parfois des incidents de nécrose. Ceci peut s'expliquer par des considérations physiques : le diamètre des isodoses de forte valeur (très supérieures au débit de dose de base DB) croît lorsque l'écartement augmente. C'est afin de chiffrer cette constatation que les auteurs ont introduit la définition du manchon de surdosage ou d'hyperdosage, qui n'est en fait qu'un essai de traduction des observations cliniques par des considérations physiques.

Les auteurs ont réalisé, pour les sources rectilignes, une étude systématique des dimensions moyennes des manchons de surdosage en fonction des paramètres géométriques de l'implantation qui montre que leur longueur reste toujours voisine de celle de la ligne radioactive, mais que leur diamètre dépend à la fois de la disposition des lignes, de leur nombre et surtout de leur écartement.

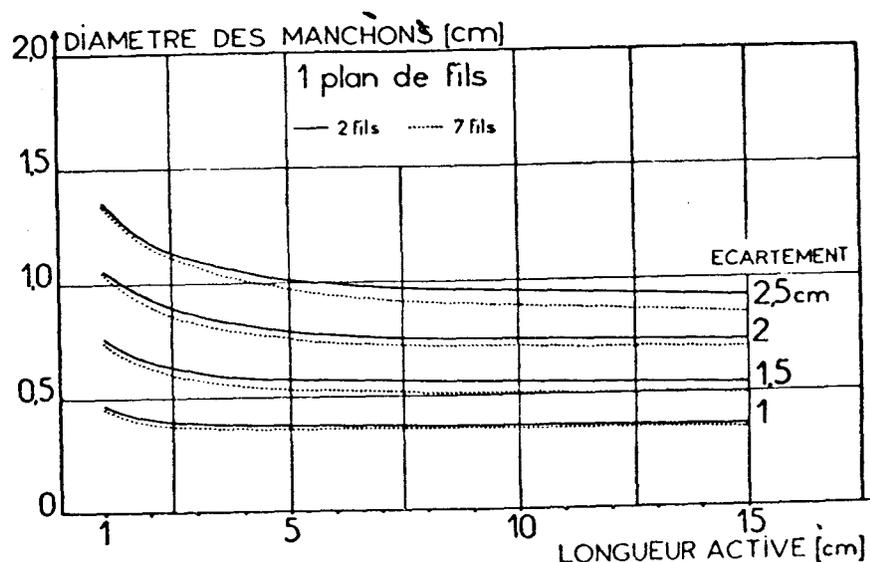


FIGURE 2.15. : Variation du diamètre des manchons de surdosage, mesuré dans le plan central de l'application, en fonction du nombre de lignes radioactives, de leur longueur et de leur écartement.

L'examen de la figure 2.15. relative à deux exemples de dispositifs coplanaires montre que le diamètre moyen des manchons de surdosage dépend peu du nombre de fils, qu'il augmente très vite avec l'écartement entre les lignes et que pour un écartement donné est d'autant plus grand que les lignes sont plus courtes. Ces résultats restent valables dans le cas des applications en plusieurs plans de lignes qui, à écartement égal entre les lignes et à nombre égal de lignes, correspondent à des diamètres de manchons de surdosage un peu plus petit que dans le cas des applications coplanaires.

En conclusion, les incidents de nécrose autour des lignes radioactives intervenant le plus souvent pour des diamètres de manchons de surdosage supérieurs à 8 ou 10 mm, on est amené à définir des écartements maximaux entre les fils qu'il est conseillé de ne pas

dépasser si l'on veut obtenir des résultats cliniques optimaux ; soit 15 mm pour les fils de faible longueur et 22 mm pour les fils de grande longueur.

Ces conditions que nous supposerons respectées dans la suite du texte devront parfois être modulées pour tenir compte de la radiosensibilité particulière de certains tissus, de la proximité d'organes critiques, etc....

### III.4. Dosimétrie prévisionnelle

Le but du Système de Paris est de permettre de réaliser facilement des irradiations par endocuriethérapie en tirant partie de la souplesse du matériel radioactif disponible.

Il a donc paru important de dégager des relations simples permettant de prévoir avec une précision suffisante et sans calculs laborieux les dimensions du volume traité, à condition que quelques règles élémentaires soient respectées. Dès 1967 des études systématiques ont été entreprises, établissant des relations simples entre les données géométriques de l'implantation (disposition, nombre, longueur, écartement - des lignes radioactives) et les dimensions du volume traité. Le programme de calcul utilisé (DUTREIX 1967) tient compte de la nature du radioisotope, de l'atténuation dans les tissus et de la filtration éventuelle par une gaine de platine. Par contre la filtration oblique n'est pas prise en compte ; ce qui introduit une légère erreur au voisinage des extrémités près de l'axe, mais ne modifie pas sensiblement les relations prévisionnelles.

Toutes les relations prévisionnelles établies dans ce chapitre ont été établies en supposant toutes les lignes de même longueur active pour un dispositif donné.

a) Longueur traitée

Pour toute implantation répondant aux normes du Système de Paris, il existe un rapport de proportionnalité entre la longueur traitée et la longueur des lignes radioactives. La valeur de ce rapport dépendant, pour un type d'implantation donnée, à la fois de la longueur des lignes et de leur écartement.

Pour un dispositif composé seulement de deux lignes radioactives (figure 2.16.), à écartement donné le rapport "longueur traitée/longueur active" augmente avec la longueur et à longueur donnée, il est d'autant plus faible que l'écartement est grand. Des résultats analogues ont été obtenus pour les autres types d'implantation. En fait ce rapport reste toujours compris entre 0,65 et 0,80 pour les arrangements habituellement utilisés en pratique et pour un arrangement donné, il dépend peu du nombre de lignes.

On peut donc se contenter d'un tableau simplifié pour chaque arrangement, valable quel que soit le nombre de fils, pour déterminer la longueur des fils à utiliser en fonction de la longueur du volume que l'on désire traiter (tableau BI à BIII).

Cette approximation est d'autant plus justifiée que l'étude de la forme des surfaces isodoses montre que la dose ne varie que lentement le long des axes parallèles à la direction des lignes et équidistants de celles-ci, axes sur lesquels sont précisément évaluées les différentes longueurs élémentaires.

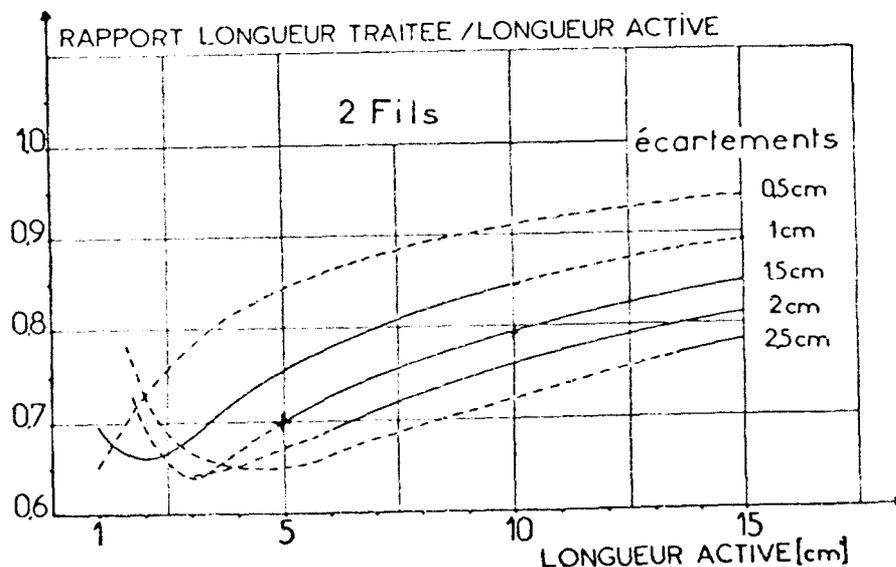


FIGURE 2.16. : Rapport "longueur traitée/longueur active" pour un dispositif composé de deux lignes radioactives.

Dispositifs coplanaires 2 à 7 fils				
Longueur du volume traité	Longueur active (cm)			
	$d = 1 \text{ cm}$	$d = 1,5 \text{ cm}$	$d = 2 \text{ cm}$	$d = 2,5 \text{ cm}$
1	1,5			
2	3	3		
3	4,5	4,5		
4	5,5	6	6	
5	7	7,5	7,5	
6		8,5	8,5	
7		9,5	10	10
8		10,5	11	11
9			12	12,5
10			13,5	13,5
11			14,5	15
12			15,5	16

Tableau B.I. : Tableau donnant la longueur des lignes radioactives à utiliser en fonction de la longueur du volume traité et de l'écartement  $d$  entre les lignes lorsqu'on les dispose en plan.

Dispositifs « en carrés » 4-6 et 8 fils				
Longueur du volume traité (cm)	Longueur active (cm)			
	$d = 1 \text{ cm}$	$d = 1,5 \text{ cm}$	$d = 2 \text{ cm}$	$d = 2,5 \text{ cm}$
1	1,5			
2	3	3		
3	4,5	5		
4	6	6	6,5	
5	7	7,5	8	
6		9	9	
7		10	10,5	10,5
8		11,5	11,5	12
9			13	13,5
10			14	14,5
11			15,5	16
12			16,5	17,5

Tableau B.II. : Tableau donnant la longueur des lignes radioactives à utiliser en fonction de la longueur du volume traité et de l'écartement  $d$  entre les lignes lorsqu'on les dispose "en carrés".

Dispositifs « en triangles » 3 à 9 fils				
Longueur du volume traité	Longueur active (cm)			
	$d = 1 \text{ cm}$	$d = 1,5 \text{ cm}$	$d = 2 \text{ cm}$	$d = 2,5 \text{ cm}$
1	1,5			
2	3	3		
3	4,5	4,5		
4	5,5	6	6	
5	7	7,5	7,5	
6		8,5	9	
7		9,5	10	10,5
8		11	11,5	11,5
9			12,5	13
10			13,5	14
11			15	15,5
12			16	16,5

Tableau B.III. : Tableau donnant la longueur des lignes radioactives à utiliser en fonction de la longueur du volume traité et de l'écartement  $d$  entre les lignes lorsqu'on les dispose "en triangles".

b) Épaisseur traitée

L'épaisseur du volume traité dépend essentiellement du type d'arrangement choisi (un ou plusieurs plans) et de l'écartement entre les lignes.

Si l'on considère tout d'abord une implantation très simple composée seulement de deux fils, on constate que le rapport (épaisseur traitée/écartement) augmente avec la longueur active pour des petites longueurs de lignes inférieures à 5 cm. Au-delà, ce rapport varie peu (figure 2.17).

Dans le cas où le dispositif comporte plus de deux lignes disposées en un seul plan, ce rapport augmente en fonction du nombre de fils inclus dans le dispositif (figure 2.17).

Dès que l'épaisseur à traiter croît, on a intérêt à disposer les lignes en deux plans. Pour les formes de tumeur conduisant à un arrangement des fils en carrés, on montre que le rapport "épaisseur traitée/écartement" reste compris entre 1,55 et 1,60 quel que soit le nombre de fils et quelle que soit leur longueur. Comme on pourrait s'y attendre, pour les dispositifs "en triangles" ce rapport est un peu plus faible et ceci est dû au principe d'équidistance entre les lignes qui impose un écartement entre les plans de lignes égal à 0,87 fois l'écartement entre les lignes. On peut retenir que ce rapport est en moyenne égal à 1,30 pour les dispositifs "en triangles".

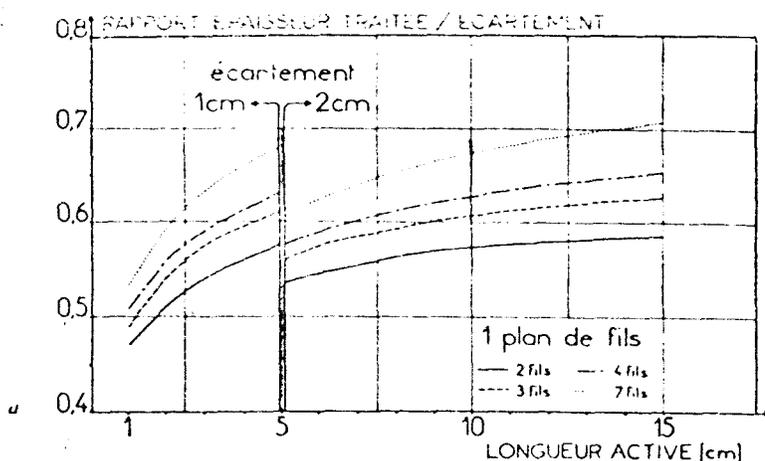


FIGURE 2.17. : Rapport "épaisseur traitée/écartement" pour les implantations coplanaires.

c) Débord latéral

Nous avons vu précédemment qu'il ne présente un intérêt pratique que dans le cas des implantations ne comprenant qu'un seul plan de lignes. Il reste proportionnel à l'écartement entre les lignes, le rapport de proportionnalité restant toujours de l'ordre de 0,37 pour les implantations ne comportant que deux lignes et proche de 0,33 dans tous les autres cas.

d) Marge de sécurité

La marge de sécurité, définie comme nous l'avons vu précédemment dans ce chapitre, pour les dispositifs en deux ou plusieurs plans, dépend essentiellement de l'écartement entre les lignes. Pour les dispositifs "en carrés", le rapport "marge de sécurité/écartement" est quasi-indépendant de la longueur des lignes et de leur nombre et reste de l'ordre de 0.27. Pour les dispositifs "en triangles", il passe en moyenne de 0.23 à 0.18 quand le nombre de fils inclus dans le dispositif passe de 3 à 9.

Pour les dispositifs en deux plans, on notera que les valeurs ci-dessus sont relatives à la valeur moyenne des marges élémentaires et l'on se souviendra que les marges élémentaires minimales, généralement situées latéralement, conduisent à des valeurs de rapport plus faibles. En pratique, on ne pourra donc pas beaucoup compter sur cette marge de sécurité pour les implantations en deux ou plusieurs plans.

III.5. Application à l'Iode 125

Nous avons vu que le programme de calcul donnant les résultats concernant la dosimétrie prévisionnelle tient compte de la nature du radioisotope, de l'atténuation dans les tissus et de la filtration éventuelle par une gaine de platine. Les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie et dont les calculs de dosimétrie prévisionnelle sont effectués par ce programme, présentent des fonctions d'atténuation par les tissus qui diffèrent peu d'un isotope à l'autre. Ce n'est pas le cas pour l'Iode 125 ou cette fonction  $\phi(d)$  joue un rôle important lors du calcul de la dose absorbée à distance d'une source. Ainsi le rapport

$\phi(4)/\phi(1)$  des valeurs de  $\phi(d)$  à 4 et 1 cm d'une source ponctuelle d'Iode 125 est égal à 0,5 alors qu'il vaut 0,98 à 0,97 pour les radioisotopes habituels /29/, /31/.

Cependant, comme nous le présentons en annexe 3, les variations sur les principaux paramètres caractérisant une implantation, répondant aux principes du Système de Paris, restent faibles.

Une deuxième remarque concerne le fait que les sources d'Iode 125, de par leur technologie, sont considérées comme ponctuelles et que plusieurs de ces sources alignées sont équivalentes à une source rectiligne continue (cf. Annexe 1) à condition de respecter certaines règles. Nous montrons également en Annexe 3 que les données géométriques de l'implantation peuvent être complètement erronées si l'on ne respecte pas ces règles.

#### IV - LE CALCUL DE LA DOSE

Pour le traitement des tumeurs où l'accès au matériel radioactif est relativement aisé (tumeur du sein, cancer de la langue, etc...), la dose prescrite ou dose que l'on désire délivrer à la tumeur, est ajustée en calculant le temps de traitement, ou temps pendant lequel le matériel radioactif est laissé en place.

Le calcul de la dose et par la suite du temps de traitement est toujours effectué d'après l'implantation effectivement réalisée et non à priori pour une implantation idéale . Ce calcul passe donc par les étapes suivantes :

- détermination des intersections des lignes radioactives avec le plan central par relevé de la trace des fils sur les plaques de plexiglass maintenant les aiguilles vectrices (cancer de la peau par exemple) ou mieux par relevé sur une coupe tomographique et report sur papier calque (implantation intra-tumorale, intra-cérébrale par exemple).

- décomposition de la figure en triangles élémentaires et détermination des points où doivent être évalués les débits de dose de base élémentaires.

- calcul des débits de dose élémentaires et déduction des débits de dose de base et de référence (calculés pour une heure)

- calcul du temps de traitement (dose désirée/dose de référence)

- correction du temps de traitement en fonction de la décroissance radioactive du radioisotope utilisé.

Pour l'Iode 125, utilisée en implantation intra-tumorale, intra-cérébrale, il est impossible d'avoir accès aux sources radioactives une fois celles-ci mises en place ; l'implantation de ces sources est donc permanente et le temps de traitement, considéré infini, ne peut plus être un paramètre intervenant dans l'ajustement de la dose prescrite. C'est sur l'activité des sources et sur leur écartement que l'on joue dans ce cas et l'ajustement de ces paramètres et donc de la dose prescrite se fait donc à priori pour une implantation idéale /32/, /33/. Cependant, le calcul de la dose effectivement délivrée à la tumeur ne peut se faire que d'après l'implantation effectivement réalisée. En effet, les contraintes subies lors de cette implantation, telle la limitation du nombre de trajets ou le contournement d'obstacles vasculaires par exemple, imposent une certaine technique et un certain type d'erreurs liées à cette technique. Les sources radioactives, une fois implantées dans les tissus, n'occupent donc pas une place rigoureusement identique à celle définie par l'implantation idéale . Toutefois, on reste, en pratique, suffisamment fidèle et la différence entre la dose réellement délivrée et la dose prescrite reste minime.

## V - ADAPTATION AUX CAS CLINIQUES

### V.1. Technique d'implantation des sources radioactives d'Iode 125.

Une technique utilisée pour l'implantation des sources radioactives d'Iode 125 consiste à déposer ces implants suivant un schéma cylindrique.

Une aiguille percée latéralement à son extrémité est introduite suivant la direction principale de l'application et représente le grand axe de ce cylindre. L'implantation est réalisée en rayonnant autour de cette aiguille et, schématiquement, il suffit de passer les sources au travers du trou latéral de l'aiguille jusqu'à la position désirée, puis d'orienter cette aiguille en fonction de l'application désirée, (par exemple  $60^\circ$  pour un triangle équilatéral) pour obtenir la disposition voulue. Les sources sont donc placées dans un même plan et un retrait de l'aiguille d'une distance correspondant à l'écartement entre les sources permet de réaliser le plan suivant selon la même technique.

Celle-ci présente l'avantage de limiter le nombre de trajets d'implantation mais présente un risque d'erreur sur le positionnement des sources. Nous nous proposons d'étudier maintenant l'influence de ces erreurs sur la forme de l'isodose de référence et sur le calcul de la dose de base.

#### V.2. Etude des surfaces isodoses en fonction des erreurs de positionnement des sources radioactives

Les formes des volumes-cible amenant le plus souvent à une disposition "en triangles", nous avons limité notre étude à ce type de dispositifs.

##### a) Erreur sur l'angle et sur le rayon

Nous avons vu que l'on déposait les sources suivant un cercle de rayon égal à l'écartement choisi entre les lignes et ayant pour centre l'extrémité de l'aiguille ; chaque source étant placée par rapport à la précédente en tournant l'aiguille d'un angle  $\theta$  égal à  $60^\circ$  si l'on veut un arrangement en triangles équilatéraux.

Une étude de la forme des surfaces isodoses en fonction de l'erreur sur cet angle montre qu'en fait c'est surtout l'homogénéité de la dose à l'intérieur du triangle qui va être modifiée et cette modification sera d'autant plus importante que l'erreur sur  $\theta$  sera élevée. Ainsi pour un angle de  $50^\circ$  au lieu de  $60^\circ$ , la dose varie entre 100 et 125 % de la dose de base à l'intérieur du triangle alors qu'elle varie normalement

entre 100 et 105 % pour un triangle équilatéral. La figure 2.18. montre que l'homogénéité de dose à l'intérieur du triangle reste acceptable si  $\theta$  reste compris entre  $56^\circ$  et  $64^\circ$ . D'où une erreur admissible sur la rotation absolue de l'aiguille de  $\pm 2^\circ$ .

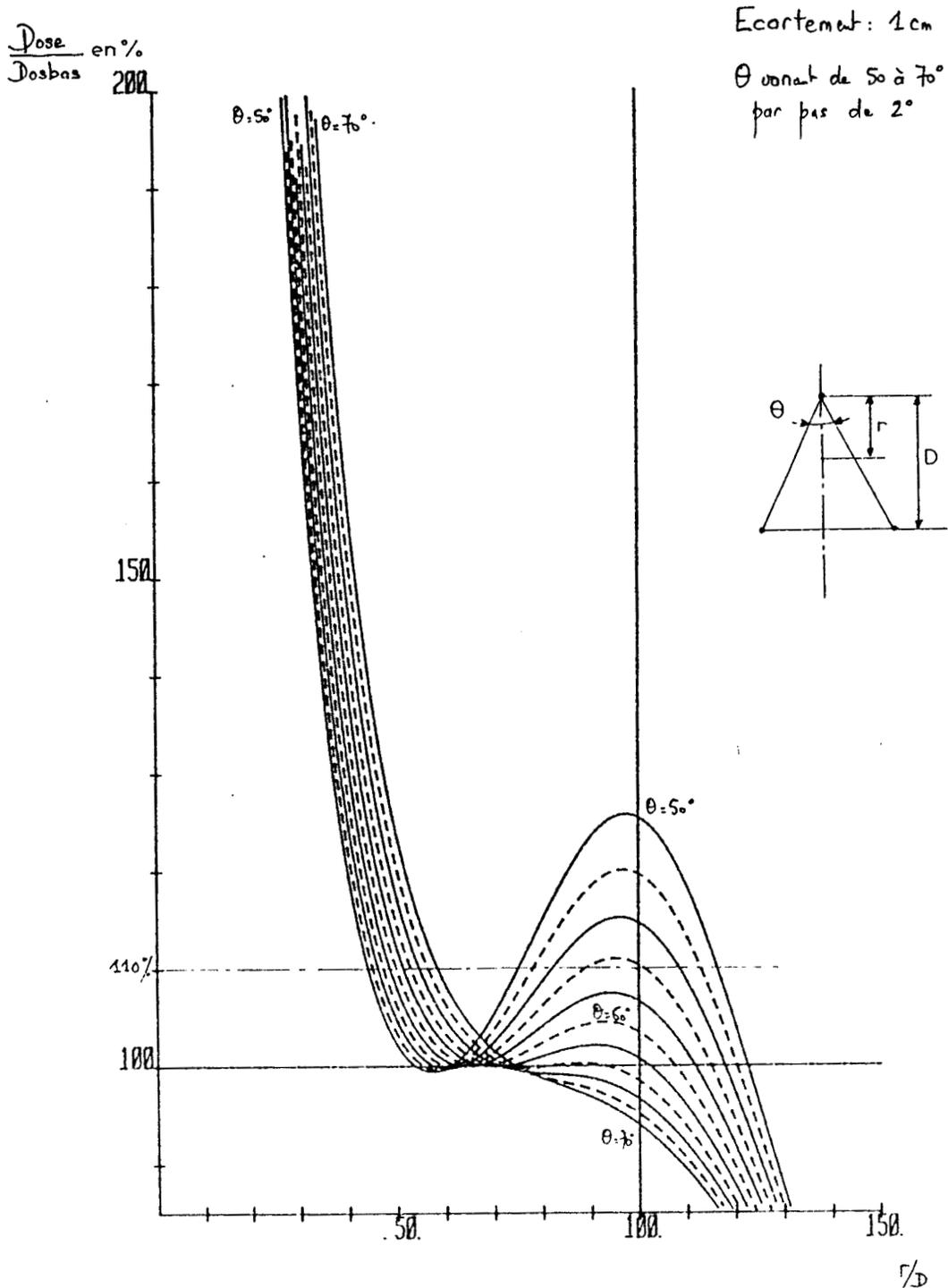


FIGURE 2.18. : Variation de la dose mesurée, en pourcentage de la dose de base, sur la médiane du triangle coupant le côté opposé à l'angle  $\theta$  et en fonction du rapport  $r/D$ .

De la même manière, une erreur sur le rayon reste acceptable, si l'un des rayons étant égal à l'écartement entre les lignes, le rapport entre les deux rayons formant le triangle reste compris entre 0,9 et 1,1. La variation de dose à l'intérieur du triangle reste en effet, dans ce cas, comprise entre 100 et 110 % de la dose de base. Soit une erreur admissible de  $\pm 1$  mm pour un écartement entre les lignes de 1 cm.

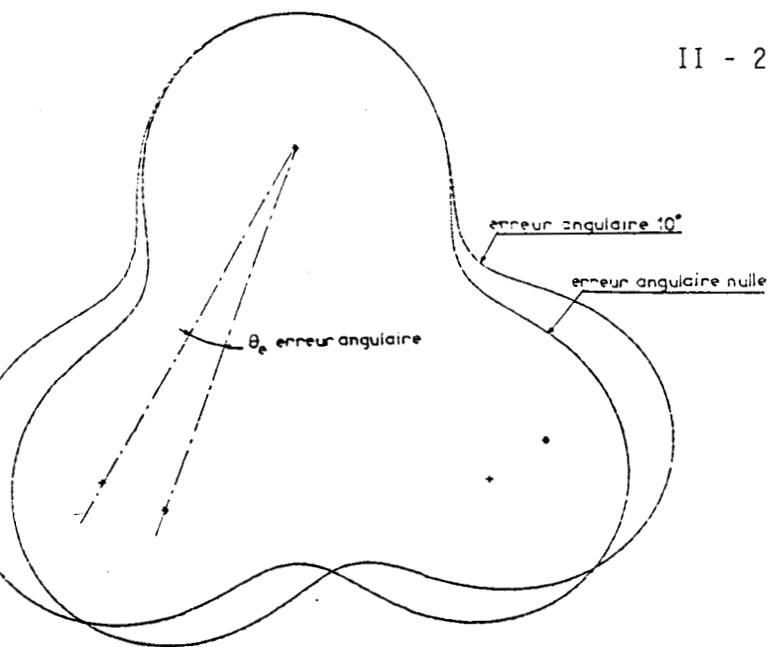
Si l'on cumule ces deux erreurs et si l'on étudie leurs effets cumulés sur la forme des surfaces isodoses, on constate qu'il existe une variation maximale de 1,5 mm sur la forme de l'isodose de référence dans le plan central pour un écartement entre les lignes de 1 cm. Variation tolérable si l'on sait que le volume traité est toujours un peu plus élevé que le volume-cible.

b) Erreur sur la position angulaire d'un plan par rapport à un autre

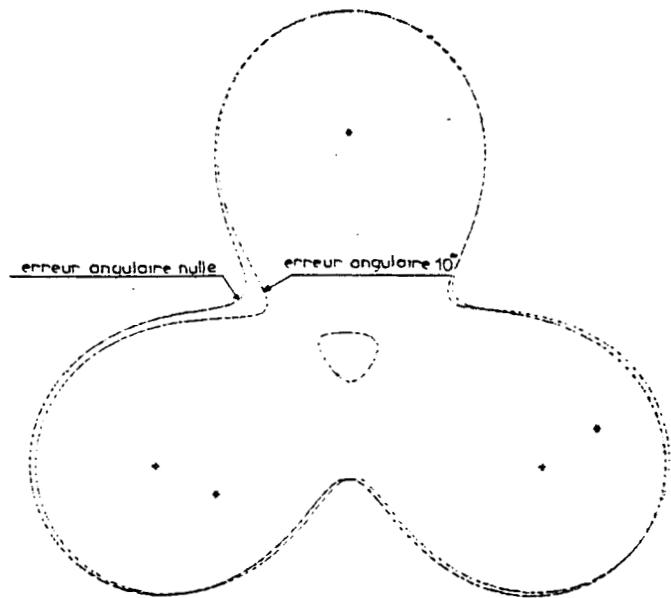
Un autre type d'erreur pouvant intervenir lors de l'implantation des sources selon la technique précédemment définie est une erreur de positionnement angulaire d'un plan par rapport à un autre et amenant un non-alignement des sources selon un axe parallèle à la direction principale de l'application.

Une étude sur la forme de l'isodose de référence en fonction de cette erreur montre que l'on a de la même manière une sorte de "déplacement angulaire" de cette isodose (figure 2.19) dans le plan où il y a erreur angulaire de positionnement ; Ce déplacement étant d'autant plus important que l'erreur angulaire est élevée.

En fait ce type d'erreur affecte surtout le calcul de la dose de base dans le sens, où ce calcul ne peut s'effectuer que si l'on est capable de repérer les intersections des lignes radioactives dans le plan central. Dans le cas où ces lignes sont constituées par des sources ponctuelles alignées, comme c'est le cas pour l'Iode 125, on ne peut retrouver ces intersections que si les sources sont effectivement alignées. Un décalage angulaire entre chaque plan de sources rend cette identification impossible et donc un calcul de la dose de base irréalisable.



(a)



(b)

FIGURE 2.19. : Représentation de l'Isodose 85 % de la dose de base

(a) dans le plan central où les sources sont disposées avec une erreur angulaire de  $10^\circ$

(b) dans le plan situé à 0,5 cm du plan central.

3 sources continues, constituées de 3 sources ponctuelles espacées de 0,5 cm, sont disposées "en triangle".

Les sources ponctuelles situées au niveau du plan central sont disposées avec une erreur angulaire de  $10^\circ$  (\*) par rapport à la position idéale (+).

## **C H A P I T R E I I I**

AUTOMATISATION DU REPERAGE A POSTERIORI  
DE LA POSITION DES SOURCES RADIOACTIVES.

## I - POSITION DU PROBLEME :

### I.1. Buts et contraintes du repérage

Les contraintes subies lors de l'implantation des sources, telle la limitation du nombre de trajets ou le contournement d'obstacles vasculaires par exemple, imposent une technique d'implantation ainsi qu'un certain type d'erreurs liées à celle-ci.

Les sources radioactives, une fois implantées dans les tissus, n'occupent donc pas une position rigoureusement identique à celle définie par le système de Paris.

En fait, pour juger de la qualité d'une application, le radiothérapeute s'intéresse d'abord à la dose délivrée au voisinage des sources, au niveau des tissus dans lesquels elles sont implantées. Dans cette région, seule importe la position relative des sources entre elles, puisque tissus et sources sont solidaires. Les calculs de doses seront cohérents, quel que soit le système de coordonnées pris comme référence, à condition de définir les points de calcul par rapport au matériel radioactif.

En second lieu le médecin s'intéresse à certaines structures saines, plus ou moins éloignées de la région traitée et au niveau desquelles on craint un surdosage. Pour ces régions, dont la position est nécessairement définie par rapport à un système de coordonnées lié au malade, la précision recherchée est moindre, mais il est néanmoins important d'effectuer un repérage de la position absolue des implants. Le degré de précision recherché dans la détermination de la position des sources est fonction de la précision souhaitée au niveau du calcul de doses. En effet, l'erreur relative faite sur la dose en un point est directement liée à l'erreur relative sur la position de ce point (Annexe IV).

Pour obtenir une précision de l'ordre de 5 % sur la dose du voisinage immédiat des sources, il faut une précision de 2 % sur leur position relative. Ainsi, à l'intérieur d'un cercle de 5 cm de rayon, la position relative des fils entre eux doit être connue à 1 mm près.

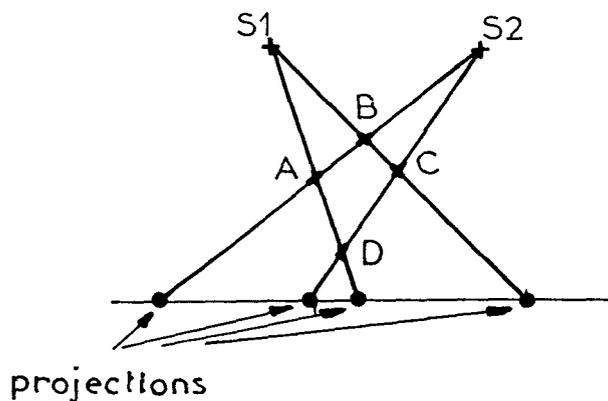
A distance, il faut considérer la position des sources par rapport aux structures anatomiques et à 10 cm de distance la même précision est obtenue si cette position est connue à 2 mm près.

Le degré de précision souhaité et les ordres de grandeurs évoqués correspondent approximativement à la réalité et il faut donc tenter de déterminer la position relative des sources à 1 mm près et leur position absolue à 2 mm près.

Le repérage des sources placées à l'intérieur de l'organisme se fait obligatoirement à l'aide de documents radiographiques. Un seul cliché ne peut pas suffire à déterminer la position des sources puisqu'il donne l'image plane d'un objet tridimensionnel ; il faut donc disposer d'au moins un couple de clichés. Un examen attentif de ces clichés, associé si possible à une bonne connaissance de l'application telle qu'elle a été réalisée, permet de déterminer les deux projections correspond à une même source et de là, le repérage de sa position dans l'espace.

Cependant, dans le cas de l'iode 125, on introduit un grand nombre de ces grains dans une région donnée du tissu et les clichés se présentent alors comme un enchevêtrement inextricable de points qu'il devient bien difficile d'identifier d'un cliché sur l'autre.

La méthode de repérage à définir devra donc nécessairement permettre l'identification soit manuelle, soit automatique des projections des sources. De plus, cette identification étant réalisée, il nous faudra lever les ambiguïtés de repérage telle celle définie par la figure suivante (figure 3.1.).



A-t-on une source en A et C ?  
 ou en B et D ?  
 ou en A,B,C et D ?

FIGURE 3.1.

L'ensemble des contraintes imposées par les caractéristiques du matériel et par le nombre de sources à repérer, le degré de précision souhaité et l'appareillage à utiliser nous ont permis de choisir la technique qui nous semblait la meilleure.

### I.2. Choix de la méthode de repérage

Les procédés tomographiques qui permettent de mettre en évidence les structures situées dans un plan de coupe choisi sont assez séduisants. On peut penser en effet réaliser un grand nombre de tomographies parallèles et suffisamment rapprochées et repérer ainsi l'ensemble des sources dans l'espace |/35/,/36/|.

Cette méthode est malaisée à appliquer car elle nécessite un appareillage spécialisé et la réalisation systématique d'un grand nombre de clichés. De plus, le repérage des grains d'iode 125 se fait de par la technologie à l'aide d'une sphère en or de diamètre 0,6 mm, d'où le risque d'un phénomène de volume partiel qui peut être résolu, soit en diminuant l'épaisseur de coupe, soit en pratiquant un chevauchement de ces coupes (coupes de 6 mm espacées de 3 mm, par exemple) mais ceci se traduit toujours par une augmentation du temps d'examen.

Les radiographies orthogonales ne vont pas nous permettre de lever les problèmes d'ambiguïté de repérage définis précédemment [37/,38/].

En effet ce problème ne peut être résolu que si l'on dispose d'une source d'informations autre que ces deux clichés. Ce ne peut être un troisième cliché orthogonal aux deux autres puisqu'il s'agirait d'un cliché tiré dans la direction tête-pieds. Un cliché intermédiaire entre le cliché de face et de profil serait pratiquement inconcevable et prendre deux clichés stéréoradiographiques de face et un cliché de profil, ou inversement, lierait le problème d'ambiguïté de repérage à une formulation mathématique assez complexe.

Les méthodes stéréoradiographiques nous ont paru mieux adaptées aux objectifs fixés [39/,40/]. Elles consistent à réaliser deux clichés situés dans un même plan, à partir de deux positions de tube de rayon X se déduisant l'une de l'autre par translation parallèlement à ce plan. Les images sur les films de tous les points de l'espace subissent une translation de même direction et dont l'amplitude est fonction de la distance du point au plan des clichés. L'inconvénient majeur de cette technique tient au fait que la direction perpendiculaire au plan des films n'est pas matérialisée sur les clichés. Il en résulte dans cette direction une perte de précision importante surtout si la translation du tube de rayon X est faible, mal connue et si le point considéré est proche du plan des films [44/ (Annexe V).

Cependant, si l'on effectue une translation du tube RX identique de part et d'autre d'une position de référence, on va ainsi disposer de deux clichés stéréoradiographiques formant entre eux un angle stéréoscopique suffisamment important pour obtenir la précision désirée sur la position des sources, et d'un troisième cliché, pris selon la direction de référence [face ou profil], qui permettra de lever les problèmes d'ambiguïté de repérage [41/,42/,43/].

## II - REPERAGE D'UNE SOURCE RADIOACTIVE A PARTIR DE TROIS CLICHES :

### II.1. Matériel et méthode

Conceptionnellement, la méthode est basée sur la prise de trois clichés situés dans un même plan. Une des trois positions du tube RX étant une position de référence (face ou profil), les deux autres se déduisent par translation identique de part et d'autre de la position de référence et parallèlement au plan des films.

Ces images radiologiques peuvent être obtenues de différentes manières :

- Soit on dispose d'un seul tube que l'on déplace, le patient restant immobile,
- Soit on dispose d'un tube fixe, c'est le patient qui est déplacé .

Dans ces deux cas, le déplacement ou base stéréoscopique est toujours mesuré avec une précision incertaine qui se reporte sur le calcul des coordonnées des sources.

L'idéal serait de disposer de tubes accolés, dont les foyers sont séparés de la base stéréoscopique connue avec précision, fixés à une certaine distance du plan des films déterminée elle aussi précisément et assurant un angle stéréoscopique correct.

De tels dispositifs radiologiques existent actuellement mais ils sont conçus de manière à obtenir un couple de clichés avec un angle stéréoscopique entre  $6^\circ$  et  $8^\circ$  et ne répondent donc pas à nos objectifs.

Nous utilisons un matériel radiologique permettant de déplacer le tube RX le long d'un arc de cercle. Les trois clichés sont pris à une même distance tube - axe de rotation et avec un angle, par rapport à la normale au plan des films, de  $+ 8^\circ$ ,  $- 8^\circ$  et  $0^\circ$ . La tête du patient est maintenue dans un système de contention qui sert aussi

de dispositif "porte-films" ; le patient est alors placé de manière à amener l'isocentre de l'appareil dans le plan du film. Le centre de rotation du tube sert, de cette manière, d'origine sur chacun des films puisque sa projection est identique quelque soit la position du tube.

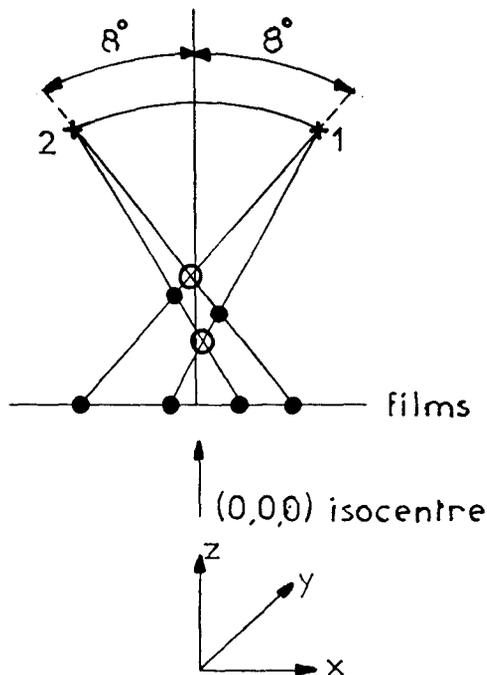


FIGURE 3.2.

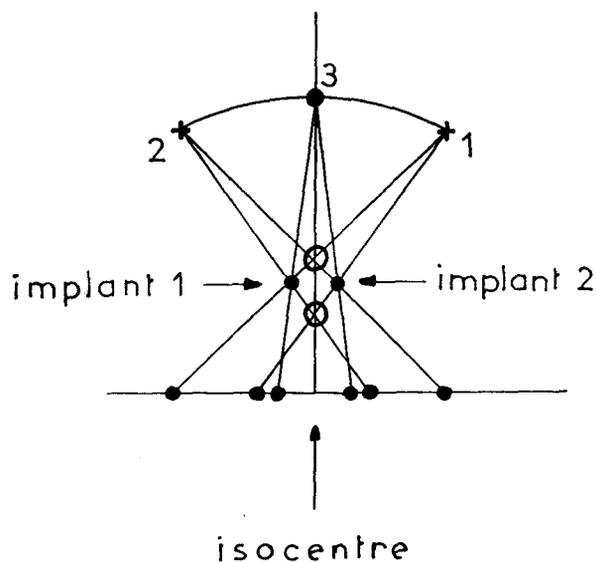


FIGURE 3.3.

La figure 3.3. indique la position des foyers et montre les images obtenues dans le cas simple de deux sources radioactives et de deux stéréoradiographies. Pour le calcul, les projections des implants sur les films sont repérées par deux tableaux à deux dimensions  $x_{ij}$  et  $y_{ij}$  où  $i$  représente le numéro de l'implant donnant cette projection et  $j$  le numéro du film (1, 2 ou 3 pour  $+ 8^\circ$ ,  $- 8^\circ$  et  $0^\circ$  respectivement).

Ces données sont introduites en mémoire du calculateur par l'intermédiaire d'une table à digitaliser. Pour chaque film, il y a initialisation de la table à digitaliser en pointant la projection de l'isocentre. L'ordre, dans lequel les images des implants sont digitalisées, est quelconque.

Le système de coordonnées utilisé place donc l'origine à l'isocentre avec le plan  $x, z$  à  $y = 0$  comme plan de rotation du tube de rayons RX.

Les données issues des radiographies vont nous permettre de calculer les coordonnées des sources radioactives en déterminant pour chaque stéréoradiographie, l'équation de la droite reliant l'image d'un implant à la source RX génératrice de cette image et en notant les points d'intersection de ces droites.

Pour la figure 3.2. par exemple, il est clair qu'une telle reconstruction ne peut pas à elle seule définir la position des implants. Elle nous permet, en effet, de localiser deux implants réels, mais aussi deux "faux" implants (désignés par des cercles).

En prévision de cette difficulté, l'utilisateur prend soin, habituellement, d'introduire une information supplémentaire concernant l'identité de chaque source radioactive sur chaque film. En pratique, cela revient à digitaliser les images des implants dans le même ordre pour chaque film. Cependant, pour un nombre assez élevé d'implants, une telle identification demande, fréquemment, un temps assez long et n'est, en fait, pas toujours réalisable.

Par notre méthode, nous obtenons une nouvelle source d'informations par l'intermédiaire du troisième film (film N° 3, incidence  $0^\circ$ ). Comme on peut le voir sur la figure 3.3. , après avoir tracé les lignes de projection pour ce troisième film, les points correspondant à une triple intersection représentent uniquement la position des "vrais" implants.

Par cette méthode, la probabilité, pour qu'une triple intersection occasionne le repérage d'un "faux" implant, est très faible.

En fait, le problème de la génération de faux implants est lié à la fois aux erreurs d'imprécision des clichés (plan de rotation du tube différent du plan x, z par exemple) et aux erreurs introduites lors de la digitalisation. Le résultat de ces deux facteurs est montré figure 3.4. Ici, nous avons schématiquement représenté les trois radiographies d'une seule source et nous avons délibérément "agrandi" ses projections. Notre reconstruction géométrique localise la position de la source, non plus comme un point, mais quelque part à l'intérieur d'un hexagone irrégulier.

Ainsi, l'algorithme qui permettra le repérage et le calcul des coordonnées des sources radioactives, devra tenir compte de ces erreurs. Nous en présentons maintenant le schéma relativement simple qui permet de retrouver la disposition géométrique des implantations réalisées dans les cas cliniques.

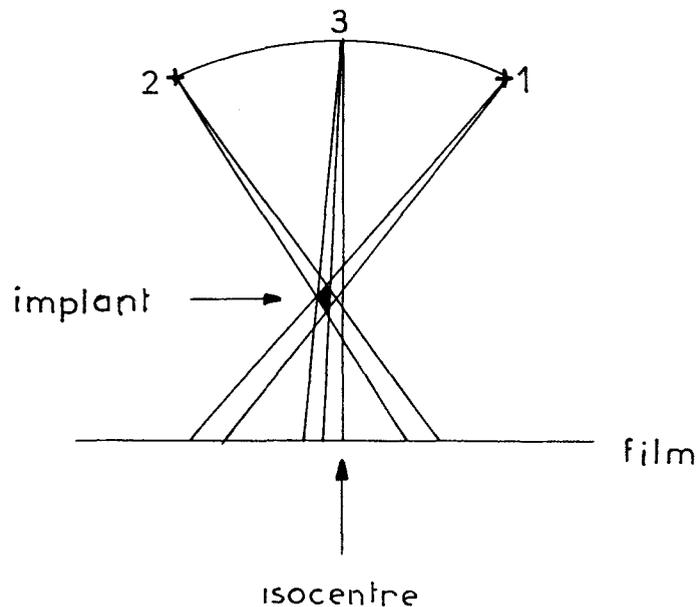


FIGURE 3.4.

## II.2. Algorithmes

Le premier pas de cet algorithme est de déterminer les points d'intersections (ou localisations possibles des "vrais" implants) à partir des deux stéréoradiographies. Nous devons considérer la situation par laquelle une projection quelconque sur le film n° 1 peut être associée à une projection quelconque sur le film n° 2 afin de produire un implant réel. Il y aura donc  $N^2$  points d'intersections possibles. Parmi ces  $N^2$  points, beaucoup peuvent être éliminés en tant que "faux" implants.

Les stéréoradiographies étant référencées par rapport à l'isocentre et prises de part et d'autre de l'incidence  $0^\circ$ , on ne garde que les intersections correspondant à des implants réels en notant que ceux-ci produisent des images sur les stéréoradiographies qui satisfont les conditions suivantes :

$$y_{i1} = y_{j2}$$

$$\text{et } x_{j2} > x_{i1}$$

Pour tenir compte des erreurs d'imprécision et de digitalisation des clichés, on écrit ces conditions sous la forme :

$$|(y_{i1} - y_{i2})| < \zeta \quad (1)$$

$$\text{et } x_{j2} > x_{i1} - \zeta \quad (2)$$

où  $\zeta$  est l'erreur maximale acceptable.

Après application des conditions (1) et (2) il nous reste un nombre d'implants apparents compris entre  $N$  et  $N^2$ .

Le second pas de l'algorithme va utiliser l'information contenue dans le troisième film afin de déceler si les points d'intersections restants sont des implants réels ou de faux implants.

On utilise quatre critères pour cette analyse :

Cr(1) Pour chaque implant vrai on a  $(x_{i1} + x_{j2})/2 = x_{k3}$

ou en pratique :

$$|(x_{i1} + x_{j2})/2 - x_{k3}| \leq \epsilon$$

Cr(2) Pour chaque implant vrai ;  $y_{i1} = y_{j2} = y_{k3}$

ou encore :

$$|(y_{i1} + y_{j2})/2 - y_{k3}| \leq \epsilon$$

Cr(3) Pour chaque implant réel, les trois droites reliant les images des projections aux sources RX qui les ont générées, doivent avoir un seul point d'intersection. En tenant compte des erreurs possibles, cela se traduit par : Le point d'intersection déduit uniquement à partir des deux stéréoradiographies ne doit pas être distant de plus de  $\epsilon$  de la droite reliant la projection de l'implant sur le troisième film à la position de la source RX correspondante.

Cr(4) Chaque image sur chaque film doit être utilisée une seule et unique fois lors de la procédure de repérage des implants.

Conceptionnellement, le repérage d'une implantation à partir des quatre critères que l'on vient de définir est une procédure simple et directe.

Les principales difficultés rencontrées lors de l'analyse d'un tel problème par ordinateur sont la place mémoire requise et le temps de calcul. Considérons par exemple une implantation de N sources radioactives. Chaque stéréoradiographie contient N projections, qui en absence totale de contraintes, peuvent être associées de N! façons. On peut donc concevoir N! dispositions géométriques de l'implantation à partir de ces stéréoradiographies. Notre but est de retrouver la solution correcte en utilisant les informations recueillies sur le troisième film. La complexité de ce problème croît rapidement avec N.

Ainsi pour une implantation de 5 sources radioactives  $N! = 120$  et  $N! = 16 \times 10^{25}$  pour  $N = 25$ . L'analyse d'un aussi grand nombre de possibilités demande un temps de calcul considérable.

Notre solution à ce problème est de diviser l'implantation en bandes de largeur variable et perpendiculaire à l'axe  $y$ . En effet, les trois films étant pris avec les tubes RX à une même valeur  $y$ , il est clair que les seules associations possibles sont celles pour lesquelles les projections ont la même valeur en  $y$  sur les trois radiographies. (cf. Cr (2))

Chaque implant dans chaque bande est correctement repéré et les bandes sont analysées indépendamment l'une de l'autre. L'implantation est donc divisée en un certain nombre de petites implantations contenant chacune un nombre restreint de sources radioactives. Cette technique réduit donc un problème insoluble en de petits problèmes facilement résolus.

Pour chaque bande, après avoir déterminé les points d'intersection satisfaisant, aux équations (1) et (2), on repère les implants réels à l'aide du troisième film en appliquant les critères Cr1 à Cr4. Le programme que nous avons implanté sur ordinateur, utilise l'algorithme défini ci-dessus et évalue, dans chaque bande, toutes les combinaisons possibles et sélectionne celle pour laquelle chaque implant a été correctement repéré. Le critère Cr4 a une grande importance dans le repérage des implants réels ; pour apprécier son importance, considérons la situation suivante :

- les images  $i$  du film 1,  $j$  du film 2 et  $k$  du film 3 ont été toutes trois associées. Ainsi, ces trois projections vérifient les équations (1) et (2), ainsi que les critères Cr1 à Cr3. Il apparaît donc que ces projections sont celles d'une source radioactive "vraie". Supposons que le calculateur assume ceci comme étant vrai, il élimine alors ces trois projections comme ne pouvant être utilisées qu'une seule et unique fois. Imaginons maintenant que le point d'intersection issu de ces trois projections était en réalité un faux implant et que ces trois projections avaient pu être, en fait, associées avec

d'autres projections. Nous aurions alors constaté, un peu plus tard dans notre analyse, qu'au moins trois implants "réels" ne pourraient être repérés, leurs projections ayant déjà été utilisées.

### II.3. Amélioration de la méthode

La méthode qui vient d'être décrite n'est valable que dans la mesure où l'on peut retrouver avec précision sur les clichés les directions des axes de coordonnées et la position des sources de RX. Pour obtenir ce résultat, nous avons amélioré la méthode de prise des clichés de la manière suivante :

#### - Direction des axes de coordonnées

Nous avons vu que la méthode de prise des clichés plaçait l'origine à l'isocentre et définissait un système d'axes tel que le plan  $(x, z)$  à  $y = 0$  soit le plan de rotation du tube RX. L'origine, ainsi définie, possède une projection identique sur chacun des clichés.

Il suffit de déterminer sur chaque cliché la direction de l'axe  $y$  pour que toutes les directions du système de référence soient parfaitement connues.

On peut alors fixer, sur le système de contention côté dispositif "porte films", une plaque radiotransparente à la surface de laquelle on a inséré, côté films, une croix formée de deux lignes de plomb dont l'une, plus longue, matérialise l'axe  $y$  (cf. figure 3.5.).

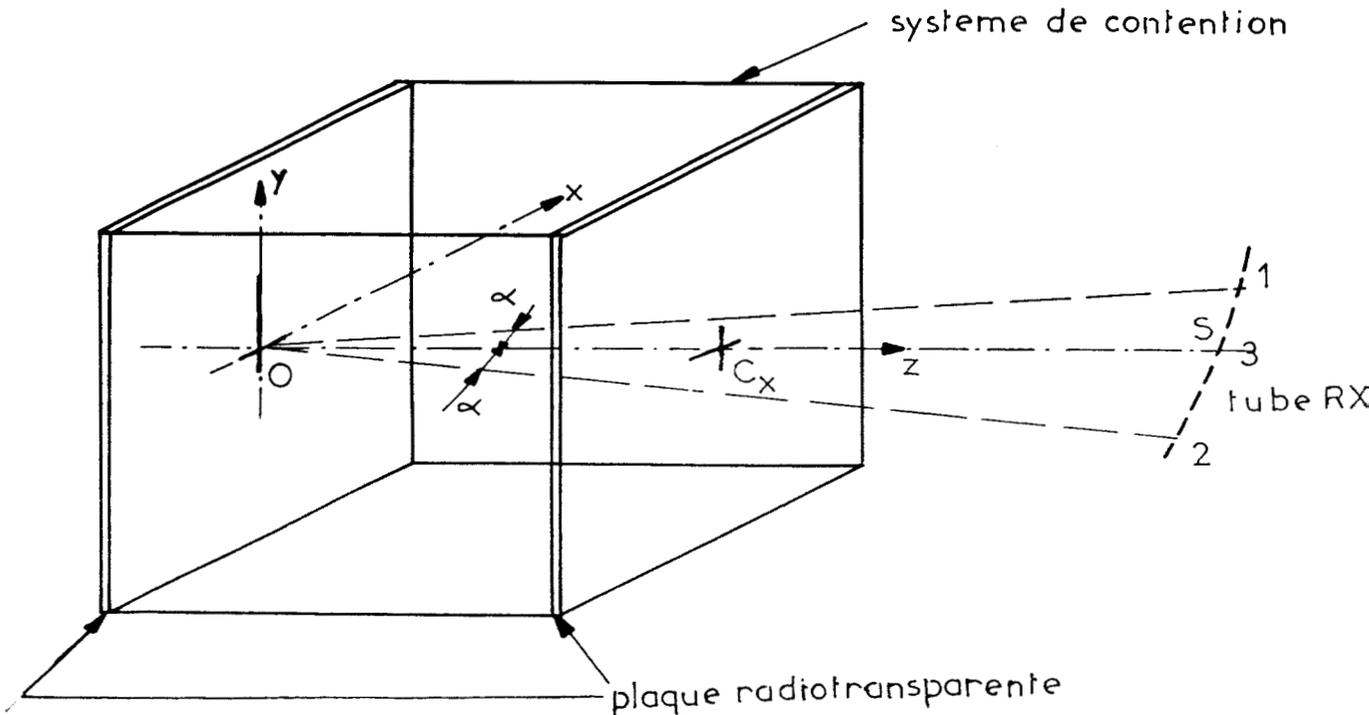
On utilise des films "sans écran" placés en contact direct de la plaque radiotransparente et on prend soin, avant la prise des clichés, de placer le patient de manière à amener le point lumineux matérialisant l'isocentre en coïncidence avec la croix plombée.

Dans ces conditions quelle que soit la position du film dans le dispositif "porte films", la direction de l'axe y apparaitra correctement sur chacun des clichés et on assure une même projection de l'origine sur ces clichés.

- Position du tube de RX

Il nous faut, maintenant, nous assurer de la position du tube de rayon X. En effet l'une de ces positions, que nous avons appelée position de référence, doit être telle que la direction du rayonnement issu de ce tube soit perpendiculaire au plan du film. Les deux autres étant situées de part et d'autre de cette position de référence en assurant un même angle par rapport à la normale au plan des films.

Une des méthodes permettant de déterminer la position du tube RX consiste à repérer sur chacun des films la projection d'une croix plombée, constituée de deux fils de longueur identique et insérée à la surface d'une plaque radiotransparente fixée au système de contention sur le côté opposé à celui contenant le dispositif "porte films" (cf. figure 3.5.).



O : Croix origine

$$|\overline{OC_x}| = h$$

Cx : Croix distale

FIGURE 3.5.

$$|\overline{OS}| = f$$

- L'isocentre étant en coïncidence avec la croix matérialisant l'origine et la distance foyer-film réglée à une valeur de l'ordre de 1.20 m, on s'assure alors de la position de référence du tube RX en vérifiant, à l'aide de la radioscopie\*, que l'on a une même projection de la croix distale ( $C_x$ ) et de la croix origine (0).

Les projections de la croix distale  $C_x$  sur les stéréoradiographies permettront de repérer les positions du tube par rapport à l'isocentre et de vérifier s'il y a eu déplacement symétrique du tube par rapport à la référence.

#### II.4. Calcul des coordonnées d'une source radioactive.

En résumé le calcul de la position d'un point M, dont les images radiographiques qui lui sont associées par l'algorithme défini précédemment, sont  $M_1 (x_1, y_1)$  pour le film 1,  $M_2 (x_2, y_2)$  pour le film 2 et  $M_3 (x_3, y_3)$ , comporte les étapes suivantes :

- a) paramètre caractéristique du dispositif adapté au système de cotention, c'est la distance h connue par construction.
- b) distance foyer-film  
c'est la distance f mesurée sur le matériel radiologique

c) position des sources

Position de référence : (0, 0, f)

Positions stéréo 1 et stéréo 2 ( $xT_1, 0, zT_1$ ) et ( $xT_2, 0, zT_2$ )

On doit avoir :  $xT_1 = -xT_2$

$$zT_1 = zT_2$$

$xT_1, xT_2, zT_1, zT_2$  sont déterminées d'après les coordonnées de la projection de la croix distale  $C_x$  sur le film correspondant.

\* Méthode permettant de visualiser sur écran de contrôle le cliché radiographique que l'on obtiendrait.

d) base stéréoscopique S

La base stéréoscopique S a pour valeur  $S = xT_1 - xT_2$   
si  $zT_1 = zT_2$ .

e) position du point M

Les coordonnées du point M sont calculées par les formules suivantes :

$$x_M = \frac{S/2 (x_1 + x_2)}{S + x_2 - x_1}$$

$$y_M = \frac{S y_1}{S + x_2 - x_1}$$

$$z_M = \frac{H(x_2 - x_1)}{S + x_2 - x_1}$$

avec  $H = zT_1 = zT_2$

f) l'origine anatomique

c'est soit le milieu du segment joignant deux points symétriques (points osseux ou repères plombés) repérés sur les clichés stéréoscopiques et dont on calcule les coordonnées à l'aide des formules précédentes, soit un point ayant pour coordonnées celles du premier implant repéré.

Si  $(x_{OA}, y_{OA}, z_{OA})$  sont les coordonnées de l'origine anatomique OA dans le système de coordonnées dont l'origine est l'isocentre, les coordonnées du point M dans le système d'axes d'origine OA deviennent :

$$x'_M = x_M - x_{OA}$$

$$y'_M = y_M - y_{OA}$$

$$z'_M = z_M - z_{OA}$$

e) système d'axes lié au patient

Pour le repérage des sources radioactives, nous avons utilisé un système d'axes lié au système de contention ayant pour origine l'isocentre et tel que le plan (x,y) à  $z = 0$  soit le plan des films, le plan (x,z) à  $y = 0$  étant le plan de rotation du tube. Une translation de ce système d'axes amenant l'origine à l'origine anatomique OA permet le calcul des coordonnées des sources radioactives dans l'espace cérébral.

Dans la pratique, le système de référence utilisé est un système d'axes orthonomés dont l'origine est un "point anatomique" et dont les directions correspondent aux directions principales du malade et orientés de la façon suivante :

- axe OX de la droite vers la gauche du malade
- axe OY des pieds vers la tête
- axe OZ d'avant en arrière (antéro-postérieur)

On aboutit ainsi à un trièdre de sens inverse.

C'est ce système de référence qui est utilisé pour la définition des plans de calcul de la distribution des doses absorbées par le volume tumoral.

On repérera finalement les sources radioactives par rapport à ce système en écrivant :

$$X_M = x'_M$$

$$Y_M = y'_M$$

$$Z_M = z'_M$$

si le cliché de référence (film 3) est un cliché de face.

$$X_M = z'_M$$

$$Y_M = y'_M$$

$$Z_M = x'_M$$

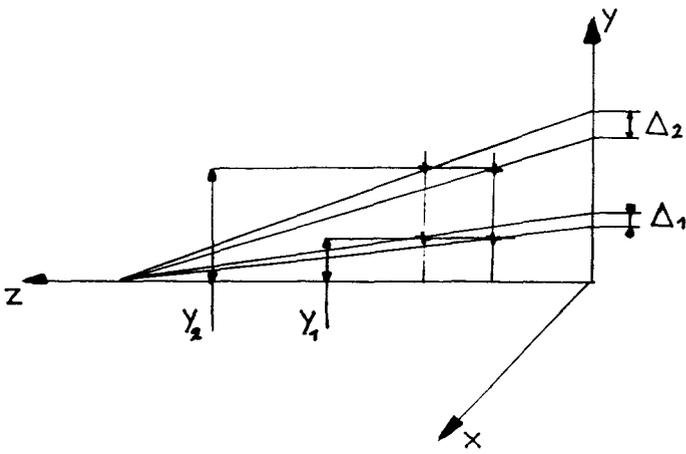
si le film n° 3 est un cliché de profil.

III - MISE EN OEUVRE DE LA METHODE :III.1. Remèdes aux erreurs d'imprécision des clichés

Dans la plupart des méthodes de repérage de la position de sources ou de fils radioactifs dans l'espace, les erreurs d'imprécision des clichés sont le résultat des mouvements du patient entre chaque radiographie.

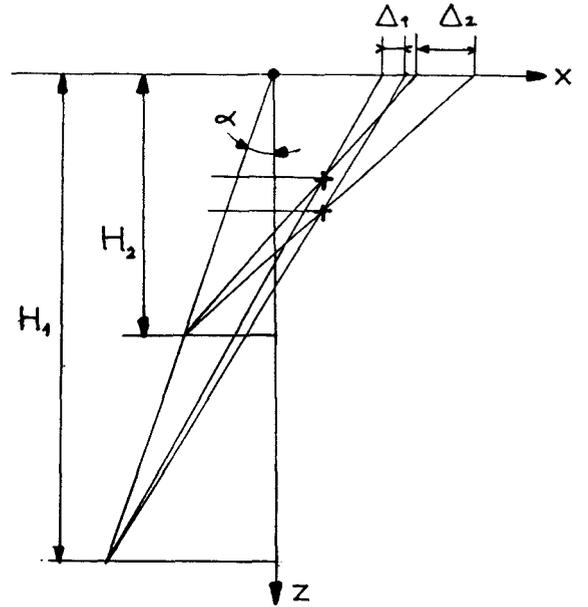
Dans notre cas, la tête du patient sera immobilisée dans un cadre ou système de contention lui-même rendu solidaire de la table supportant le patient lors de l'examen radiologique. Les erreurs d'imprécision des clichés ne sont donc plus dans notre cas liées au déplacement du malade mais à un non respect de la position des sources RX préconisée par la méthode.

Un premier type d'erreur d'imprécision des clichés est en fait lié à la difficulté, rencontrée lors de la digitalisation, de distinction de deux projections appartenant à des implants proches l'un de l'autre. Un remède à ce type de difficulté est, premièrement, de choisir une distance foyer-film pas trop élevée par rapport à la distance moyenne entre le volume tumoral et le plan des films et deuxièmement, situer le plan des tubes RX de manière à ce qu'il n'ait aucune intersection avec ce volume tumoral. En effet, considérons deux implants ayant mêmes coordonnées x et y mais des coordonnées z légèrement différentes, on s'aperçoit, figure 3.6., que leurs projections sont plus facilement distinguables, si ces implants ne se trouvent pas dans le plan des tubes RX, de même figure 3.7., pour un même angle stéréoscopique, une distance foyer-film réduite, augmente la distance séparant les projections.



$\Delta_2 > \Delta_1$  pour  $y_2 > y_1$

FIGURE 3.6.



$\Delta_2 > \Delta_1$  pour  $H_2 < H_1$

FIGURE 3.7.

Si malgré tout deux implants se projetaient de manière identique sur un même cliché, nous verrons, dans le paragraphe suivant, que le programme tient compte de cette possibilité mais au prix d'une complexité accrue et donc d'un temps de calcul plus élevé. Il est donc préférable de remédier à ce type de problème comme nous venons de le faire ci-avant.

Le deuxième type d'erreur liée à l'imprécision des clichés intervient lors de la phase de repérage de la position des sources radioactives et plus particulièrement lors de la comparaison des coordonnées des projections de ces sources sur les différents films.

Un implant ayant pour projections  $M_1 (x_1, y_1)$  et  $M_2 (x_2, y_2)$  sur les stéréoradiographies 1 et 2 et  $M_3 (x_3, y_3)$  sur le film de référence, un des premiers tests lors du déroulement de

l'algorithme est de comparer  $y_1$  et  $y_2$ . Si le plan des sources RX n'est pas parallèle au plan  $(x, z)$ , ces deux coordonnées  $y_1$  et  $y_2$  ne sont plus comparables (figure 3.8.) ; on vérifie donc la position des sources RX en constatant que la projection de la croix distale sur chacune des stéréoradiographies a bien une coordonnée en  $y$  égale à zéro. La position de référence étant vérifiée avant la prise des clichés (cf. p.III.13) la comparaison de la moyenne de  $y_1$  et  $y_2$  avec  $y_3$  ne pose pas de problèmes particuliers, si ce n'est que la tube RX ne se trouve pas à la même distance foyer-film étant donné que l'on tourne par rapport à l'isocentre, mais l'erreur introduite reste très faible.

Un autre test consiste à comparer la moyenne de  $x_1$  et  $x_2$  à  $x_3$ , dans ce cas aussi, une asymétrie dans la position des tubes RX par rapport à la position de référence introduit une erreur non négligeable (figure 3.9.). De la même manière que précédemment, la symétrie des tubes RX est vérifiée en comparant les coordonnées selon l'axe des  $x$  des projections de la croix distale sur chacune des stéréoradiographies. Les films étant considérés inexploitable si ce décalage s'avère trop important.

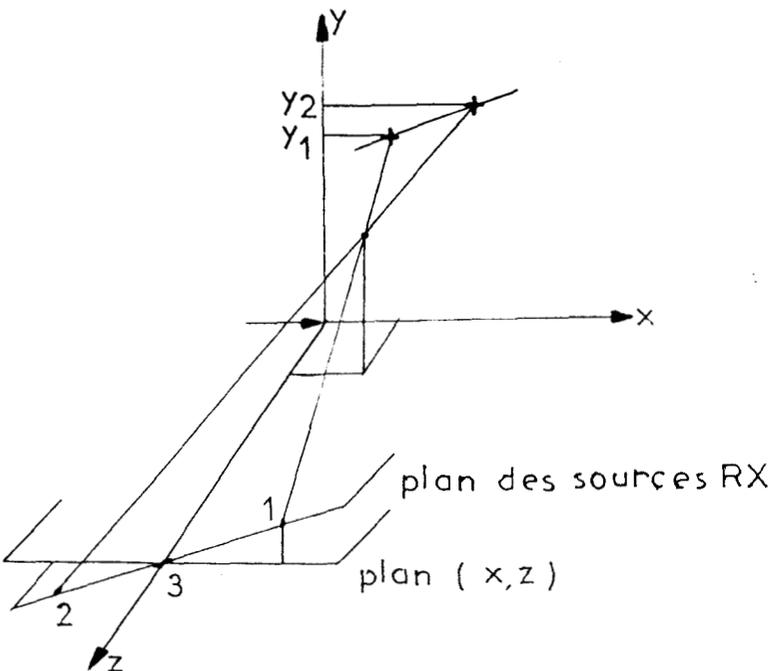


FIGURE 3.8.

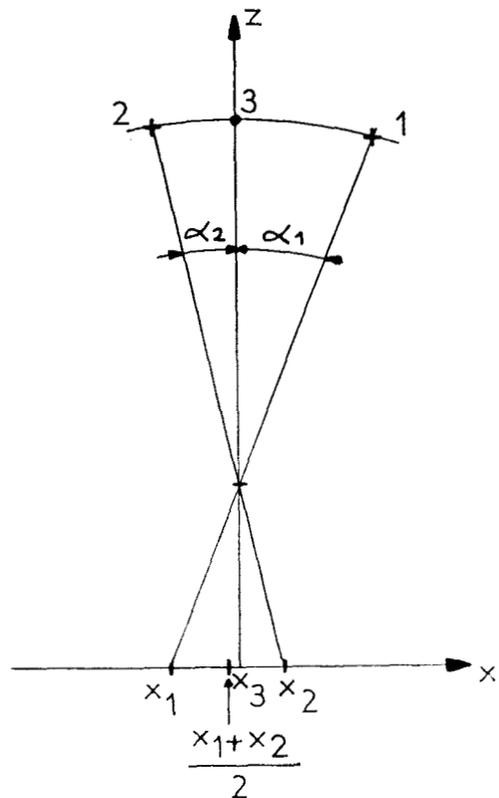


FIGURE 3.9.

Une asymétrie sur la position du tube RX amène aussi un décalage entre  $y_1$  et  $y_2$  mais celui-ci reste très faible, en fait pour une distance foyer-film de 100 cm et des angles  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  de 7 et 8° respectivement on obtient un décalage de 0.01 mm entre  $y_1$  et  $y_2$  et de 0.1 mm entre  $\frac{y_1+y_2}{2}$  et  $y_3$  pour un point M de coordonnée  $y = 10$  cm et  $z = 10$  cm par contre on obtient un décalage de 1 mm entre  $\frac{x_1+x_2}{2}$  et  $x_3$  pour ces mêmes valeurs.

Le programme de repérage de la position des sources radioactives dans l'espace cérébral teste donc, avant tout calcul, la validité des clichés en comparant les coordonnées des projections de la croix distale sur chacune des stéréoradiographies.

### III.2. Le programme

Notre programme a été mis au point pour tester la validité de la méthode de repérage décrite précédemment.

Les caractéristiques des implants (nombre et activité) ainsi que celles du dispositif "porte-films" (distance croix-distale - croix-origine, distance foyer-film) sont frappées au clavier alors que les données concernant les radiographies sont entrées par l'intermédiaire d'une tablette à digitaliser.

Après avoir testé la validité des films par comparaison des coordonnées des projections de la croix distale sur chacune des stéréoradiographies, le programme commence par diviser chaque cliché en tranche perpendiculaire à l'axe des  $y$ ; Deux projections appartenant à la même tranche, si leurs coordonnées selon l'axe  $y$  sont distantes de moins de  $\epsilon$ .

Pour chaque tranche, on ne garde que les projections satisfaisant les équations (1) et (2) (Cf p III.9) avant d'appliquer les critères  $Cr_1$  à  $Cr_4$  (Cf p III.10).

Cependant, nous avons légèrement modifié le critère  $Cr_4$  qui risquait, dans certains cas, de nous faire oublier des implants.

Ainsi nous conditionnons la recherche des implants réels en déterminant le nombre de projections contenue dans la bande considérée :  $N_1$  pour le film 1,  $N_2$  pour le film 2 et  $N_3$  pour le film n° 3.

Si  $N_1 = N_2 = N_3$ , on applique le critère  $Cr_4$  tel qu'il a été défini. Sinon, on tolère qu'une des projections puisse être utilisée pour le calcul des coordonnées de plusieurs implants. Le nombre d'implants pouvant être retrouvés dans cette bande étant égal au maximum des trois nombres  $N_1$ ,  $N_2$  et  $N_3$ .

En testant le programme sur des exemples théoriques, nous nous sommes aperçus que cette méthode pourrait amener à une solution fautive ; la géométrie de l'implantation déterminée par le programme étant complètement différente de celle de départ.

Cependant, si l'implantation répond aux normes du système de PARIS, il existe une certaine régularité dans la disposition des implants et un test sur cette régularité nous a permis d'éliminer ces solutions fautes.

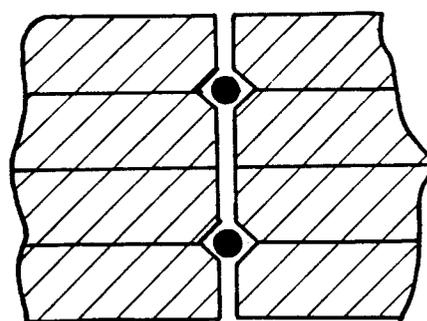
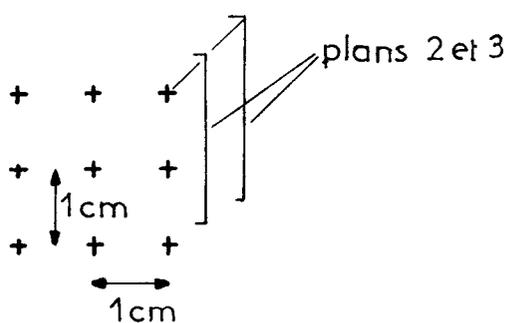
A la fin du calcul, c'est-à-dire après l'analyse de chaque tranche, si le nombre total de sources radioactives repérées est différent du nombre réellement implanté, l'activité de chaque implant est alors modifiée de manière à garder l'activité totale constante.

Les résultats sont stockés pour un calcul ultérieur de la distribution de la dose absorbée par le volume lésionnel implanté et apparaissent également sur imprimante les coordonnées tridimensionnelles des sources radioactives repérées.

### III.3. Vérification du programme sur un modèle expérimental

Notre modèle expérimental était constitué par une superposition de plaques de plexiglass d'épaisseur 0,5 cm et entre lesquelles nous avons disposé des plombs de pêche de diamètre 0,6 mm selon la disposition suivante :

- 3 plans de 9 plombs disposés en carrés et espacés de 1 cm.



Montage des plombs

On effectue les trois clichés en utilisant un cadre faisant office de système de contention et sur lequel nous avons monté les plaques de plexiglass contenant la croix origine et la croix distale.

Nous avons relevé 26 points sur le film référence ainsi que sur le film stéréo N° 1 (deux plombs ayant eu des projections indissociables) et 27 points sur le film stéréo N° 2.

Le calcul des coordonnées des plombs par rapport à l'isocentre a donné les résultats suivants (mm) :

- Un écart variant entre +1 et -1 mm selon l'axe de z, avec une valeur moyenne de 0,38 mm, entre + 0,8 et - 0,9 selon y avec une valeur moyenne de - 0,07 mm et entre + 0,5 et - 0,6 mm selon x avec une valeur moyenne de - 0,05 mm.

- La distance entre le point mesuré et le point calculé prend elle une valeur maximale de 1,2 mm et une valeur moyenne de 0,7 mm.

- L'accord entre les valeurs calculées et mesurées est donc correct et la précision sur ces résultats correspond à celle demandée.

#### IV - CONCLUSIONS :

Les techniques habituelles de repérage utilisant un couple de clichés radiologiques nécessitent un examen attentif de ces clichés, associé si possible à une bonne connaissance de l'application telle qu'elle a été réalisée, afin de déterminer les deux projections correspondant à une même source radioactive et de là définir sa position. Cependant, dans le cas de l'Iode 125, on a introduit un grand nombre de ces sources dans une région donnée de l'organisme et les clichés se présentent alors comme un enchevêtrement inextricable de points qu'il devient bien difficile d'identifier d'un cliché sur l'autre. La méthode de repérage proposée permet d'automatiser cette phase d'identification en introduisant une nouvelle source d'informations sous la forme d'un troisième cliché. Les deux clichés de base formant entre eux un angle stéréoscopique suffisamment important pour obtenir la précision désirée sur la position des sources radioactives. Cette méthode donne d'excellents résultats si en aucun cas deux implants se projettent de la même manière sur un même cliché ; c'est-à-dire si le nombre de projections est identique sur chacun des trois clichés. Si ce n'est pas le cas, la recherche automatique de la disposition géométrique des sources radioactives ayant pu générer les clichés obtenus ne donne plus une solution unique. Dans notre cas, la solution est validée à l'aide d'un critère de régularité sur la disposition géométrique des sources radioactives

imposé par le Système de Paris, mais il est préférable d'éviter ce type de situation en introduisant des contraintes au niveau de la prise de clichés. Ainsi, on peut remédier au problème de distinction de deux projections issues de deux sources proches l'une de l'autre, premièrement en choisissant une distance foyer-film pas trop élevée par rapport à la distance moyenne entre le volume implanté et le plan des films et deuxièmement en situant le plan des tubes RX de manière à ce qu'il n'ait aucune intersection avec ce volume tumoral. Ces contraintes ne permettent pas l'utilisation du matériel radiologique disponible en salle de stéréotaxie car celui-ci assure une distance foyer-film fixe et égale à 4m50 ou 5m. Cependant, le volume lésionnel est défini par des documents scanographiques rapportés sur les documents téléradiologiques pris en salle de stéréotaxie et il est donc intéressant de reporter la position des sources radioactives sur ces documents afin de comparer, ultérieurement, le volume irradié au volume cible. Cette transcription sera immédiate, si le système de contention, immobilisant la tête du patient lors de la prise des clichés et servant au repérage des sources radioactives, est le même que celui utilisé pour l'obtention des documents téléradiographiques et scanographiques. Le système d'axes de coordonnées utilisé pour la définition de la position des sources radioactives sera alors, dans ce cas, celui utilisé pour le repérage du volume lésionnel.

## **CHAPITRE IV**

REPRESENTATION DE LA DISTRIBUTION DE LA DOSE  
ABSORBEE PAR LE VOLUME LESIONNEL.

Pour déterminer la distribution des doses délivrées à l'organisme au cours d'une application de curiethérapie interstitielle par sources radioactives, on est conduit à calculer en de nombreux points la dose délivrée par chacune de ces sources.

La dose délivrée en un point à une distance donnée d'une source radioactive dépend d'un certain nombre de paramètres qui sont :

- la nature du radionucléide et son activité
- la durée de l'application
- la nature du milieu au sein duquel se trouvent la source et le point considéré
- la forme et la dimension de la source ainsi que la nature et l'épaisseur des parois de la gaine métallique qui l'entoure.

Après avoir étudié comment tenir compte de ces paramètres pour des sources radioactives ponctuelles, nous définirons le rayonnement émis par une source d'iode 125 et nous verrons alors combien la très faible énergie de ces rayonnements, comparée aux énergies des rayonnements émis par les radionucléides habituellement utilisés en curiethérapie, entraîne un certain nombre de difficultés au niveau du calcul des doses absorbées par les tissus.

Les paragraphes suivants préciseront les deux types de représentations retenues pour la définition de la distribution des doses qui sont : la représentation de la distribution des doses dans un plan quelconque défini par l'utilisateur et une représentation tridimensionnelle permettant l'identification du volume cible au volume traité.

## I - PRINCIPE DU CALCUL DE LA DOSE DELIVREE PAR UNE SOURCE D'IODE 125 :

### I.1. Dose délivrée par une source radio-active ponctuelle

#### I.1.1. Généralités

##### a) Dose absorbée

La dose absorbée en un point correspond à l'énergie moyenne absorbée dans une petite masse élémentaire de tissus entourant ce point

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Depuis 1953, l'unité de dose absorbée était le rad qui représentait 100 ergs/gramme :  $1 \text{ rad} = 100 \text{ erg g}^{-1} = 0,01 \text{ J Kg}^{-1}$ .

Depuis 1975, cette unité tend à être remplacée par le Gray :

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads} = 1 \text{ J Kg}^{-1}$$

##### b) Débit de dose absorbée

Si pendant un petit intervalle de temps  $dt$ , on observe un petit accroissement de dose  $dD$ , la quantité  $D$  représente le débit de dose absorbée :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

##### c) Constante radioactive $\lambda$

C'est la constante spécifique de l'isotope utilisé qui caractérise la vitesse à laquelle l'activité de la source diminue. Elle s'exprime en  $s^{-1}$

$$\text{On a } dN = - \lambda N dt$$

avec  $dN$  = nombre de noyaux qui se désintègrent pendant une observation de durée très brève  $dt$

$N$  = nombre atomes radioactifs.

d) Période T et durée de vie moyenne

- Par définition de la constante radioactive  $\lambda$ , le nombre N d'atomes radioactifs présents à l'instant t subit pendant l'intervalle de temps dt une variation  $dN = -\lambda N dt$

Cette équation différentielle a pour solution  $N = N_0 e^{-\lambda t}$

On définit T la période radioactive comme étant l'intervalle de temps réduisant de moitié le nombre des atomes radioactifs

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda}$$

- La vie d'un atome est représentée par le temps qui s'écoule entre le début de l'observation et l'instant de sa désintégration. La vie moyenne d'une population d'atomes est égale à la somme de leurs vies individuelles divisée par leur nombre

$$\text{si } P = \text{somme de leurs vies individuelles} = N_0 \int_0^{\infty} t e^{-\lambda t} dt$$

$$\theta = \text{vie moyenne} = \frac{P}{N_0} = \int_0^{\infty} t e^{-\lambda t} dt = \frac{1}{\lambda} \sim 1.44 T$$

e) Activité et activité apparente

L'activité A d'une quantité de radionucléide est définie comme le quotient  $\frac{dN}{dt}$  où dN est le nombre de désintégrations survenant dans cette quantité dans l'intervalle de temps dt  $A = \frac{dN}{dt}$  et s'exprime en mCi puis en Becquerel ou  $s^{-1}$ .

Cette activité ne présente aucun intérêt pratique en curiethérapie, car le calcul de débit de dose dans un milieu va devoir tenir compte de l'auto-absorption dans la source et de la filtration de la gaine métallique qui l'entoure. On définit donc l'activité apparente d'une source qui est l'activité d'une source ponctuelle du même radionucléide qui délivrerait la même dose dans l'air à la même distance de la source réelle.

I.1.2. Calcul de la dose absorbée par les tissus pendant une application de durée t

Nous considérons d'abord une source radioactive ponctuelle placée dans des conditions telles que l'atténuation et la diffusion du rayonnement émis soient négligeables. Nous étudierons ensuite l'atténuation du rayonnement au sein des milieux biologiques.

a) Atténuation et diffusion négligeable

Le débit de la dose absorbée  $\dot{D}_m$  en un point P d'un milieu m, situé à une distance d d'une source, est égal en l'absence d'atténuation et de diffusion à :

$$\dot{D}_m = \frac{dD_m}{dt} = \dot{K}_N \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m \frac{1}{d^2}$$

$\dot{K}_N$  = débit de Kerma normal de la source, dépend de l'isotope utilisé

$\left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m$  = rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie dans le milieu m et dans l'air

$\dot{K}_N$  étant proportionnel à l'activité, il décroît comme elle, exponentiellement avec la période T du radionucléide

$$\dot{K}_N(t) = \dot{K}_N(t_0) e^{-\frac{t \ln 2}{T}}$$

Après un temps t, la dose absorbée  $D_m$  délivrée au milieu m à la distance d de la source est égale à

$$D_m = \int_{t_0}^{t_0+t} \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m \frac{\dot{K}_N(t_0)}{d^2} e^{-\frac{t \ln 2}{T}} dt$$

$$D_m = \dot{K}_N(t_0) \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m \frac{1}{d^2} \frac{T}{\ln 2} \left[ 1 - e^{-\frac{t \ln 2}{T}} \right]$$

pour un temps  $t$  très faible devant  $T$  on a :

$$D_m = K_N(t_0) \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m \frac{1}{d^2} t$$

pour un temps infini  $e^{-\frac{t \ln 2}{T}} \rightarrow 0$

$$\text{et } D_m \rightarrow D_m^\infty = K_N(t_0) \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m \frac{1}{d^2} \frac{T}{\ln 2}$$

$$D_m^\infty = D_m(t_0) \theta \text{ et } D_m^t = D_m^\infty [1 - e^{-\lambda t}]$$

#### b) Atténuation et diffusion dans les tissus

L'atténuation dans les tissus est évidemment fonction de la distance  $d$  entre la source et le point  $P$  considéré.

Le débit de dose absorbée dans le milieu  $m$  est donc égal à

$$D_m = K_N \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m \frac{\phi(d)}{d^2}$$

$\phi(d)$  = rapport entre le débit de dose absorbée  $D_m$  (milieu) dans le milieu  $m$  dans les conditions réelles d'atténuation et de diffusion au débit de dose absorbée  $D_m$  (air) dans une petite masse du milieu  $m$  et placée dans l'air dans les conditions minimales d'atténuation et de diffusion

$$\phi(d) = \frac{D_m(\text{milieu})}{D_m(\text{air})}$$

Les valeurs de  $\phi(d)$ , données dans la littérature pour différents radionucléides, représentent la moyenne entre des calculs théoriques d'une part et la moyenne de valeurs mesurées par différents auteurs d'autre part. Cette fonction est souvent approchée par une équation du 3ème degré pour  $d < 10$  cm, pour  $d > 10$  cm, elle n'est plus valable et est approximée par une exponentielle.

### I.1.3. Auto-absorption et filtration

La gaine métallique inactive qui entoure les sources a un double but : éviter le risque de contamination des tissus, des instruments de manipulation, ou des dispositifs applicateurs par la substance radioactive elle-même ; de plus elle absorbe la plus grande partie des rayonnements  $\beta$  émis, éventuellement elle atténue les X ou  $\gamma$  de faible énergie et modifie ainsi le spectre du rayonnement émis.

Dans le cas des petites sources radioactives, les dimensions des parties actives sont très petites et peuvent être assimilées à des sources ponctuelles. Le débit de Kerma normal tient compte dans sa détermination de l'auto-absorption du rayonnement dans la source et de son atténuation dans la gaine inactive et il permet de calculer le débit de Kerma en n'importe quel point sans autre correction.

## I.2. Dose délivrée par une source d'iode 125

### I.2.1. Description d'une source d'iode 125

Les sources disponibles dans le commerce ont été réalisées aux Etats-Unis d'après les spécifications mises au point par le Memorial Hospital à New-York. Ces sources se présentent sous la forme de grains de titane de 4,5 mm de long et de 0,8 mm de diamètre scellés aux deux extrémités. Ces grains renferment deux petites sphères de 0,6 mm de diamètre environ, constituées d'une résine échangeuse d'ions à laquelle a été incorporée l'iode radioactif. Une sphère en or destinée à faciliter le repérage radiographique des grains sépare ces deux sphères.

L'iode 125 présente un spectre d'énergie de 27 à 35 kev. Les principaux rayonnements X et  $\gamma$  émis sont donnés dans le tableau IV. L'énergie moyenne de l'ordre de 30 Kev associée à une période relativement longue de 60 jours représente le principal intérêt de cet isotope qui n'a jusqu'ici été utilisé que sous la forme de grains implantés de façon permanente. En effet, d'une part la longue période conduit à utiliser un faible débit de dose donc de faibles activités pour les sources élémentaires, d'autre part la faible énergie du rayonnement permet de réaliser une protection efficace quand ceci s'avère nécessaire.

RADIATION GAMMA	PHOTONS GAMMAS POUR 100 TRANSITIONS	RADIATION $e^-$	ELECTRONS POUR 100 TRANSITIONS
3,7 keV (x-ray-LM)	22,0	3,6 keV (K conversion)	80
27,5 keV (x-ray- $K\alpha_1$ )	74,3	31,0 keV (L conversion)	11
27,2 keV (x-ray- $K\alpha_2$ )	37,9	34,6 keV (M conversion)	2
31,0 keV (x-ray- $K\beta$ )	20,1	22,7 keV (KLL)	17
31,7 keV (x-ray- $K\gamma$ )	4,5	26,3 keV (KLM)	7
35,4 keV $\gamma'$	7,0	3,0 keV (LMM)	107
		3,5 keV (LMN)	54
		0,5 keV (MNN)	265
		0,5 keV (MNO)	34

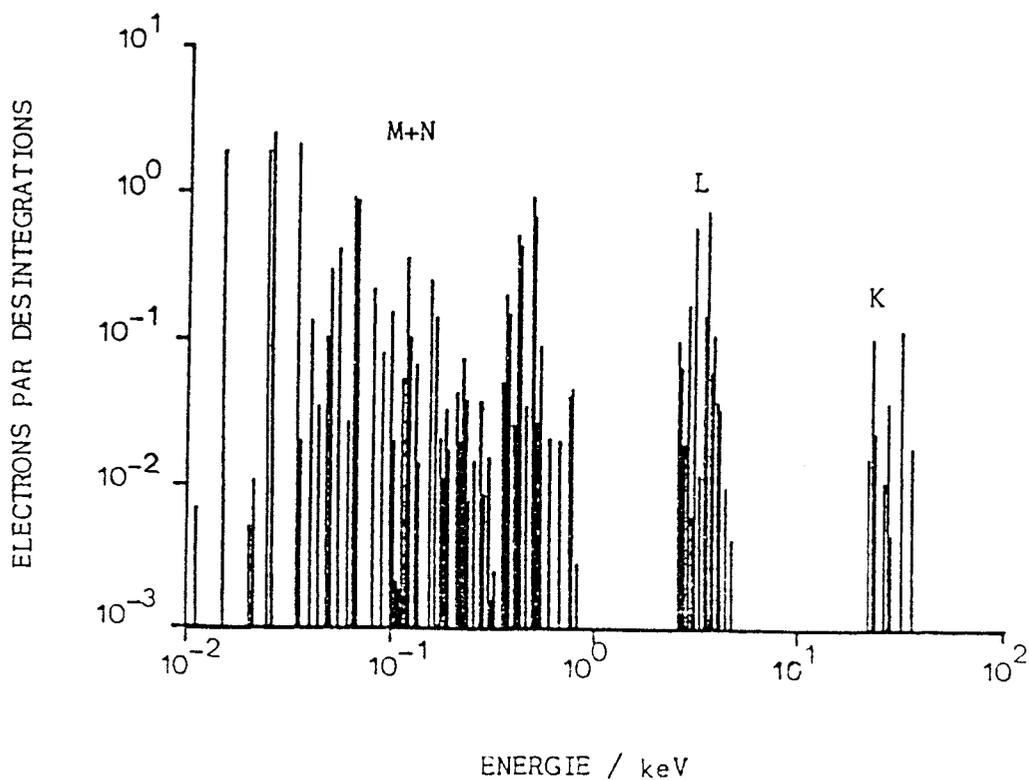


Tableau IV : Radiations gamma, X et électrons pour l'Iode 125.



### I.2.2. Dosimétrie d'une source d'iode 125

L'iode 125 émet des rayonnements X et  $\gamma$  d'énergie moyenne d'environ 30 Kev. La très faible énergie de ces rayonnements, comparée aux énergies des rayonnements émis par les radionucléides habituellement utilisés en curiethérapie, entraîne un certain nombre de difficultés dosimétriques /29/. Pour tous les radionucléides émetteurs  $\gamma$  utilisés habituellement en curiethérapie, les interactions du rayonnement avec la matière se produisent essentiellement par effet Compton et dépendent donc peu de la nature des tissus irradiés. D'autre part, les différences d'atténuation du rayonnement d'un isotope à l'autre restent faibles. Il n'en est plus du tout de même pour l'iode 125 pour lequel l'effet photoélectrique intervient pour 50 % dans le nombre des interactions et à 96 % dans l'absorption d'énergie. D'autre part les coefficients d'absorption de l'effet photoélectrique aux environs de 30 Kev varient très vite avec l'énergie comme avec la nature du milieu. Le spectre d'émission de l'iode 125 est assez bien connu mais la modification de ce spectre, due à l'auto-absorption dans les sources elles-mêmes, à la filtration par la gaine des sources et par la sphère d'or intercalaire et à l'atténuation et la diffusion par les tissus est mal connue. Les calculs théoriques aussi bien que les mesures relatives à ces sources sont donc difficiles et relativement imprécis.

Il n'était pas dans notre propos de définir les paramètres permettant le calcul de la dose absorbée en un point à distance d'une source d'iode 125. Cependant, une étude des tables, récemment publiées, donnant la distribution de doses absorbées dans les tissus autour des sources d'iode 125 nous a permis de réaliser ce calcul.

### I.2.3. Méthode de calcul

Plusieurs auteurs ont publié des tables donnant la distribution de dose absorbée dans les tissus pour une source d'iode 125 /45/, /46/, /47/. Ces tables présentent des variations de l'ordre de 30 % pour des distances de l'ordre du centimètre pour une même activité théorique.

Une partie de ces variations est due à l'imprécision avec laquelle la constante de débit de Kerma dans l'air et les coefficients d'absorption dans les tissus sont calculés.

Pour notre part, nous avons retenu les résultats publiés par KRISHNAWAMY (1978) qui considère une constante de débit d'exposition de  $1.45 \frac{\text{R cm}^2}{\text{hr mCi}}$  dans l'air et nous donne la valeur de la dose absorbée par les tissus (équivalent : eau) pour une source d'iode 125 de 1mCi équivalent et pour une grille de 5 cm de côté et de pas 5 mm (Table I).

Le marquage radiologique des sources d'iode 125 étant assuré par une sphère en or, on ne peut déterminer leur orientation lors de leur repérage, et on les considère donc comme ponctuelles. Ce sont donc les valeurs, le long de l'axe perpendiculaire à l'axe de la source, qui nous ont permis de réaliser nos calculs.

Dernièrement, la Société 3M a fabriqué un nouveau modèle de sources (modèle 6711). Celui-ci consiste en un cylindre d'argent sur lequel est déposé l'iode 125. L'ensemble est contenu dans un cylindre de Titane identique à celui du modèle actuellement commercialisé (modèle 6702).

ISTURITZ (1983) /31/ a présenté un algorithme permettant le calcul dosimétrique dans l'eau autour de cette nouvelle source, ainsi que le calcul du débit d'exposition et les valeurs des constantes du polynôme d'approximation de la fonction  $\phi(r)$ .

Nous donnons ici quelques résultats extraits des travaux de ISTURITZ et entre autres on constate que les résultats publiés par celui-ci sont très proches de ceux publiés par KRISHNAWAMY.

- Constante de débit d'exposition

$$\Gamma_{\delta} = 1.45 \text{ R cm}^2/\text{mCi h}$$

iode libre

$$\Gamma_{\delta} = 1.75 \text{ R cm}^2/\text{mCi h}$$

modèle 6711

$$\Gamma_{\delta} = 2.08 \text{ R cm}^2/\text{mCi h}$$

modèle 6711 sans considérer Titane.

- Fonction  $\phi(r)$ . polynôme 5ème degré

$$\phi(r) = 1.15 - 0.332 R + 0.05 R^2 - 0.0021 R^3 - 0.00013 R^4 + 0.00001 R^5$$

- Coefficients d'absorption massique en énergie

$$\left| \frac{\mu_{en}}{\rho} \right|_{\text{air - eau}} = 1.01 \text{ cm}^2/\text{g} \quad (h\nu = 27.2 \text{ kev})$$

$$\left| \frac{\mu_{en}}{\rho} \right|_{\text{air - tissus}} = 1.04 \text{ cm}^2/\text{g} \quad (h\nu = 27.2 \text{ kev})$$

- Distribution des doses

DOSE EN PROFONDEUR POUR 1 mCi EQUIVALENT D'IODE 125 (SOURCE MODELE 6702)

DISTANCE AU LONG DE L'AXE DE LA SOURCE (cm)	DISTANCE TRANSVERSE AU CENTRE DE LA SOURCE (cm)										
	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0
0.0	—	5.303	1.320	0.552	0.285	0.165	0.102	0.066	0.044	0.030	0.021
0.5	1.900 <sup>b</sup>	2.643	1.034	0.488	0.265	0.157	0.098	0.064	0.043	0.030	0.021
1.0	0.550	0.908	0.601	0.356	0.215	0.135	0.088	0.059	0.040	0.028	0.020
1.5	0.245	0.270	0.329	0.235	0.160	0.108	0.074	0.051	0.036	0.025	0.018
2.0	0.125	0.150	0.185	0.151	0.113	0.082	0.059	0.042	0.031	0.022	0.016
2.5	0.073	0.090	0.109	0.097	0.079	0.061	0.046	0.034	0.025	0.019	0.014
3.0	0.044 <sup>c</sup>	0.055 <sup>c</sup>	0.066	0.063	0.054	0.044	0.035	0.027	0.021	0.016	0.012
3.5	0.031 <sup>c</sup>	0.032 <sup>c</sup>	0.035	0.042	0.038	0.032	0.026	0.021	0.016	0.013	0.010
4.0	0.022 <sup>c</sup>	0.022 <sup>c</sup>	0.026 <sup>c</sup>	0.028	0.026	0.023	0.019	0.016	0.013	0.010	0.008
4.5	0.016 <sup>c</sup>	0.016 <sup>c</sup>	0.017 <sup>c</sup>	0.019	0.018	0.017	0.014	0.012	0.010	0.008	0.006
5.0	0.010 <sup>c</sup>	0.011 <sup>c</sup>	0.012 <sup>c</sup>	0.012 <sup>c</sup>	0.013	0.012	0.011	0.009	0.008	0.006	0.005

Krishnaswamy, Radiology 126: 489-491, 1978.

Table I

DOSE EN PROFONDEUR POUR 1 mCi EQUIVALENT D'IODE 125 (SOURCE MODELE 6711)

DISTANCE AU LONG DE L'AXE DE LA SOURCE (cm)	DISTANCE TRANSVERSE AU CENTRE DE LA SOURCE (cm)										
	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
0,0		5.992	1.321	0.514	0.255	0.146	0.092	0.062	0.045	0.033	0.026
0,5	0.548	2.703	1.001	0.448	0.235	0.138	0.088	0.060	0.044	0.033	0.026
1,0	0.015	0.827	0.546	0.316	0.188	0.119	0.079	0.056	0.041	0.031	0.025
1,5	0.001	0.313	0.284	0.203	0.136	0.095	0.067	0.049	0.037	0.029	0.024
2,0	0.000	0.140	0.155	0.128	0.098	0.073	0.055	0.042	0.033	0.027	0.022
2,5	0.000	0.071	0.090	0.083	0.069	0.056	0.044	0.036	0.029	0.024	0.020
3,0	0.000	0.039	0.056	0.055	0.050	0.042	0.036	0.030	0.025	0.021	0.018
3,5	0.000	0.023	0.036	0.039	0.036	0.033	0.029	0.025	0.021	0.019	0.016
4,0	0.000	0.014	0.025	0.028	0.027	0.026	0.023	0.021	0.018	0.016	0.015
4,5	0.000	0.009	0.018	0.021	0.021	0.020	0.019	0.017	0.016	0.014	0.013
5,0	0.000	0.006	0.013	0.016	0.017	0.017	0.016	0.015	0.014	0.013	0.012

ISTURITZ (1983)

## II - CALCUL DE LA DISTRIBUTION DE DOSES OU TRACE DES COURBES ISODOSES DANS UN PLAN QUELCONQUE :

### II.1. Calcul de la dose de base

Nous avons vu dans le Chapitre II, où nous définissions le système de Paris, combien le calcul de la dose de base s'avère important lorsqu'il s'agit de donner une représentation, dans un plan quelconque, de la distribution de la dose délivrée par un dispositif radioactif.

En effet, pour pouvoir juger de la bonne répartition de la dose autour de l'implantation réalisée, il nous faut vérifier que l'isodose, appelée isodose de référence et définie comme étant 85 % de la dose de base, assure une homogénéité relative de la dose à l'intérieur du volume implanté, et que la surface isodose engendrée par cette isodose de référence, entoure au mieux la surface limitant le volume cible dans le plan considéré.

Dans le système de Paris, la dose de base est toujours définie par convention dans le plan central de l'application et elle représente la moyenne arithmétique des doses minimales à l'intérieur du dispositif.

Le calcul de la dose de base passe donc par deux étapes qui sont la définition du plan central de l'application suivi de la détermination géométrique d'un certain nombre de points correspondant aux doses les plus faibles à l'intérieur du dispositif (cf. o II.7).

#### II.1.1. Détermination du plan central de l'application

\* Le système de Paris repose sur plusieurs principes dont l'un impose que les lignes radioactives doivent être parallèles, rectilignes et disposées de manière à ce que leurs centres soient dans un même plan perpendiculaire à la direction des lignes.

\* L'implantation de l'iode 125, cherchant à vérifier ces principes, est réalisée de manière à ce que plusieurs implants alignés selon la direction d'implantation soient l'équivalent d'une source rectiligne continue.

\* Il nous est donc facile, connaissant la position de chaque grain, de définir le plan central comme étant le plan perpendiculaire à la direction des lignes et passant par le centre de gravité de l'implantation.

\* Il nous faut cependant vérifier que l'application répond aux exigences du système de PARIS. Ainsi, après avoir calculé les coordonnées des grains dans un système d'axes tel que l'un d'entre eux soit parallèle à la direction d'implantation (axe des z, axes x et y dans un plan ), le programme vérifie leur bon alignement (en comparant leur x et y) et vérifie que les centres des aiguilles ainsi formées sont dans un même plan (en comparant leur z moyen).

Si ce n'est pas le cas, l'implantation ne répond pas aux principes du système de PARIS et l'utilisateur doit alors définir la dose de base en fonction de la dose qu'il désire voir délivrer au volume tumoral.

#### II.1.2. Détermination des points où la dose de base doit être calculée

Le calcul de la dose de base se fait dans le système de PARIS, en des points bien particuliers qui dépendent de la disposition géométrique des points d'intersection des aiguilles au niveau du plan médian. Ces points correspondent en général à des zones où la dose varie lentement autour d'un minimum. Ainsi, pour des aiguilles disposées de façon à ce que leur intersection avec le plan central dessinent un triangle, cette zone de minimum se trouvera centrée sur le point d'intersection des médiatrices de ce triangle. Si ce triangle possède un angle obtus, ce point se trouve alors à l'extérieur du triangle et l'application ne répond plus aux principes du système de PARIS.

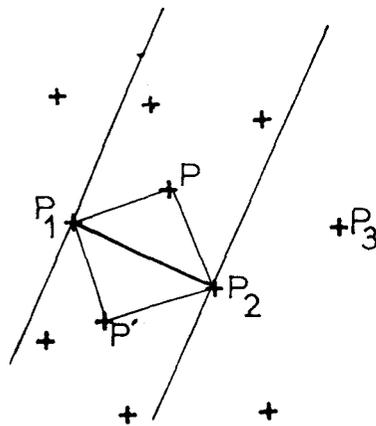
D'où l'intérêt, afin de pouvoir déterminer les coordonnées des points où la dose de base doit être calculée, de rechercher, si elle existe, une décomposition en triangle n'ayant aucun angle obtus, de la disposition géométrique des points d'intersection des aiguilles dans le plan central.

Les sources continues, équivalentes aux grains alignés, étant déterminées comme nous venons de le voir au paragraphe précédent, les coordonnées de leur intersection avec le plan central sont calculées en moyennant les coordonnées des grains qui les composent.

On procède alors à une recherche du polygône circonscrit qui est tel que tout segment reliant deux points d'intersection soit intérieur à ce polygône. Puis on initialise la recherche en définissant une base d'un triangle. Cette base étant soit le segment joignant un des points, intérieur au contour défini par le polygône circonscrit, à son voisin le plus proche, soit un des segments du polygône s'il n'existe aucun point intérieur. Cette initialisation nous permet d'éviter la définition d'une base de départ entraînant une solution fautive (cf. figure)



La décomposition consiste alors à rechercher, de part et d'autre de cette base, et parmi les points situés dans l'espace limité par les deux droites perpendiculaires à cette droite et passant par ses extrémités le point dont la hauteur par rapport à la base est minimale (cf. figure).

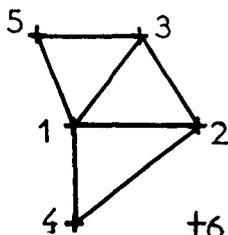


P vérifie  $\vec{P_1P} \cdot \vec{P_1P_2} > 0$   
 $\vec{P_2P} \cdot \vec{P_2P_1} > 0$   
 $H_P = \min \left( \frac{\vec{P_1P_i} \cdot \vec{P_1P_2}}{P_1P_2} \right)$   
 $i=1, N$

de même pour P'  
 $P_3$ , par contre est tel que  $\vec{P_2P_3} \cdot \vec{P_2P_1} < 0$   
 donc  $P_3$  ne peut servir à former un triangle ayant pour base  $(P_1P_2)$ .

Si les triangles ainsi formés possèdent un angle obtus, ou s'il n'existe aucun point répondant aux critères précédents, on arrête la recherche et on passe à une méthode de calcul de la dose de base par recherche d'un minimum dans le plan central (voir annexe 6).

Sinon, on garde en mémoire les triangles ainsi formés, et on reprend consécutivement comme base de départ chacune des deux autres bases. Afin d'éviter de former plusieurs fois un même triangle ou de former des triangles ayant une surface commune on teste s'il existe de part et d'autre de la base, soit un point permettant de former un triangle existant déjà, soit le point correspondant au troisième sommet du triangle ayant servi à définir la base de recherche auquel cas la recherche cesse de ce côté de la base et continue sur l'autre (ex sur figure).



base de départ 1.2.

triangles formés 1.2.3.

1.2.4.

recherche avec 1.3. 1.3.2. a servi à générer  
la base

on forme 1.3.5.

recherche avec 1.4. 1.4.2. a servi à générer  
la base

on ne peut pas former 1.4.6

Le programme s'arrête lorsqu'il n'y a plus aucune possibilité de formation de triangles.

Si tous les points d'intersection ont été utilisés pour former ces triangles, on calcule alors les coordonnées des points d'intersection des médiatrices de ces triangles qui sont les points où les doses de base élémentaires doivent être calculées. Sinon on passe à une méthode de recherche d'un minimum dans le plan central.

Le point de départ de cette recherche étant le point où la dose est minimale au milieu d'un segment joignant deux intersections, ce segment n'étant pas un des éléments du polygone circonscrit.

La dose de base est finalement validée en vérifiant que chaque dose de base élémentaire vérifie :

$$- \text{dose base} - 10 \% \leq \text{dose élémentaire} \leq \text{dose base} + 10 \%$$

$$\text{Dose base} = \text{moyenne des doses élémentaires.}$$

. REMARQUES :

Si la disposition géométrique des points d'intersection des aiguilles dans le plan médian est une disposition en carrés. Chaque carré va être décomposé en deux triangles dont les points d'intersection des médiatrices sont identiques et correspondent au centre de ce carré. Ces deux points seront regroupés en un seul afin d'éviter de fausser le calcul de la dose de base qui se présente comme une moyenne.

## II.2. Représentation de la distribution de doses dans un plan quelconque ou tracé des courbes isodoses dans un plan quelconque

### II.2.1. Fonctions et caractéristiques principales du programme

Le programme décrit ici est tiré du programme DØFICØ (DØsimètrie autour de Fils COurbes) écrit en FORTRAN IV qui permet le calcul des doses autour d'un ensemble de fils d'Iridium 192 de forme quelconque placés dans l'organisme au cours d'une application interstitielle de curiethérapie /38/. Il est ici adapté /48/, /49/ au cas d'une application intra-tumorale intra-cérébrale de grains d'iode 125. Il utilise outre les périphériques classiques des ordinateurs, une table à digitaliser et un traceur de courbes. Il comporte donc des sous-programmes spécifiques du matériel sur lequel il a été mis au point mais son adaptation à d'autres dispositifs de lecture ou de tracé de courbes ne devrait pas poser trop de problèmes.

Ce programme comporte essentiellement trois parties :

- 1 - le calcul de la position des grains dans l'espace à partir de trois clichés stéréoscopiques
- 2 - le calcul des doses délivrées par ces grains en chaque point d'une grille définie dans le plan de calcul considéré
- 3 - le tracé des courbes isodoses dans le plan considéré.

### II.2.2. Calcul de la position des grains

Les documents de base utilisés sont constitués par trois radiographies dont l'une est prise selon une incidence normale au plan du film et les deux autres forment entre elles un angle stéréoscopique prédéterminé. Un dispositif, monté sur le système de contention de la tête du patient, fournit des repères permettant de retrouver la position des sources RX ainsi qu'un système d'axes permettant de repérer la position des implants.

Deux points symétriques (points osseux ou repères plombés) doivent être repérés sur les clichés stéréoscopiques. Le milieu du segment joignant ces deux points est l'origine anatomique utilisée aussi bien pour définir la position des fils que pour définir la position des plans de calcul.

Si on envisage l'addition des doses délivrées au cours de la curiethérapie, et au cours d'un traitement de radiothérapie externe complémentaire la position de repérage du malade doit être la même que sa position de traitement.

### II.2.3. Le calcul des doses

#### a) Principe du calcul

Le calcul de la dose délivrée en un point quelconque de l'espace se fait en ajoutant les doses délivrées par chacun des grains au point considéré. Le calcul de la dose délivrée par un implant est effectué à partir de la position de ce grain et de son activité apparente. L'atténuation dans les tissus est prise en compte en supposant le milieu homogène et équivalent eau. On considère ici que les sources sont laissées en place dans la tumeur à titre définitif, on peut donc considérer que la durée de l'application est infinie.

L'atténuation du rayonnement dans la source et dans les parois est prise en compte lors de la définition du débit de Kerma normal des implants.

Le calcul de la dose est effectué en un certain nombre de points de repère choisis par l'utilisateur et définis sur les deux clichés stéréoscopiques.

Il est également effectué dans un certain nombre de plans.

#### b) Les plans de calcul

La grille de calcul a normalement des dimensions et un pas standard (carré de 10 x 10 cm, mailles de 2mm de côté), mais ces valeurs peuvent être modifiées par l'utilisateur.

Cette grille appartient à un plan de l'espace qui peut être principal (frontal ou sagittal ou transverse) ou oblique (perpendiculaire au plan de face, perpendiculaire au plan de profil, quelconque). Les plans principaux sont définis par leur distance algébrique à l'origine anatomique. Les plans obliques sont définis soit par les radios, soit au clavier par l'utilisateur : deux points sur chaque cliché stéréoscopique pour les plans perpendiculaires au plan de face ou profil, trois points sur chaque cliché stéréoscopique pour les plans ayant une double obliquité.

Dans tous les cas, la position de la grille de calcul dans le plan est automatiquement calculée pour que le centre de la grille soit le centre de gravité des fils.

#### c) Le calcul de la dose de base

La dose de base est calculée dans le plan central de l'application aux points indiqués après décomposition, en triangles n'ayant aucun angle obtus, de la disposition géométrique des intersections des aiguilles (équivalentes aux sources alignées) au niveau de ce plan. Dans le cas où cette décomposition est impossible la dose de base est calculée en déterminant la dose minimum à l'intérieur du polygone circonscrit joignant certains points d'intersection des aiguilles et du plan.

Lorsque le calcul de la dose de base a été effectué, les isodoses dans le plan demandé peuvent être exprimées en pourcentage de cette dose. Dans tous les cas, les valeurs des isodoses exprimées en rads figurent également sur les résultats.

#### II.2.4. Le tracé des courbes isodoses

Les positions des courbes isodoses sont calculées par interpolation linéaire sur la grille de calcul précédemment définie. Les courbes isodoses sont ensuite dessinées sur traceur de courbes à l'agrandissement souhaité. D'autres éléments apparaissent également sur le tracé de courbes, ce sont :

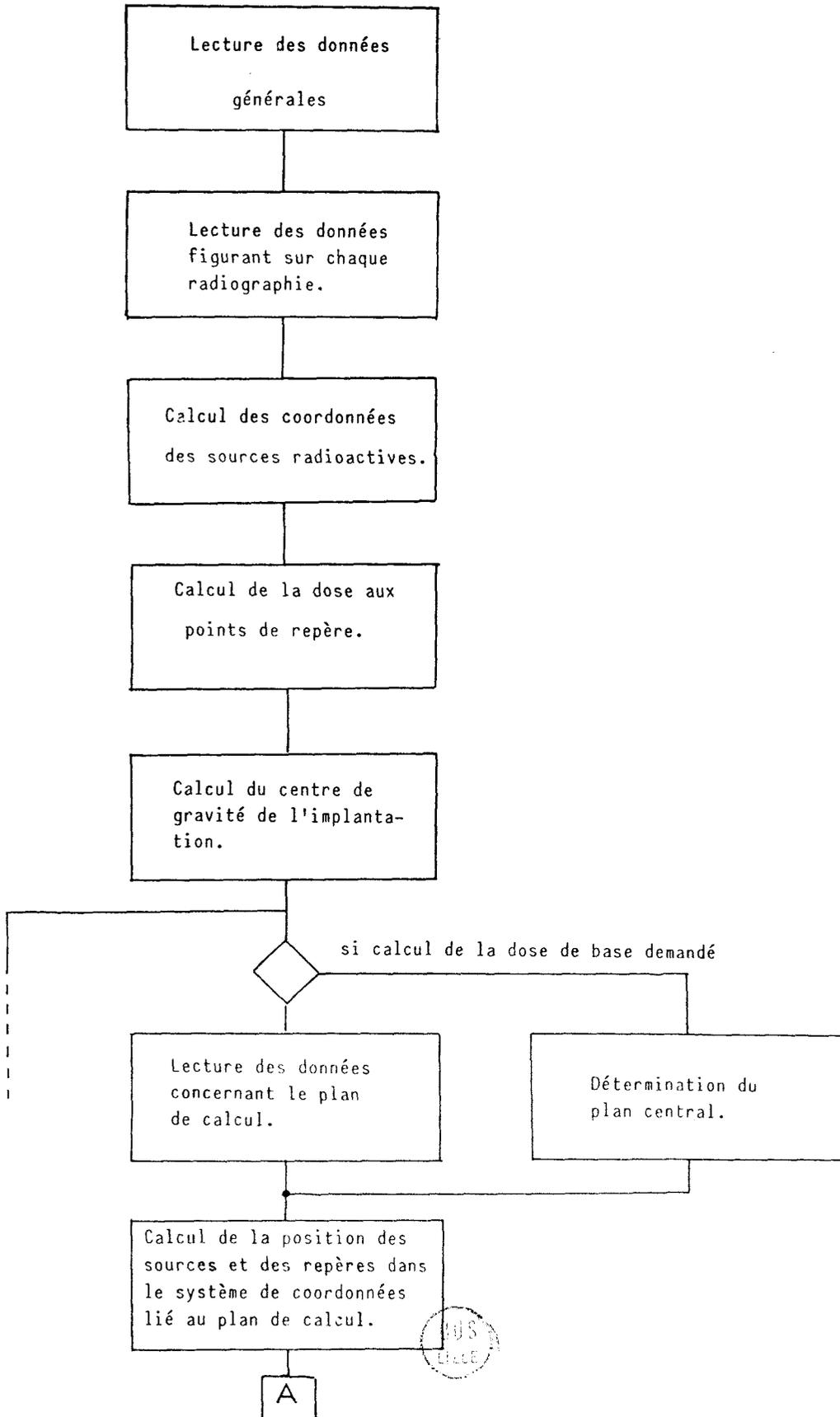
- des indicatifs d'orientation du plan par rapport au malade (tête, pieds, droite, etc...)
- les projections de l'origine anatomique et des points de repère.
- une vue perspective de l'application donnant une idée de la position respective des sources et du plan.
- la légende précisant l'identification du malade, le type et la position du plan, le facteur d'agrandissement, les valeurs des isodoses tracées
- la valeur et la position (repérées par des B) des points où la dose de base est calculée(s'il s'agit du plan central) ou du point où la dose est minimale.

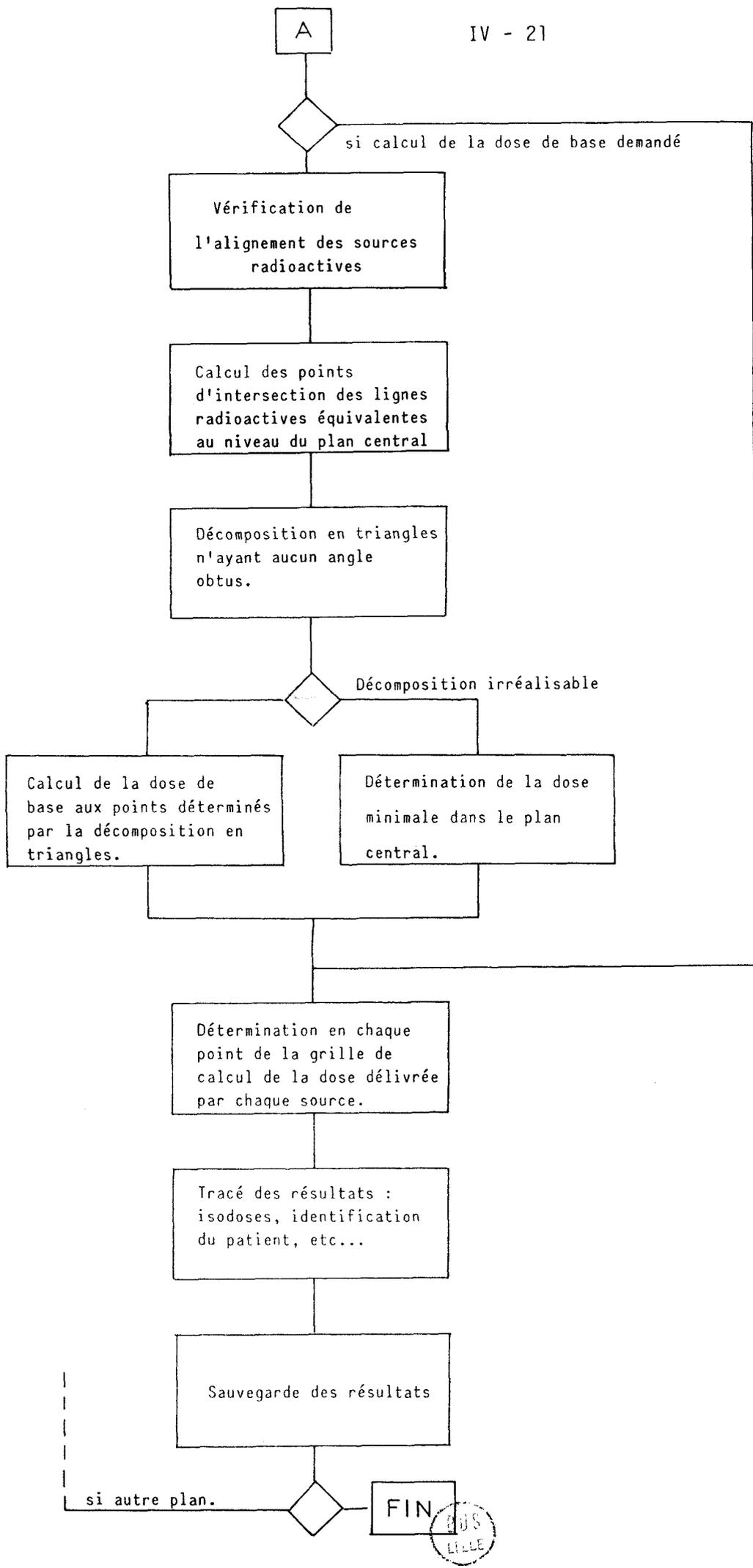
Ces résultats peuvent être utilisés soit isolément, soit soit par superposition avec des documents téléradiographiques lorsque le facteur d'agrandissement approprié a été demandé.

L'addition des doses ainsi calculées aux doses délivrées par d'autres techniques de radiothérapie est possible. Une option permet la sauvegarde des résultats en mémoire auxiliaire selon un format commun aux différents programmes de calcul des doses.

Un programme d'addition peut alors associer les différents résultats d'un même malade et calculer la répartition des doses correspondant à l'ensemble des traitements.

II.3. Organisation schématique du programme



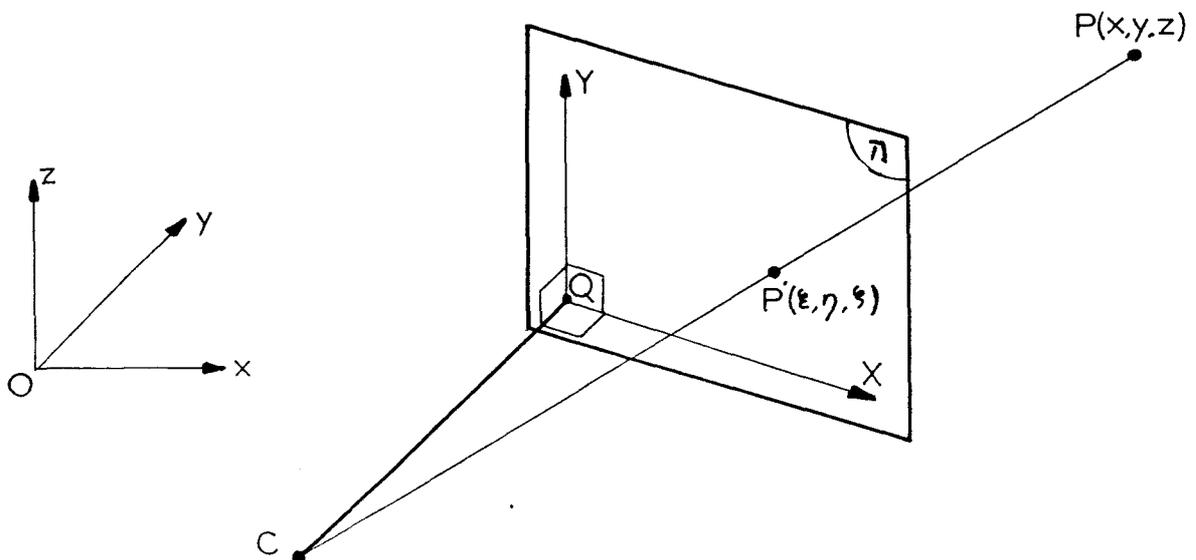


### III - LA REPRESENTATION TRI-DIMENSIONNELLE :

#### III.1. Principe mathématique

##### III.1.1. Méthodologie

La transformation qui va nous permettre de passer d'un espace à trois dimensions dans lequel est défini un objet à un espace à deux dimensions de représentation de cet objet est une transformation telle que un point  $P(x,y,z)$  est projeté en un point  $P'(\xi,\eta,\zeta)$  du plan  $\pi$  et de manière à ce que toute droite  $PP'$  passe par le point  $C$ . Ce point  $C$  est donc le centre de projection et correspond à l'oeil de l'observateur. Le plan  $\pi$  sera le plan de projection et tel que sa normale soit parallèle à la direction du regard /50/, /55/.



III.1.2. Formulation mathématique

Si  $c_x$ ,  $c_y$  et  $c_z$  sont les coordonnées du point C dans le système de coordonnées d'origine  $(x, y, z)$ .

On définit  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , les angles entre la direction du regard et respectivement les axes  $Ox$ ,  $Oy$ ,  $Oz$ .

Une distance  $d$  étant donnée, on définit le point  $Q(q_x, q_y, q_z)$  tel que  $(CQ)$  soit la direction du regard et  $\overline{CQ} = d$

On en déduit les relations :

$$(1) \begin{aligned} q_x &= c_x + d \cos \alpha \\ q_y &= c_y + d \cos \beta \\ q_z &= c_z + d \cos \gamma \end{aligned} \quad \text{et (3) } \vec{CQ} = d(\cos \alpha \vec{i} + \cos \beta \vec{j} + \cos \gamma \vec{k})$$

$\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$  base orthonormée rapportée au système  $(o, x, y, z)$

de même

$$\frac{\epsilon - c_x}{x - c_x} = \frac{\eta - c_y}{y - c_y} = \frac{\zeta - c_z}{z - c_z} = K \quad (2)$$

où  $K$  est un rapport commun et dépend de  $P$

$P'$  étant un point du plan  $\pi$ , il doit vérifier la relation :

$$\vec{CQ} \cdot \vec{QP}' = 0 \quad (4)$$

$$\text{or } \vec{CQ} \cdot \vec{QP}' = \vec{CQ} \cdot (\vec{QC} + \vec{CP}')$$

$$\text{Soit } \vec{CQ} \cdot \vec{CP}' = \vec{CQ} \cdot \vec{CQ}$$

ou encore

$$(\epsilon - c_x) \cos \alpha + (\eta - c_y) \cos \beta + (\zeta - c_z) \cos \gamma = d \quad (5)$$

d'où (2) dans (5) donne

$$K = d/(x - cx) \cos \alpha + (y - cy) \cos \beta + (z - cz) \cos \gamma \quad (6)$$

P' est donc défini par

$$(7) \quad \epsilon = cx + K(x - cx), \quad \eta = cy + K(y - cy), \quad \zeta = cz + K(z - cz)$$

- Le but de cette transformation étant d'exprimer P' en terme d'un système à deux dimensions rapporté au plan  $\pi$

L'équation du plan  $\pi$  s'écrit d'après (4)

$$(\epsilon - qx) \cos \alpha + (\eta - qy) \cos \beta + (\zeta - qz) \cos \gamma = 0 \quad (8)$$

- On définit un axe de coordonnées X : comme étant l'intersection du plan horizontal  $\zeta - qz = 0$  et du plan  $\pi$

$$\text{Cet axe a pour équation : } \frac{\epsilon - qx}{\cos \beta} = \frac{\eta - qy}{-\cos \alpha} \quad (9)$$

Un vecteur unitaire  $\vec{U}_x$  dans le sens des X positifs aura pour coordonnées dans le système d'origine (o,x,y,z) :

$$\vec{U}_x = S_1 (\cos \beta \vec{i} - \cos \alpha \vec{j}) / \sin \gamma \text{ avec } S_1 = \pm 1$$

- l'axe des y définissant l'autre axe de coordonnées dans  $\pi$  va être tel qu'un vecteur unitaire  $\vec{U}_y$  vérifie :

$$\vec{U}_x \cdot \vec{U}_y = 0 \quad (10) \text{ ou encore } a \cos \beta - b \cos \alpha = 0 \quad (11)$$

$$\text{et } \vec{U}_y = a\vec{i} + b\vec{j} + c\vec{k} \quad (12)$$

$$\vec{U}_y \text{ étant unitaire : } a^2 + b^2 + c^2 = 1 \quad (13)$$

$$\vec{U}_y \text{ étant défini dans } \pi, \text{ il vérifie l'équation } \vec{CQ} \cdot \vec{U}_y = 0$$

$$\text{d'où } a \cos \alpha + b \cos \beta + c \cos \gamma = 0 \quad (14)$$

On en déduit :  $a = S_2 \cos \alpha \cos \gamma / \sin \gamma$

$$b = S_2 \cos \beta \cos \gamma / \sin \gamma$$

$$c = -S_2 \sin \gamma$$

$$\text{avec } S_2 = \pm 1$$

- Le signe de  $S_1$  et  $S_2$  dépend de la direction des axes

positifs  $X$  et  $Y$ . Si un observateur est orienté de manière à ce que  
 aller vers le haut représente un valeur croissante de  $z$  et si la  
 convention usuelle est suivie ( $X > 0$  à droite,  $Y > 0$  vers le haut),  $Uy^+$   
 doit avoir une composante positive dans le sens des  $z$  d'où  $Uy^+ \cdot k > 0$

de plus  $Ux^+ \wedge Uy^+$  doit être parallèle à la direction du

regard et doit pointer vers la face observée de  $\pi$

$$Ux^+ \wedge Uy^+ = \frac{d}{-1} \cdot cQ^+$$

On en déduit :

$$S_2 \sin \gamma < 0$$

$$S_1 S_2 = -1$$

$$\text{si } 0 < \gamma < \pi, \sin \gamma > 0, S_1 = 1$$

$$S_2 = -1$$

- Si le nouveau système a son origine en  $Q$ , les coordonnées  
 du point  $P'$  dans le nouveau système ( $Q, X, Y$ ) seront ( $Q^+, Ux^+, Q^+, Uy^+$ )  
 soit :  $X = |(\epsilon - qx) \cos \beta - (n - qy) \cos \alpha| / \sin \gamma$

$$Y = \frac{-\cos \alpha \cos \gamma (\epsilon - qx) - \frac{\sin \gamma}{\cos \beta \cos \gamma} (n - qy) + \sin \gamma (\epsilon - qz)}{\sin \gamma}$$

ou encore sachant que  $\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta + \cos^2 \gamma = 1$

et que  $(\epsilon - qx) \cos \alpha + (n - qy) \cos \beta + (\epsilon - qz) \cos \gamma = 0$

$$X = |(\epsilon - qx) \cos \beta - (n - qy) \cos \alpha| / \sin \gamma \quad (20)$$

$$Y = (\zeta - qz) / \sin \gamma$$

La relation (20) implique  $\sin \gamma \neq 0$ . Si ce n'est pas le cas, cela veut dire que la direction du regard est verticale et donc que les plans dont l'intersection définit l'axe des X sont identiques. Il suffit donc de prendre pour l'axe des X l'intersection du plan  $\pi$  et du plan vertical  $(n - qy) = 0$ .

On arrive alors aux relations suivantes dans le cas où  $\sin \gamma = 0$

$$X = |-(\epsilon - qx) \cos \gamma + (\zeta - qz) \cos \alpha| / \sin \beta$$

$$Y = (n - qy) / \sin \beta$$

### III.1.3. Algorithme de passage de l'espace 3D à l'espace 2D

- Donner les coordonnées du centre de projection ou position de l'oeil de l'observateur :  $c_x, c_y, c_z$

- Donner les coordonnées de l'origine Q du plan de projection :  $q_x, q_y, q_z$

- calculer  $dx = c_x - q_x, dy = c_y - q_y, dz = c_z - q_z$

$$\cos \alpha = \frac{dx}{d}, \cos \beta = \frac{dy}{d}, \cos \gamma = \frac{dz}{d}$$

$$\text{avec } d = \sqrt{dx^2 + dy^2 + dz^2}$$

Pour chaque point  $P(x,y,z)$

$$\text{Calculer } K = d / ((x - c_x) \cos \alpha + (y - c_y) \cos \beta + (z - c_z) \cos \gamma)$$

$$\epsilon = c_x + K (x - c_x), n = c_y + K (y - c_y), \zeta = c_z + K (z - c_z)$$

$$\text{puis } X = |(\epsilon - qx) \cos \beta - (n - qy) \cos \alpha| / \sin \gamma$$

$$Y = (\zeta - qz) / \sin \gamma$$

et si  $\sin \gamma = 0$

$$X = |(\zeta - qz) \cos \alpha - (\epsilon - qx) \cos \gamma| / \sin \beta$$

$$Y = (\eta - qy) / \sin \beta$$

### III.2. Elimination des contours cachés

L'objet à visualiser, va être défini, dans notre cas, par un ensemble de contours fermés représentant l'intersection de cet objet avec un ensemble de plans de coupe parallèles.

La visualisation de cet ensemble de contours par la méthode précédemment décrite donne une image difficilement interprétable si l'on ne procède pas à une élimination des contours cachés.

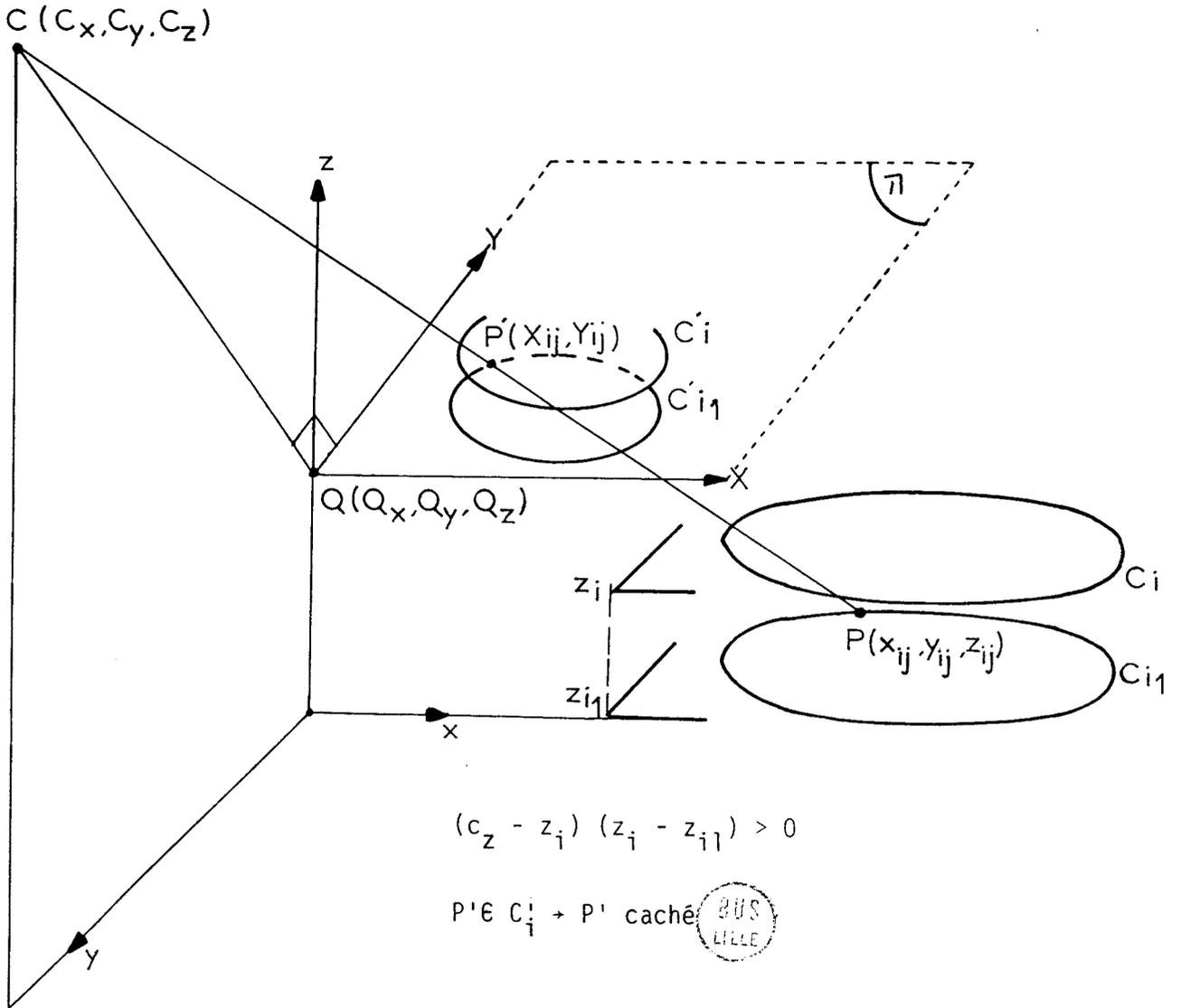
#### III.2.1. Principe

L'objet est défini par un ensemble de contours  $C_i, i = 1, N$  chaque contour  $C_i$  est la suite de  $N_i$  points de coordonnées  $x_{ij}, y_{ij} (j=1, N_i)$  ayant la même coordonnée  $z_i$ .

$z_i$  représente par exemple pour le volume tumoral, la hauteur de la coupe scannographique par rapport au plan de référence.

Les  $N_i$  points  $\{x_{ij}, y_{ij} \ j=1, N_i\}$  du contour  $C_i, i=1, N$  d'hauteur  $z_i$  sont transformés en  $N_i$  points  $(X_{ij}, Y_{ij} \ j=1, N_i)$  par passage de l'espace tri-dimensionnel dans le plan de projection.

Il nous reste à déterminer la visibilité du point  $j$  du plan  $i_1$  en testant si ce point est à l'intérieur ou non du contour  $C_i, i=1, N$  avec  $i \neq i_1$  et vérifiant  $(C_z - z_{i1})(z_i - z_{i1}) > 0$ .  $C_z$  étant la coordonnée selon l'axe des  $z$  de la position de l'oeil de l'observateur.



### III.3. Identification du volume cible au volume traité

Il est bien évident que le but de toute implantation intra-tumorale, intra-cérébrale, de grains radioactifs est d'obtenir une irradiation optimale du volume lésionnel ou volume cible.

Le critère d'optimisation donnant une irradiation parfaite devrait permettre de définir une implantation telle que le volume engendré par l'isodose de référence soit en tout point identique au volume cible. Une telle implantation n'est pas concevable en pratique. En effet, il nous faudrait jouer sur un grand nombre de paramètres, telle que l'activité des sources, le temps d'application, l'écartement entre les sources, etc... Or, en pratique, certains paramètres sont plus ou moins fixés par la technologie et en outre il serait inconcevable, par exemple, dans le cas des sources d'iode 125, de supprimer un des grains après un temps déterminé en laissant les autres en place. La limitation du nombre de trajets lors d'implantation intra-cérébrale est un autre argument dont il faut tenir compte lors de la définition de la position des sources.

Il n'en reste pas moins intéressant d'obtenir une représentation tridimensionnelle du volume traité superposée au volume cible afin de pouvoir, bien entendu, comparer ces deux volumes mais aussi, par exemple, décider ou non d'une irradiation externe complémentaire.

Les coordonnées des points définissant les différents contours du volume tumoral et celles permettant de localiser les grains d'iode 125 étant exprimées dans le même système d'axes, il nous est facile de déterminer la forme de la surface isodose de référence dans les différents plans correspondants aux coupes scannographiques.

Le programme de représentation tridimensionnelle précédemment défini nous permet d'obtenir facilement la superposition de ces deux volumes.

## **CHAPITRE V**

APPLICATION ET DISCUSSION.

Nous voudrions maintenant, par comparaison avec l'observation d'un traitement spécifique par irradiation interstitielle d'un volume tumoral préalablement repéré en conditions stéréotaxiques, illustrer les améliorations apportées par notre travail.

Les examens cliniques et paracliniques d'un malade révèlent une hypertension intra-cranienne dont l'origine sera déterminée par un bilan neuroradiologique. Plus particulièrement, un examen tomodensitométrique, réalisé en dehors des conditions stéréotaxiques, sous la forme de coupes parallèles à un plan de référence, ici le plan de Virchov (cf. Chapitre I, § I.3.1.), objective une tumeur médiane, profonde, de petit volume, siégeant près de structures hautement fonctionnelles et qui, occupant de l'espace du III<sup>e</sup> ventricule entraîne une dilatation ventriculaire extrême (figure 1).

Compte-tenu du siège profond et médian de cette lésion tumorale, on réalise un bilan complet en conditions stérotaxiques.

Lors du repérage en conditions stéréotaxiques, la tête du patient est fixée, au moyen de quatre pointes métalliques transosseuses, dans le cadre de Talairach qui constitue la référence à partir de laquelle peuvent être menées toutes les explorations ultérieures (cf. Chapitre I, § II.1.2.). On procède ensuite à la prise des clichés téléradiographiques. Ces documents, pris dans les mêmes conditions, donc tous superposables les uns aux autres, bénéficiant d'un agrandissement minimum grâce à l'utilisation d'une distance foyer - objet de l'ordre de 5 mètres, donc grandeur nature et non déformés (cf. Chapitre I, § II.2.), sont regroupés pour former une épure opératoire (figure 2). D'autres informations, telles le trajet et le site de biopsies étagées sont reportées sur ce même document.

Nadia.

15 ans

V-1"

le 10 Avril 1980.

Repérage - Biopsies

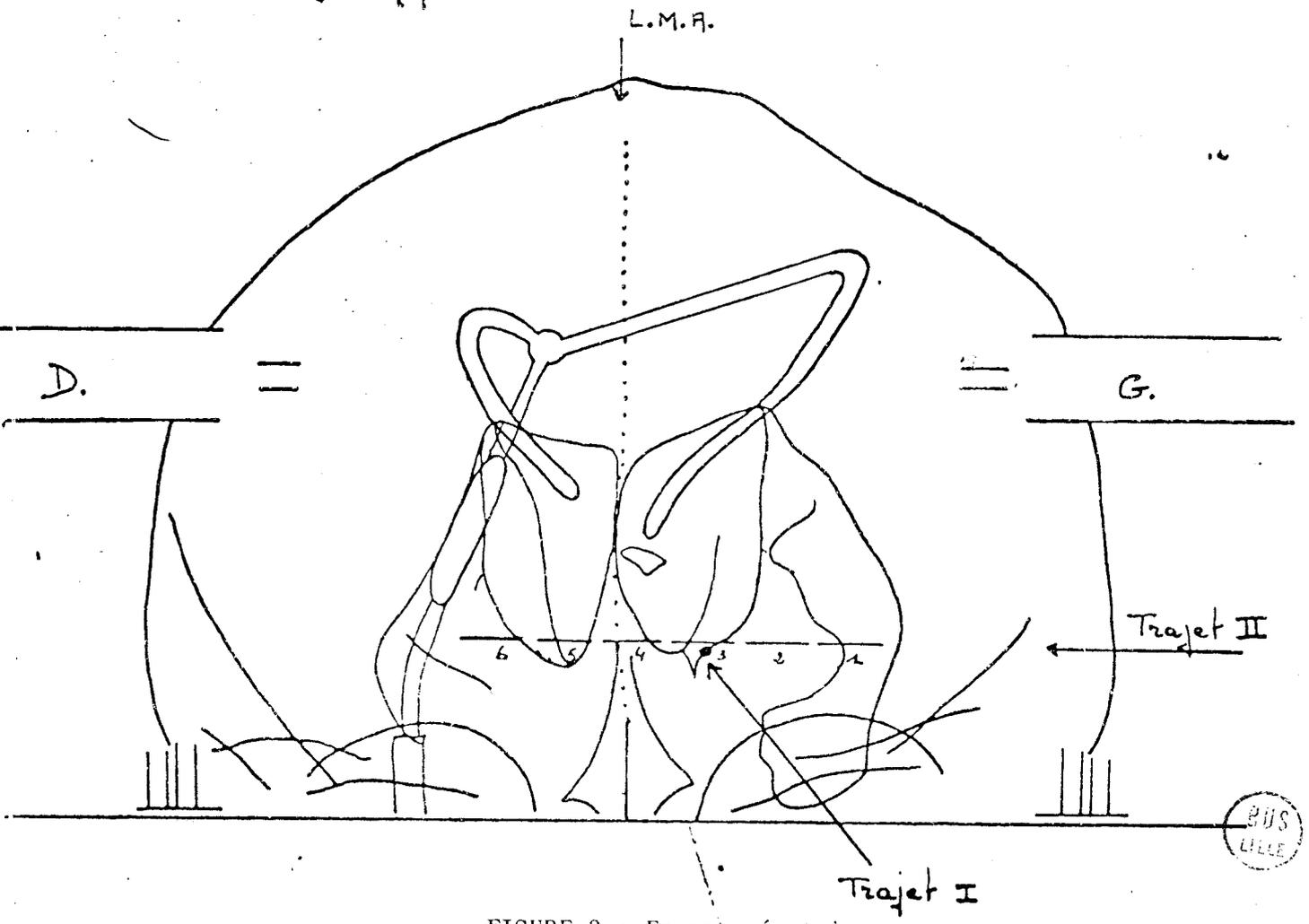
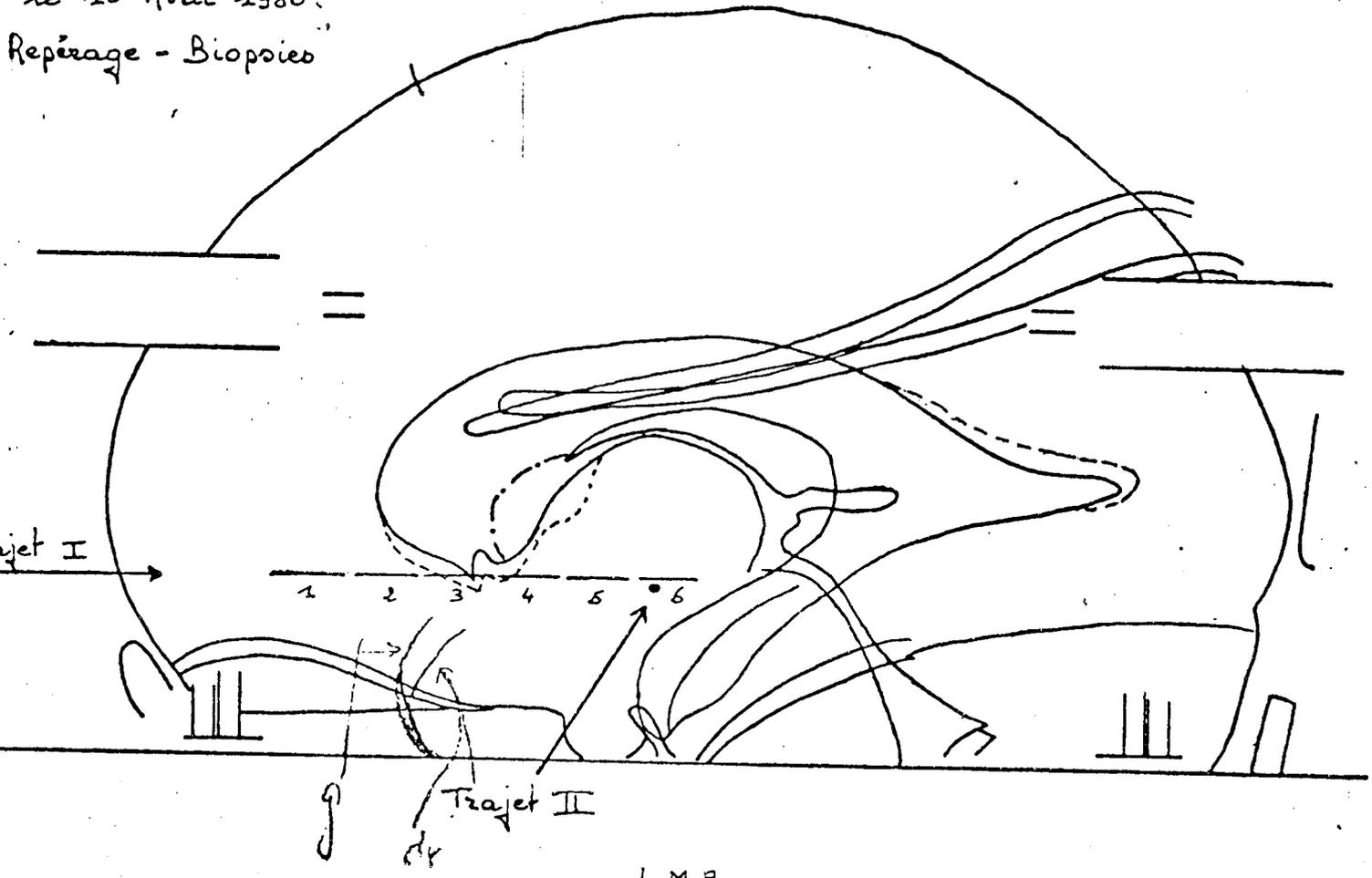


FIGURE 2 : Epure opératoire.



A cette époque, ne disposant pas encore d'une adaptation du cadre de Talairach permettant la réalisation d'un examen scanographique en conditions stéréotaxiques (cf. Chapitre I, § II.1.), celui-ci est effectué selon la technique habituelle en référence au plan de Virchov. Ces données sont néanmoins transposées dans l'espace stéréotaxique (avec une incertitude angulaire au moins égale à  $\pm 8^\circ$  et une incertitude linéaire de l'ordre de  $\pm 5$  mm (cf. Chapitre I, § I.3.3.) et viennent compléter la précédente sommation d'informations.

La conclusion sur la position spatiale du volume lésionnel définit celui-ci comme une masse médiane arrondie d'environ 3,5 cm x 3 cm x 2,5 cm un peu plus étendue à gauche. Ses limites supérieure, antérieure et postérieure sont bien repérées par les examens de contraste ; la dimension transversale par les images tomodensitométriques et les biopsies (figure 3). La limite inférieure est, elle, moins bien définie.

La localisation du volume tumoral se traduit au niveau des clichés radiographiques par des déplacements de vaisseaux et par des modifications morphologiques ventriculaires ; au niveau des biopsies par l'examen anatomopathologique des différents prélèvements. L'examen scanographique, quant à lui, délimite la tumeur dans ses différents plans de coupe.

Ayant à traiter un volume lésionnel de faibles dimensions (globalement inférieures à 4 cm) médian, siégeant près de zones fonctionnelles, le neurochirurgien opte, ici, pour un traitement par irradiation interstitielle.

Il délimite alors le volume cible qui, dans ce cas particulier, ne se superpose pas exactement au volume tumoral compte tenu de l'existence à proximité de zones très fonctionnelles et très radiosensibles.

C  
28-5-80

N. 15a.

V-2'

192  
gr.

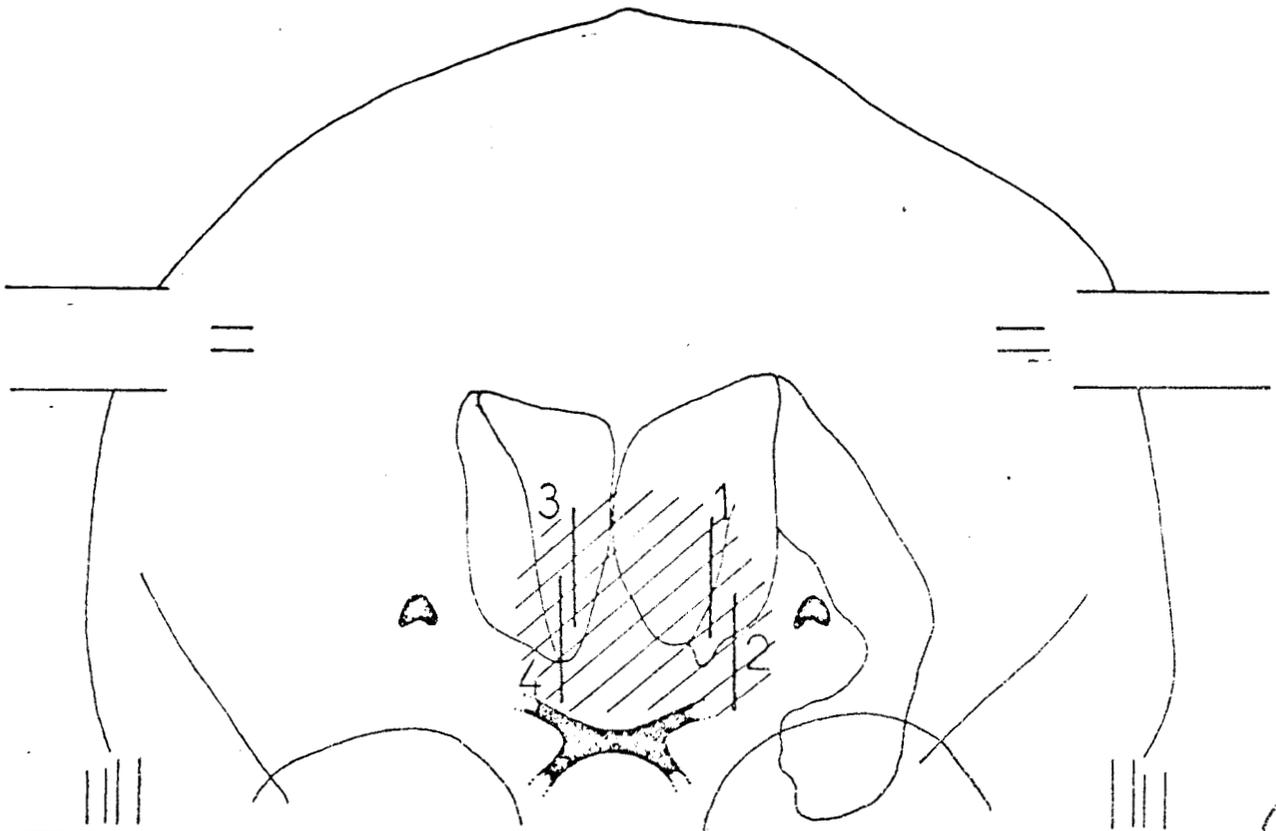
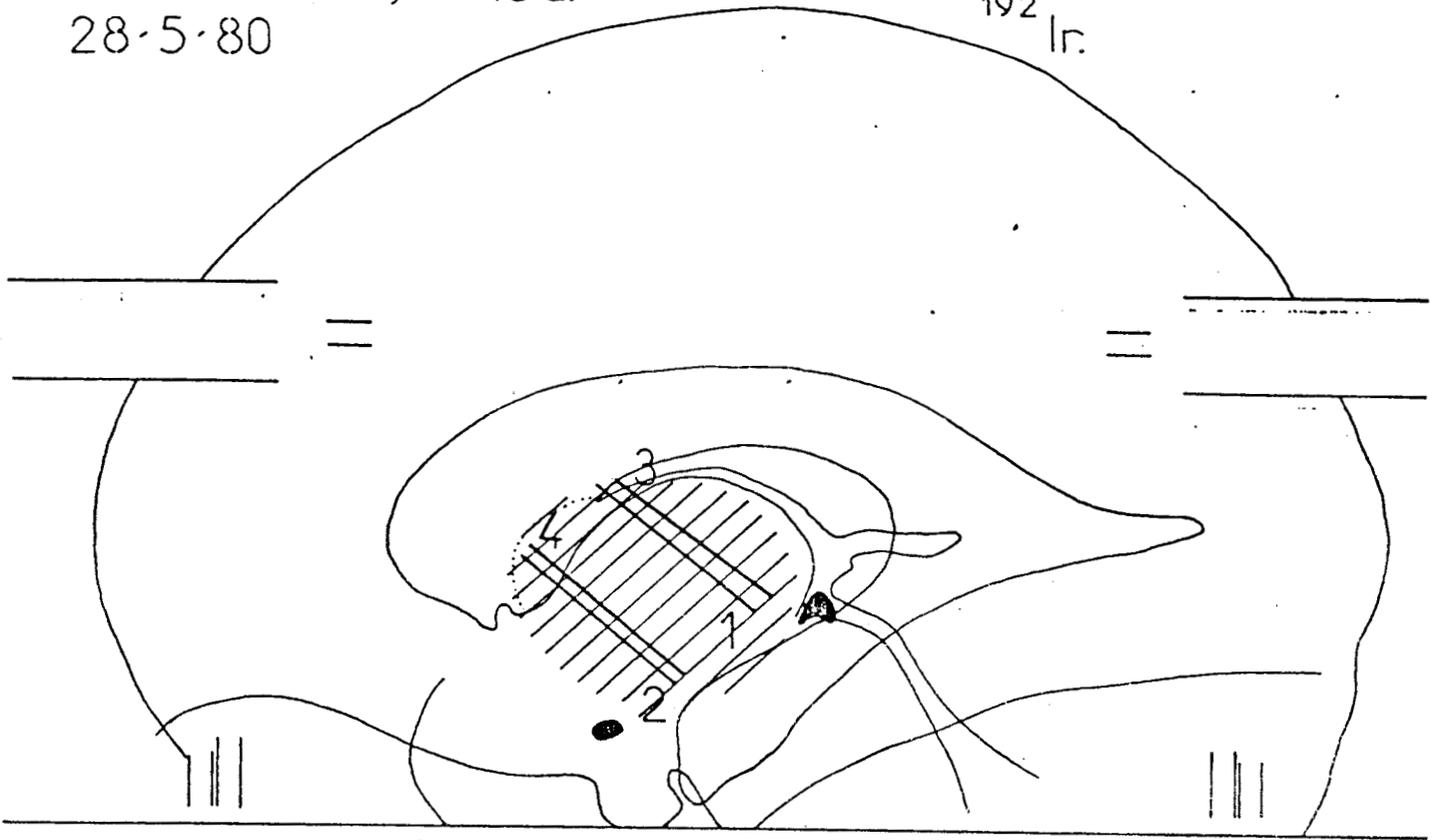


FIGURE 3 : Position spatiale du volume lésionnel et des fils radioactifs.

BUS  
LILLE

Dès lors, l'application est définie en référence au Système de Paris (cf. Chapitre II) afin de déterminer la longueur des fils radioactifs, leur disposition et leur écartement (Iridium 192, 4 fils de longueur 2,5 cm, écartement 15 mm). Le trajet selon lequel on abordera la tumeur va définir l'axe principal de l'implantation. Il s'agira ici d'un trajet présentant une simple obliquité dans le plan sagittal ("voie antéro-supérieure oblique") ; le trajet latéral rencontre de nombreux obstacles vasculaires, celui selon un axe horizontal antéro-postérieur coupe le nerf optique.

L'implantation temporaire d'isotopes est alors réalisée après nouvelle fixation de cadre de Talairach selon une position identique à celle définie lors du repérage stéréotaxique. Cependant, les trajets selon lesquels on doit implanter les fils radioactifs peuvent être modifiés en fonction d'éventuels obstacles vasculaires (même si le trajet principal préalablement défini minimise ce genre d'aléa) et les éléments radioactifs n'occuperont donc pas une position rigoureusement identique à celle définie par le Système de Paris. De plus, si le cadre de Talairach permet le guidage des instruments chirurgicaux, il ne dispose d'aucune graduation permettant d'indiquer leur position absolue et donc celle des fils radioactifs. On réalise donc en fin d'intervention, un cliché de face et de profil sur lesquels on repérera une origine anatomique (cf. Chapitre III, § II.4. f et g) qui sera, en fait, l'intersection des plans médians frontal et sagittal au niveau du plan horizontal passant par les vis de fixation du cadre (figure 4). Ainsi, à l'aide de ces clichés, et afin de connaître l'irradiation résultante de l'application effectivement réalisée, on détermine les coordonnées des extrémités des fils radioactifs dans le système d'axes lié au cadre et dont l'origine est l'origine anatomique. De même, les plans dans lesquels on désire connaître la distribution des doses sont définis par leur distance à l'origine anatomique pour les plans parallèles aux plans du cadre et par trois points reportés sur chaque cliché pour les plans obliques. Les points particuliers, correspondant à des zones fonctionnelles et où l'on désire connaître la dose délivrée sont également reportés sur chaque cliché (figure 4) (cf. Chapitre IV, § II.2.3.)

Le projet d'irradiation étant "de délivrer 50 Grays (5000 rads) en périphérie de la masse tumorale sans dépasser 20 Grays au niveau des bandelettes optiques et de l'hypothalamus", son adéquation est vérifiée par un calcul de la dose absorbée par le volume tumoral et par une représentation de la distribution des doses dans les différents plans demandés (figure 5). Le tracé des courbes isodoses est reproduit pour chaque plan à l'échelle nécessaire pour une superposition ultérieure au document radiologique ou scanographique correspondant.

Nous savons que le temps de traitement (ou temps pendant lequel les aiguilles radioactives sont laissées en place) est ajusté en fonction du débit de dose de base calculé dans le plan central de l'application. Ce calcul a amené ici à demander une représentation de la distribution des doses pour un temps de traitement de 10 jours. Cependant, après superposition des documents dosimétriques avec les clichés radiologiques ou scanographiques (figures 6 et 7) le temps de traitement est ici modifié, dans un souci de préservation des structures fonctionnelles avoisinantes et amené à 8 jours pour les aiguilles 1 et 2 et à 4 jours par les aiguilles 3 et 4 (Dose  $\geq$  2000 rads au point X : bandelettes optiques pour les aiguilles 3 et 4 - extension de la tumeur à gauche : aiguilles 1 et 2).

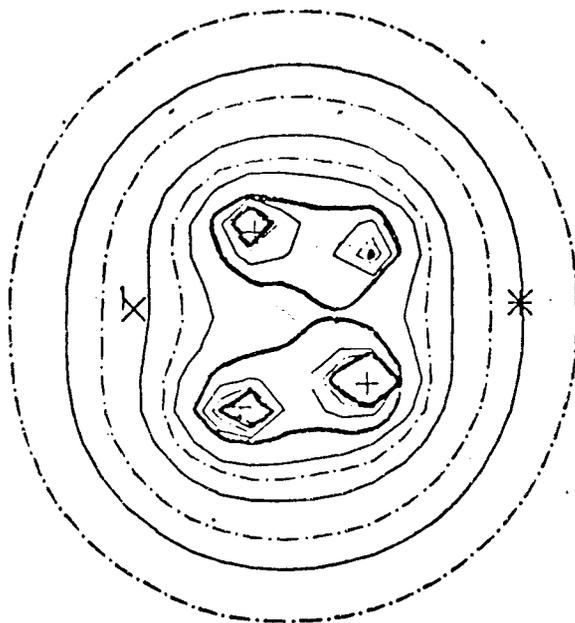
Sur cette observation typique d'une implantation de filaments radioactifs au sein d'un volume tumoral préalablement repéré par un bilan complet en conditions stéréotaxiques, nous pouvons, à la lumière de notre travail, proposer un certain nombre d'améliorations.

#### 1° sur la définition spatiale de la cible

Par l'utilisation, au cours de l'examen tomодensitométrique, d'une adaptation du cadre de stéréotaxie, complétée d'un dispositif de repérage approprié, la transcription des données tomодensitométriques dans l'espace stéréotaxique se fait de manière directe (cf. Chapitre I, § II.1.). Il va sans dire que la définition spatiale de la cible est, de ce fait, très vite améliorée puisque l'examen scanographique, à lui seul, découvre la lésion et dessine ses limites sur une image où se lit

FIGURE 5

PIEDS

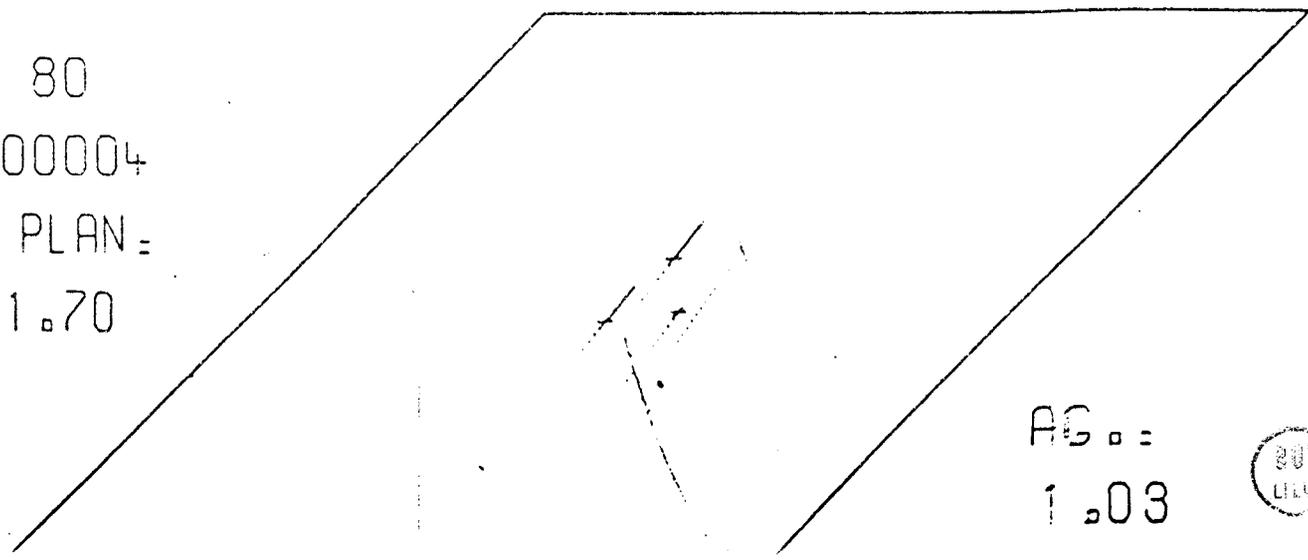


TETE

GAUCHE

AN FRONTAL

5 28 80  
 000800004  
 POS. PLAN =  
 -1.70



AG =  
 1.03



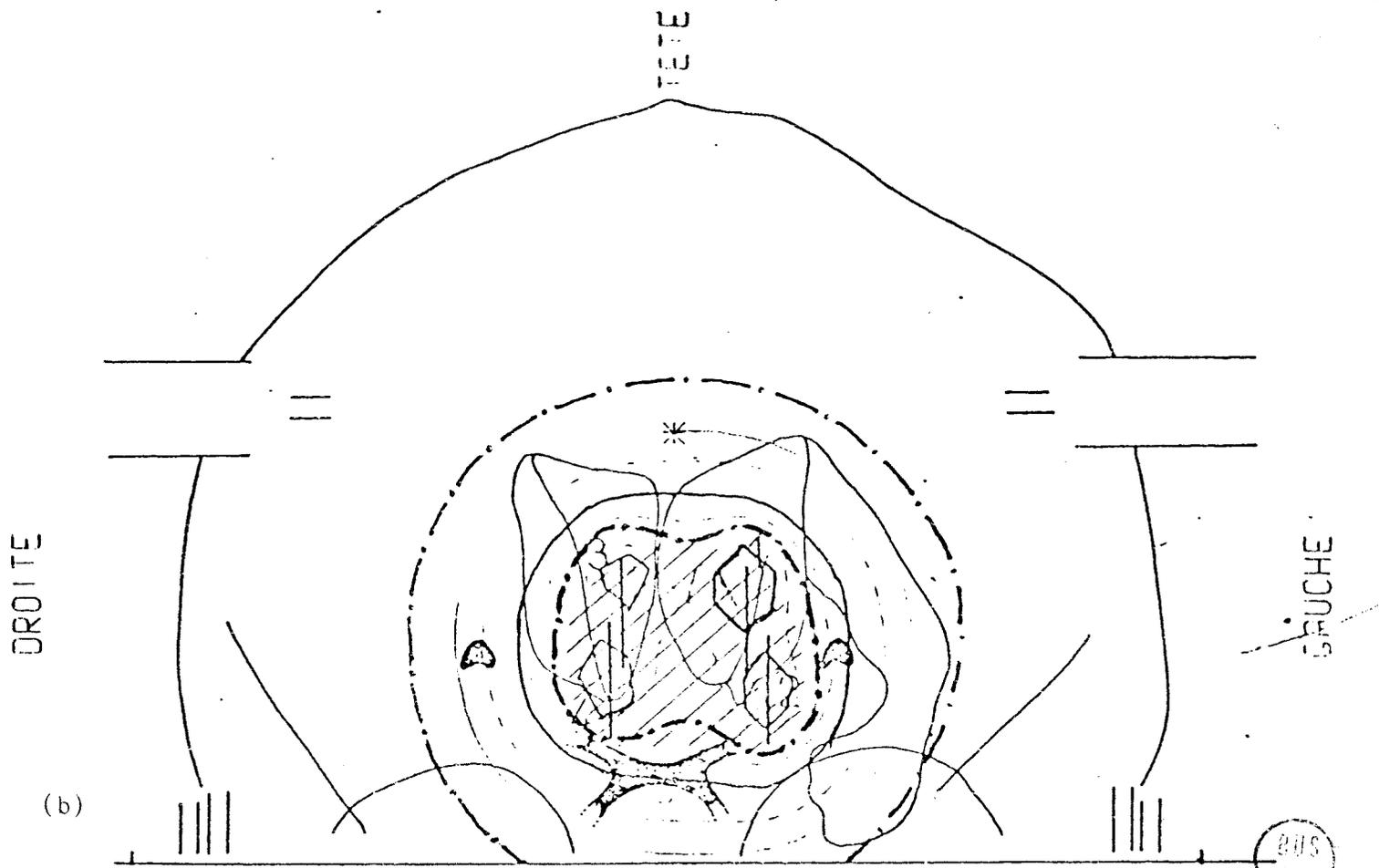
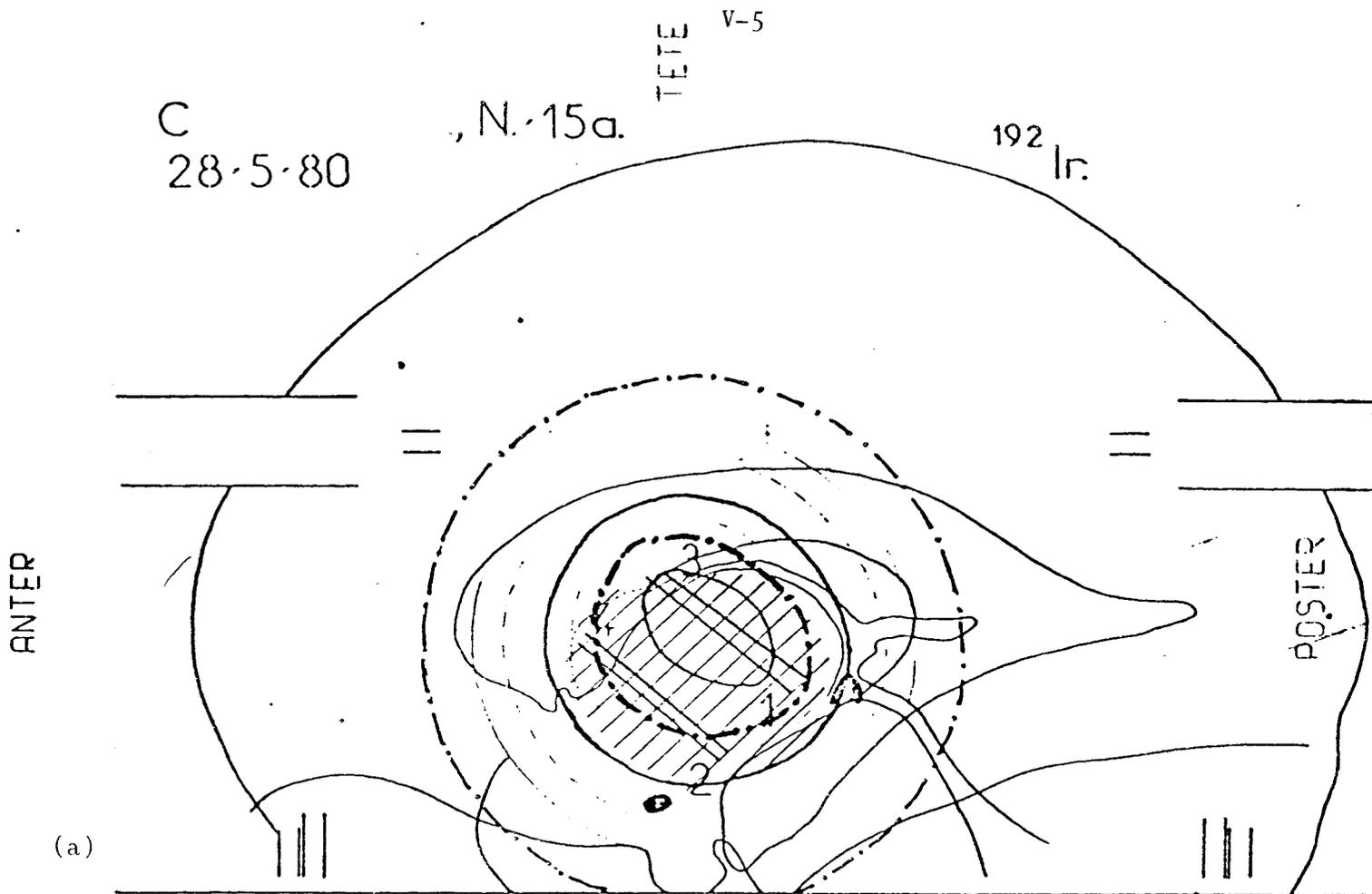


FIGURE 6 : Comparaison du volume traité au volume cible pour le plan sagittal + 0,3 (a) et pour le plan frontal - 1,7 (b).

simultanément l'espace lésionnel et l'espace cérébral.

### 2° sur la façon d'appréhender les dimensions du volume lésionnel

Si l'association des documents scanographiques aux clichés téléradiographiques permet de se trouver en possession de trois séries de documents représentant l'espace cérébral selon les trois plans orthogonaux classiques de représentations spatiales, il n'en reste pas moins que l'on ne dispose toujours, en quelque sorte, que d'une visualisation bi-dimensionnelle de la lésion.

De même, si la reconstruction sur les clichés de face et de profil du volume lésionnel analysé par plans horizontaux successifs sur les coupes tomodensimétriques, aide à comprendre la forme de ce volume, l'appréhension de ses dimensions se fait toujours au prix d'une certaine gymnastique de l'esprit.

Cette difficulté est ici tournée en proposant une représentation tri-dimensionnelle du volume tumoral à partir de l'extraction de son contour dans les différentes coupes scanographiques. Cette représentation ayant l'avantage de permettre une visualisation selon un angle quelconque et particulièrement selon celui correspondant ultérieurement au trajet d'abord de la tumeur (cf. Chapitre IV, § III).

### 3° sur la définition des rapports de la tumeur avec les structures saines avoisinantes

Dans l'observation précédemment décrite, les rapports de la lésion avec les bandelettes optiques, par exemple, sont déterminées en situant celles-ci, sur les clichés de face et de profil, par rapport à la projection du volume tumoral dans ces deux plans (figure 3). On ne dispose donc pas, par exemple, des limites de ce volume dans un plan sagittal passant par ces bandelettes optiques et les rapports de la lésion avec les structures avoisinantes sont connus, encore une fois, au prix d'une reconstruction mentale.

Les coordonnées dans l'espace stéréotaxique d'un ou de plusieurs points correspondants à la position de ces structures étant déterminés à l'aide des clichés radiographiques et l'examen scanographique étant réalisé en conditions stéréotaxiques, il devient, comme précédemment, possible de donner la position de ces zones hautement fonctionnelles par rapport au volume tumoral et toujours selon un angle quelconque.

De même, si le volume tumoral occasionne, par exemple, un déplacement vasculaire, assez important, il devient possible de donner une représentation du trajet du vaisseau intéressé et du volume tumoral dans un même espace tridimensionnel.

Il suffit, en effet, au préalable, de digitaliser ce trajet à l'aide d'un stéréocomparateur associé à un mini-calculateur et à partir de deux clichés pris en conditions stéréoscopiques (cf. Chapitre I, § II.2.).

#### 4° sur la lourdeur de la procédure de repérage stéréotaxique

Comme nous venons de le voir, la transposition des images tomodynamométriques dans l'espace stéréotaxique donne d'emblée, à elle seule, et sans ambiguïté le plus souvent, une image spatiale de la lésion. L'investigation stéréotaxique peut, en conséquence, s'en trouver assez profondément modifiée :

- L'examen neuro-radiologique conventionnel n'ayant plus pour objet premier de montrer plus ou moins directement les lésions pourra être réduit

- Une angiographie unilatérale suffira à mettre en place les vaisseaux que les trajectoires instrumentales devront éviter

- Une ventriculographie ne sera réalisée que dans le cas de lésions directement en rapport avec les cavités

- La biopsie sera, elle, rendue à sa véritable destination : assurer le diagnostic histo-pathologique.

5° sur l'adaptation du volume-cible au volume tumoral  
et du volume traité au volume cible

Les améliorations proposées, amèneraient toutes à une meilleure connaissance des limites du volume tumoral et de ses rapports avec les structures saines avoisinantes. Aussi, dans le cas d'un traitement par irradiation interstitielle, le volume cible, jugé par le neurochirurgien comme le volume devant recevoir une dose préconisée tout en préservant les zones fonctionnelles avoisinantes d'une sur-irradiation, serait de la même manière améliorée dans sa définition. Cette précision est d'autant plus utile que l'on a la possibilité d'adapter au mieux le volume traité au volume cible en utilisant des sources radioactives d'Iode 125. De telles sources sont en effet de dimensions très faibles et donc considérées comme ponctuelles, elles permettent une irradiation très locale avec un gradient de dose élevé (cf. Chapitre IV, § I.2.). De plus nous avons vu qu'il était possible de repérer leur position dans l'espace stéréotaxique, une fois ces sources implantées dans l'organisme, à l'aide de 3 radiographies dont 2 prises en conditions stéréoscopiques (cf. Chapitre III). Finalement délivrer, soit une représentation tridimensionnelle du volume traité superposé au volume-cible, soit une représentation de la distribution des doses dans un plan quelconque ne demande pas de modifications importantes des programmes actuellement développés pour le calcul des distributions de doses pour les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie (cf. Chapitre IV, § II et III).

Cependant nous voudrions maintenant marquer les limites de la technique proposée. Ces limites tiennent aux deux caractéristiques principales de l'image tomодensitométrique dans le domaine qui nous occupe : leur définition et leur résolution.

Nous avons vu comment la transcription des images tomодensitométriques nous donne la définition spatiale recherchée. La radiothérapie l'utilise de façon directe et autorise des dosimétries parfaitement adaptées à la lésion encore faut-il que l'image tomодensitométrique montre cette lésion, toute cette lésion et rien que cette lésion. Ceci pose le problème de la précision des limites de cette image et de la nature de ces limites.

L'examen tomодensitométrique lit, en effet, le cerveau en termes de densité et une limite lésionnelle devrait, à priori, être marquée sans ambiguïté. Cependant, les gradients de densité qui permettent le contraste peuvent ne pas être abrupts ; la définition est alors médiocre surtout dans les domaines des basses densités. A l'inverse une limite parfaitement reconnue n'est pas toujours significative. Des recherches (F. COHADON & Coll. - 1977) ont permis de conclure, qu'au moins dans le cas des lésions hypodenses, l'image tomодensitométrique exagère quelque peu et de façon assez régulière la taille de la lésion proprement dite. Un tel fait s'expliquant d'ailleurs par des considérations purement physiques et aussi sans doute dans quelques cas par l'existence d'une mince frange d'oedème autour de ces lésions. Une autre remarque concerne la taille des lésions découvertes par la tomодensitométrie. Le volume inférieur limite que nous pouvons espérer découvrir tient évidemment à la résolution du scanner. Or la résolution spatiale est liée à la résolution en densité : plus une lésion est petite, plus elle doit être dense.

Néanmoins l'avènement prochain d'appareils utilisant la "Résonance Magnétique Nucléaire" /56/, /57/ devrait nous apporter une solution. Cette technique s'ouvre en effet au diagnostic par l'imagerie à partir de la concentration d'eau contenue dans les



différents organes. Elle permet de séparer facilement les zones à forte ou faible densité et d'obtenir une image plus riche en contraste que la tomодensitométrie avec une très bonne résolution spatiale (1 à 2 mm).

Le contraste n'étant plus, comme en scanographie, dépendant d'un seul paramètre ; l'absorption des rayons par les tissus, mais déterminé par plusieurs facteurs (concentration des noyaux ainsi que leur temps de relaxation  $T_1$  et  $T_2$ ), l'imagerie R.M.N. dispose de nombreux moyens de représenter les tissus mous dans l'organisme. La séquence de mesure Inversion - Recovery, par exemple, produit des images essentiellement marquées par  $T_1$ . Aussi, étant donné que la plupart des lésions se caractérisent par des temps de relaxation prolongés, elles sont restituées sous la forme de zones sombres, souvent noires, qui se détachent nettement du tissu cérébral avoisinant. Par contre, la délimitation des limites tissulaires est rendue plus difficile à proximité des espaces liquidiens qui apparaissent également sombres sur l'image I.R. Cette incertitude de l'une des méthodes de mesure de la R.M.N. est pourtant palliée par l'application d'une autre séquence de mesure qui produit un signal suffisant pour la représentation du tissu normal et assure une délimitation nette par rapport aux liquides.

Enfin, l'avantage principal de l'imagerie R.M.N. est de permettre, contrairement à la tomодensitométrie, une représentation des couches dans tous les plans (axial-transverse, frontal, sagittal) et aussi une meilleure situation du processus tumoral. De telles images, transcrites dans l'espace stéréotaxique comme nous l'avons fait pour les images tomодensitométriques apporteront encore plus de précision dans la définition spatiale recherchée.

## **CONCLUSION GENERALE**

La difficulté majeure du traitement radiothérapeutique des tumeurs est issue de l'opposition entre leur radiosensibilité et la vulnérabilité du tissu cérébral normal. L'implantation intratumorale de sources radioactives permet de délivrer des doses très élevées au niveau de la masse tumorale tandis que les tissus normaux ne reçoivent qu'une dose beaucoup moins importante. Les différentes dispositions spatiales des sources radioactives permettent d'adapter la géométrie du volume irradié, la distribution des isodoses à la forme de la tumeur. Cette géométrie particulière amène directement à la localisation spatiale de deux volumes :

- celui de la tumeur elle-même ainsi que ses structures de voisinage,
- celui de l'irradiation au niveau de la masse

Le succès ou l'échec du traitement par irradiation interstitielle dépendent essentiellement de la localisation de ces deux volumes dans les trois dimensions et de la possibilité ou non de les superposer de façon satisfaisante.

Pour les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie, le système de Paris permet, avant d'entreprendre une implantation radioactive, de prévoir la répartition des sources donnant la meilleure distribution de dose dans le volume à traiter (II). La définition des dispositions géométriques des sources d'Iode 125 présentée dans le mémoire permet de répondre aux principes de ce système, et d'utiliser au mieux les caractéristiques dosimétriques de ce nouvel isotope pour une meilleure adaptation du volume traité à la forme de la tumeur. Etant donné les contraintes subies lors de leur implantation dans la structure, les sources radioactives n'occupent malheureusement pas une place rigoureusement identique à celle initialement définie.

Notre méthode de repérage automatique de la position des grains radioactifs d'Iode 125 dans l'espace stéréotaxique basée sur la prise de trois clichés radiographiques (III), permet de lever les ambiguïtés de repérage d'une même source liées aux techniques usuelles n'utilisant que deux clichés. Par ailleurs, notre méthode propose une solution originale dans le cas où deux ou plusieurs sources possèdent une même projection sur un même cliché. Après un calcul de la distribution des doses, une représentation tridimensionnelle permet de constater le degré de précision obtenu dans la superposition du volume traité au volume tumoral (IV).

Nous avons également montré comment la transcription des images tomодensitométriques dans l'espace stéréotaxique améliore la précision du repérage d'un volume lésionnel en conditions stéréotaxiques et la définition de ses rapports avec les structures saines avoisinantes (I et V). En effet, le cadre de stéréotaxie étant la pièce maîtresse qui va permettre une approche tridimensionnelle précise, l'utilisation lors de l'examen scanographique d'une adaptation de ce cadre associée à un dispositif de repérage adéquat, amène une intégration directe des informations tomодensitométriques dans l'espace stéréotaxique. Ces informations complètent ainsi celles issues des documents téléradiographiques recueillis en salle d'opération, la tête du patient fixée dans le cadre de stéréotaxie. La représentation tridimensionnelle du volume tumoral et de son contexte immédiat, vus selon l'angle qui correspondra au trajet d'abord, permet au neurochirurgien d'appréhender les limites de la tumeur et ses rapports de voisinage d'une manière différente de la reconstruction mentale traditionnelle. Si la transcription des images tomодensitométriques dans l'espace stéréotaxique nous donne la définition spatiale recherchée, nous avons posé le problème de la précision des limites de la lésion sur ces images et de la nature de ces limites. L'avènement prochain d'appareils utilisant la "Résonance magnétique Nucléaire" devrait y apporter une solution.

Enfin, si notre travail amène plus d'exactitude dans la localisation du volume tumoral et dans celle du volume traité, ainsi qu'une meilleure appréhension de leurs limites, nous ne pouvons, par

superposition de ces deux volumes, que juger de la qualité de l'implantation réalisée. Sur la base de notre travail, la réalisation d'un système informatique homogène permettant de restituer automatiquement dans un même espace toutes les informations concernant un même malade apporterait une aide appréciable lors du choix du trajet d'abord du volume tumoral. D'autre part, le développement d'un tel système faciliterait, à l'avenir, le pilotage d'un micro-robot en vue d'une plus grande précision dans le positionnement des instruments chirurgicaux dans l'espace stéréotaxique.

## BIBLIOGRAPHIE

- /1/ J. CLARISSE, P. DOBBELAERE, G. GOZET, J.P. JULLIOT et J.M. PEUGNET  
"La Scanographie"  
Médecine du Nord et de l'Est - Tome III - N° 19, Déc./1 - 1979.
- /2/ F. COHADON, A. ROUGIER, D. DA SILVA NUNES NETO, J. PIGNEUX, J.M. CAILLE  
et P. CONSTANT.  
"La Tomodensitométrie en conditions stéréotaxiques"  
Neuro-chirurgie, Tome 23 - N° 6, 7 - 1977 - pp. 434/452.
- /3/ L. LEKSELL and B. JERNBERG  
"Stereotaxis and Tomography : A Technical Note"  
Acta Neurochirurgica 52, 1-7 (1980).
- /4/ RUSSEL A. BROWN, THEODORE S. ROBERTS and ANNE G. OSBURN  
"Stereotaxic frame and Computer Software for C-T directed Neurosurgical  
localization"  
Investigative Radiology - July-August 1980 - Vol. 15.
- /5/ RUSSEL A. BROWN  
"A stereotactic Head frame for use with C-T Body Scanners"  
Investigative Radiology - July-August 1979 - Vol. 14.
- /6/ RUSSEL A. BROWN  
"A Computerized tomography computer graphics approach to stereotaxic  
localization".  
J-Neurosurg 50 - pp. 715/720 - 1979.
- /7/ F. COHADON & Coll.  
"C-T Scan as an aid to the assessment of tumoral volume"  
Stereotactic Cerebral irradiation - INSERM Symposium N° 12 -  
Editor : G. SZIKLA  
1979 - Elsevier/North Holland Biomedical Press.
- /8/ S. GOERSS, P.J. KELLY, B. KALL and G.J. ALKER  
"A Computed Tomographic Stereotactic Adaptation System"  
Neurosurgery, Vol. 10, N° 3 - 1982.
- /9/ ARUN ANGELO PATIL  
"Computed Tomography-oriented Stereotactic System"  
Neurosurgery, Vol. 10, N° 3 - 1982.
- /10/ M. KOSLOW, M.G. ABELE, R.C. GRIFFITH, G.A. MAIR and N.E. CHASE  
"Stereotactic Surgical System Controlled by Computed Tomography"  
Neurosurgery, Vol. 8, N° 1 - 1981.



- /11/ P.J. KELLY, G.J. ALKER, S. GOERSS  
"Computed-Assisted Stereotactic laser microsurgery for the treatment of Intracranial neoplasms"  
Neurosurgery, Vol. 10 - N° 3 - 1982.
- /12/ W.HUK and U. BAER  
"A new targeting device for stereotaxic procedures within the C-T Scanner"  
Neuroradiology 19, pp. 13/17, 1980.
- /13/ R.G. RUSHWORTH  
"Stereotactic guided biopsy in the computerized Tomographic Scanner"  
Surg - Neurol - Vol. 14 - Dec. 1980.
- /14/ J. BOETHIUS, M. BERGSTROM and T. GREITZ  
"Stereotaxic computerized Tomography with a GE.8800 Scanner"  
J-Neurosurg 52 - pp. 794/800 - 1980.
- /15/ T. GREITZ, M. BERGSTROM, J. BOETHIUS, D. KINGSLEY and T. RIBBE  
"Head fixation system for integration of radiodiagnostic and therapeutic procedures"  
Neuroradiology 19, PP. 1/6 - 1980.
- /16/ J. PECKER, J.M. SCARABIN, J.M. BRUCHER et B. VALLEE  
"Démarche stéréotaxique en neurochirurgie tumorale"  
1979 - Ed. Pierre Fabre.
- /17/ J.P. YVER  
"La stéréogrammétrie appliquée à l'angiographie cérébrale"  
Thèse 1979 - Univ. de Paris VII - Faculté de Médecine Saint-Louis Lariboisière.
- /18/ J.M. SCARABIN, J. PECKER, J. SIMON et J. FRADIN  
"Explorations stéréotaxiques dans les tumeurs cérébrales"  
Annales de radiologie - 1976 - 19(2) - pp. 253/262.
- /19/ J. PECKER, J. SIMON, J.M. SCARABIN et G. GUY  
"Applications des méthodes stéréotaxiques au diagnostic neuroradiologique"  
Neurochirurgie - Tome 20 - N° 1 - Janv./fév. 1974.
- /20/ G. SZIKLA  
"Utilisation thérapeutique des isotopes radioactifs en neurochirurgie stéréotaxique"  
Neurochirurgie 1976 - N° 22, pp. 585/598.
- /21/ T.L. HARDY and J. KOCH  
"CASS : A program for computer assisted stereotaxic surgery"  
Proceedings of the fifth annual symposium on computer applications in medical care, Nov. 1981.

- /22/ W. BIRG, F. MUNDINGER and M. KLAR  
"A Computer Program System for stereotactic Neurosurgery"  
Acta Neurochirurgica - Suppl. 24 - pp. 99/108 - 1977.
- /23/ C.J. THOMPSON, T. HARDY and G. BERTRAND  
"A System for Anatomical and fonctionnal Mapping of the human thalamus"  
Computers and biomedical Research 10, pp. 9/24 - 1977.
- /24/ TALAIRACH. J et SZIKLA. G  
"Atlas d'anatomie stéréotacique du télencéphale"  
Masson, Paris 1967.
- /25/ W.J. MEREDITH  
"Radium Dosage : the Manchester System"  
Livingstone, Edit., Edimbourg 1949.
- /26/ E.H. QUIMBY  
"Dosage calculations in radiumtherapy"  
Am - J - of - Roentgenol - 1947 - 57 - pp. 622/627.
- /27/ B. PIERQUIN  
"Précis de curiethérapie, endocuriethérapie, plésiocuriethérapie"  
Masson Edit., Paris 1964.
- /28/ B. PIERQUIN, A. DUTREIX, C. PAINE, D. CHASSAGNE, G. MARINELLO et  
D. ASH  
"The Paris System in interstitial radiation therapy"  
Acta Radiol 1978, 17 - pp. 33/48.
- /29/ A. DUTREIX, G. MARINELLO et A. WAMBERSIE  
"Dosimétrie en curiethérapie"  
Masson Ed. 1982.
- /30/ A. DUTREIX et A. WAMBERSIE  
"Etude par ordinateur de la répartition des doses autour de sources  
ponctuelles alignées de Césium 137"  
Réunion des curiethérapeutes européens - Liège - 18-19 mai 1968.
- /31/ J. R. ISTURITZ  
"Dosimétrie des sources solides d'Iode 125 modèle 6711"  
Thèse 1983 - Univ. Paul Sabatier de Toulouse - (Sciences).
- /32/ V. KRISHNAWAMY  
"Dose table for I125 Seed Implants"  
Radiology Vol. 132, N° 3, sept. 1979, pp. 727/730.
- /33/ L.L. ANDERSON  
"Spacing Normograph for Interstitial Implant of I125 Seeds"  
Medical Physics (Lancaster), 3(1) - 1976 - pp. 48/51.
- /34/ Publication de 3M :I125 Seeds.

- /35/ B. PIERQUIN  
"La tomographie transversale : Technique de routine en radiothérapie"  
J-Radiol-Electrol 42 - 1961 - pp. 131/136.
- /36/ R. EGAN and G.C. JOHNSON  
"Multisection transverse Tomography in Radium Implant Calculations"  
Radiology 74 - 1960 - pp. 407/413.
- /37/ J.C. ROSENWALD  
"Repérage des sources radioactives en curiethérapie"  
Ann. - Phys - Biol et Méd - 1970 - 3 - pp. 139/150.
- /38/ J.C. ROSENWALD  
"Etude et programme de calcul de la dose délivrée par des fils  
radioactifs de forme quelconque implantés dans l'organisme"  
Thèse Université de Nancy 1 -
- /39/ M. STOVALL and R.J. SHALEK  
"The M.D Anderson method for the computation of isodoses curves"  
III - Roentgenograms for input data  
Am - J - of Roentg. 102-3, march 1968 - pp. 677/687.
- /40/ R. MOHAN and L.L. ANDERSON  
"Brachy-II interstitial and intracavitary dose computation  
program user's guide"  
Memorial dose distribution computation service - June 1982 -  
Department of medical physics - Memorial Hospital - New-York 100-21.
- /41/ I. HOWARD, A. and I. I. ROSEN  
"A three film technique for reconstruction of radioactive seed  
implants"  
Med. Phys. 8(2) - Mar/Apr. 1981.
- /42/ R. MOHAN and J.G. HOLT  
"A Computer-Assisted Method for source localization in interstitials  
implants"  
Memorial Center, New-York.
- /43/ M.D. ALTSCHULER and P.A. FINDLAY  
"Rapid accurate 3-D Location of multiple seeds in implant radiotherapy"  
University of Pennsylvania, school of medicine, Department of radiation  
therapy 3400, Sprace Street, Philadelphia, Pennsylvania 19104.
- /44/ L.T. FITZGERALD and W.M. MAUDERIL  
"Analysis of errors in three dimensional reconstruction of radium  
implants from stereo-radiographs"  
Radiology 115 - May 1975 - pp. 455/458.
- /45/ V. KRISHNAWAMY  
"Dose Distribution around an I125 seed Source in Tissue"  
Radiology 126 - N° 2 - Feb. 1978 - pp. 489/91.
- /46/ C.C. LING, L.L. ANDERSON and W.U. SHIPLEY  
"Dose inhomogeneity in interstitial implants using I125 seeds"  
Int. J. Radiation Oncology Biol Phys - Vol. 5 - N° 3 - March 1979 -  
pp. 419/425.

- /47/ B.S. HILARIS et all.  
"The Use of Iodine 125 for interstitial Implantation"  
DHEW Publication (FDA) - 76-8022 - Nov. 1975.
- /48/ J.P. LEGRAS  
"Méthodes et techniques de l'analyse numérique"  
DUNOD 1971.
- /49/ I.A.E.A.  
"Computer Calculation of dose distributions in radiotherapy"  
1966.
- /50/ J.KUBERI, J. SZABO and S. GUILIER  
"The perspective representation of function of two variables"  
J. ACM 15, 2 - Apr. 1968 - pp. 193/204.
- /51/ W.J. PERKINS and R.J. GREEN  
"Three dimensional reconstruction of biological sections"  
J. Biomed - Engng 1982 - Vol. 4 - Jan. - pp. 37/43.
- /52/ S.BATNITZKY, H.I. PRICE, P.N. COOK, L.T. COOK and S.J. III DWYER  
"Three Dimensional Computer reconstruction from surface contours for  
head CT examinations"  
J-Comput Assist Tomogr. 5 - 1981 - pp. 60/67.
- /53/ P.N. COOK  
"A study of three dimensional reconstruction algorithms"  
Automedica 4 - 1981 - pp. 3/12.
- /54/ P.N. COOK, S. BATNITZKY & Co  
"Three dimensional reconstruction from serial sections from medical  
applications"  
3D Machine Perception, Proc. SPIE 283 - 1981 - pp. 98/105.
- /55/ S.BATNITZKY, H.I. PRICE & Co  
"Three dimensional computer reconstructions of brain lesions  
from surface contours provided by computer tomography : A Prospectus"  
Neurosurgery - Vol. 11 - N° 1 - Part 1 - 1982 - pp. 73/84.
- /56/ R. COHEN  
"La résonance magnétique nucléaire"  
Document C.G.R. - Paris.
- /57/ H.FISCHGOLD  
"La résonance magnétique nucléaire (R.M.N.)"  
J. Radiol 62 - Apr. 1981 - N° 4 - pp. 207.

**A N N E X E S**

ANNEXE I : EQUIVALENCE ENTRE PLUSIEURS SOURCES PONCTUELLES ALIGNEES  
ET UNE SOURCE CONTINUE.

Le modèle des sources d'Iode 125, pour lequel nous avons réalisé cette étude, consiste en deux sphères de résine imprégnées d'Iode 125 incluses dans un cylindre de Titane, une sphère en or est entre les deux sphères d'Iode 125 pour permettre la localisation radiographique. Il est difficile avec ce modèle de sources de repérer leur orientation dans l'espace et pour les calculs dosométriques elles sont donc considérées comme ponctuelles.

Lorsqu'elles sont implantées, ces sources peuvent être repérées individuellement et il est alors possible de calculer les distributions de doses en ajoutant les doses délivrées pour chaque source séparément, mais il est souvent plus simple d'assimiler cette source discontinue à une source continuellement radioactive.

Dans tous les cas, pour que le radiothérapeute puisse se référer à son expérience antérieure acquise avec des sources continues, il est souhaitable qu'il puisse passer d'un type de sources à l'autre au moyen de règles simples.

DUTREIX et WAMBERSIE (1968) /30/ ont montré qu'il est possible d'assimiler une série de sources radioactives ponctuelles équidistantes à une source continue moyennant certaines règles simples. Une série de  $n$  sources radioactives d'activité élémentaire  $a_0$  séparées par un écartement  $E$  (figure 1) peut être assimilée à une source continue de longueur  $l = n E$  et d'activité linéique  $a_1 = n a_0 / l$ .

Nous avons comparé de cette manière, la distribution des doses autour de sources rectilignes continues et autour de sources ponctuelles pour des écartements allant de 0,5 cm à 2 cm et pour des longueurs actives allant de 1 à 10 cm.

- D'une manière générale la répartition de la dose autour des sources ponctuelles alignées est d'autant plus semblable à celle autour d'une source continue que l'espacement entre les sources est plus faible (nombre de sources ponctuelles plus élevé) et que la distance à l'axe des sources est plus grande (isodose plus faible).

En fait, pour le Système de Paris, l'équivalence entre une série de sources radioactives ponctuelles alignées et une source continue est surtout importante aux niveaux des isodoses représentant 170 %, 100 % et 85 % de la dose de base.

Or, dans le Système de Paris, cette dose de base dépend de la disposition géométrique de ces lignes et de leur écartement ; les lignes de faible longueur (entre 1 et 5 cm) sont faiblement écartées (écartement entre 8 et 15 mm) et la dose de base est en moyenne calculée à une distance de 0,5 cm tandis qu'elle est calculée à une distance de 1 cm pour les lignes de grande longueur (entre 5 et 10 cm) plus fortement écartées (écartement entre 15 et 22 mm).

Dans ces conditions, nous avons montré que l'on a quasi-similitude des courbes isodoses si l'écartement entre les sources ponctuelles est de 0,5 cm et ceci quelque soit la longueur de la source continue équivalente (figures 1 et 2) ; l'isodose 170 % de la dose de base présente en fait, pour les lignes de faible longueur, une série de maximums au niveau de chaque source individuelle et une série de minimums entre celles-ci mais ces fluctuations restent très faibles. Par contre, pour un écartement entre les sources de 1 cm, ces fluctuations sont beaucoup plus importantes : L'isodose 170 % de la dose de base se présente alors sous la forme de sphères centrées sur les sources ponctuelles et les isodoses 100 % et 85 % présentent des variations assez importantes (figure 3). On ne peut alors plus considérer qu'il y a équivalence avec une source continue. Ce n'est par contre pas le cas pour les sources de plus grande longueur ou les fluctuations commencent à toucher faiblement l'isodose 170 % (figure 4).

En conclusion on peut dire que l'écartement entre les sources ponctuelles devra être choisi en fonction de la longueur de la source continue ainsi constituée mais aussi, et surtout, en fonction de la distance entre le point de calcul de la dose de base et cette source continue.

Ainsi, par exemple, si l'on constitue une source continue de longueur 5 cm à l'aide de 5 sources ponctuelles séparées par une distance de 1 cm et que l'on doit par la suite calculer la dose de base à 0,5 cm de cette source continue (par ex, 2 sources continues écartées de 1 cm), on s'aperçoit figure 5.a. qu'il n'y a pas équivalence dans la distribution de doses entre ces sources ponctuelles équidistantes et une source continue. Par contre, si la dose de base est calculée à 1 cm (mêmes sources continues mais écartées de 2 cm), il existe alors, comme le montre la figure 5.b., quasi-similitude de la distribution de doses.

les sources continues de faible longueur et peu écartés devront donc être constituées par des sources ponctuelles séparées de 0,5 cm alors qu'elles peuvent être séparées de 1 cm pour les sources continues de grande longueur et plus écartées l'une de l'autre.

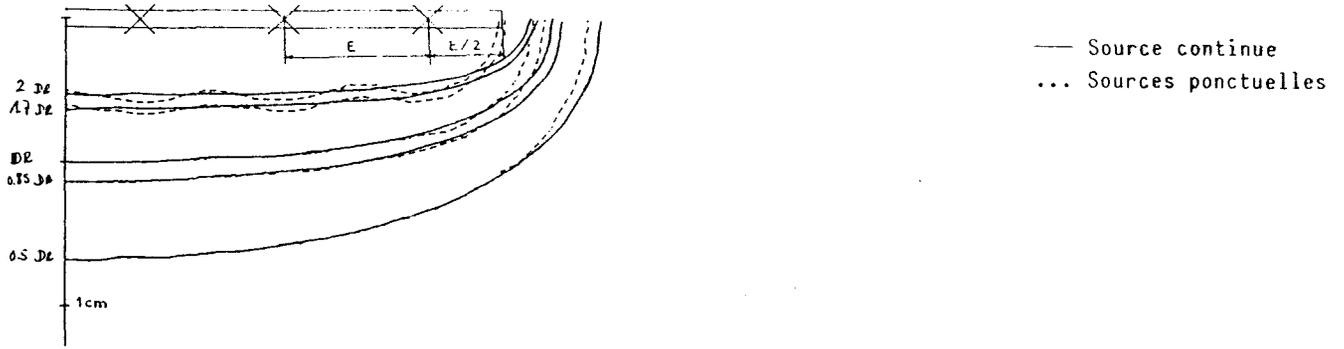


FIGURE 1 : Equivalence entre  $n$  sources ponctuelles d'activité élémentaire  $a_0$  séparées de la distance  $E$  et une source continue de longueur  $l = nE$  et d'activité linéique  $a_1 = n a_0/l$ .

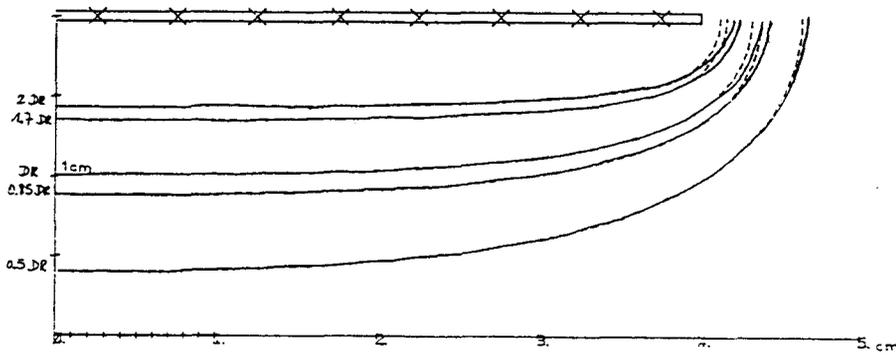


FIGURE 2 : Comparaison des courbes isodoses pour une source continue de longueur 8 cm et 16 sources ponctuelles espacées de 0,5 cm.

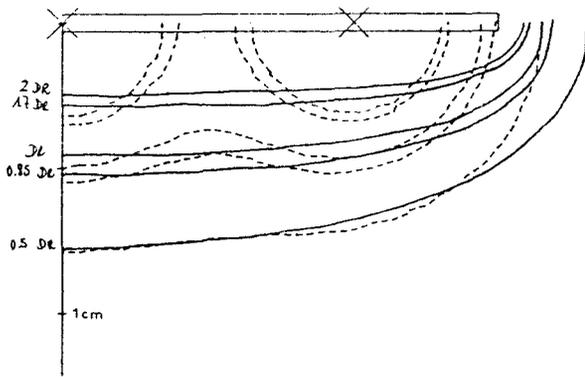


FIGURE 3 : Comparaison des courbes isodoses pour une source continue de longueur 3 cm et 3 sources ponctuelles espacées de 1 cm.

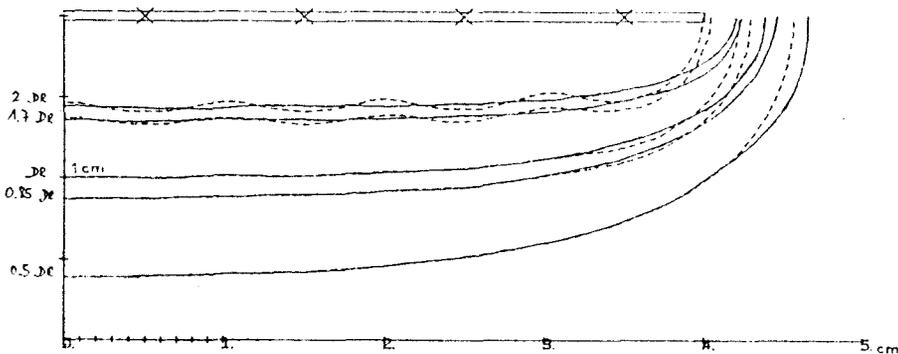


FIGURE 4 : Comparaison des courbes isodoses pour une source continue de longueur 8 cm et 8 sources ponctuelles espacées de 1 cm.

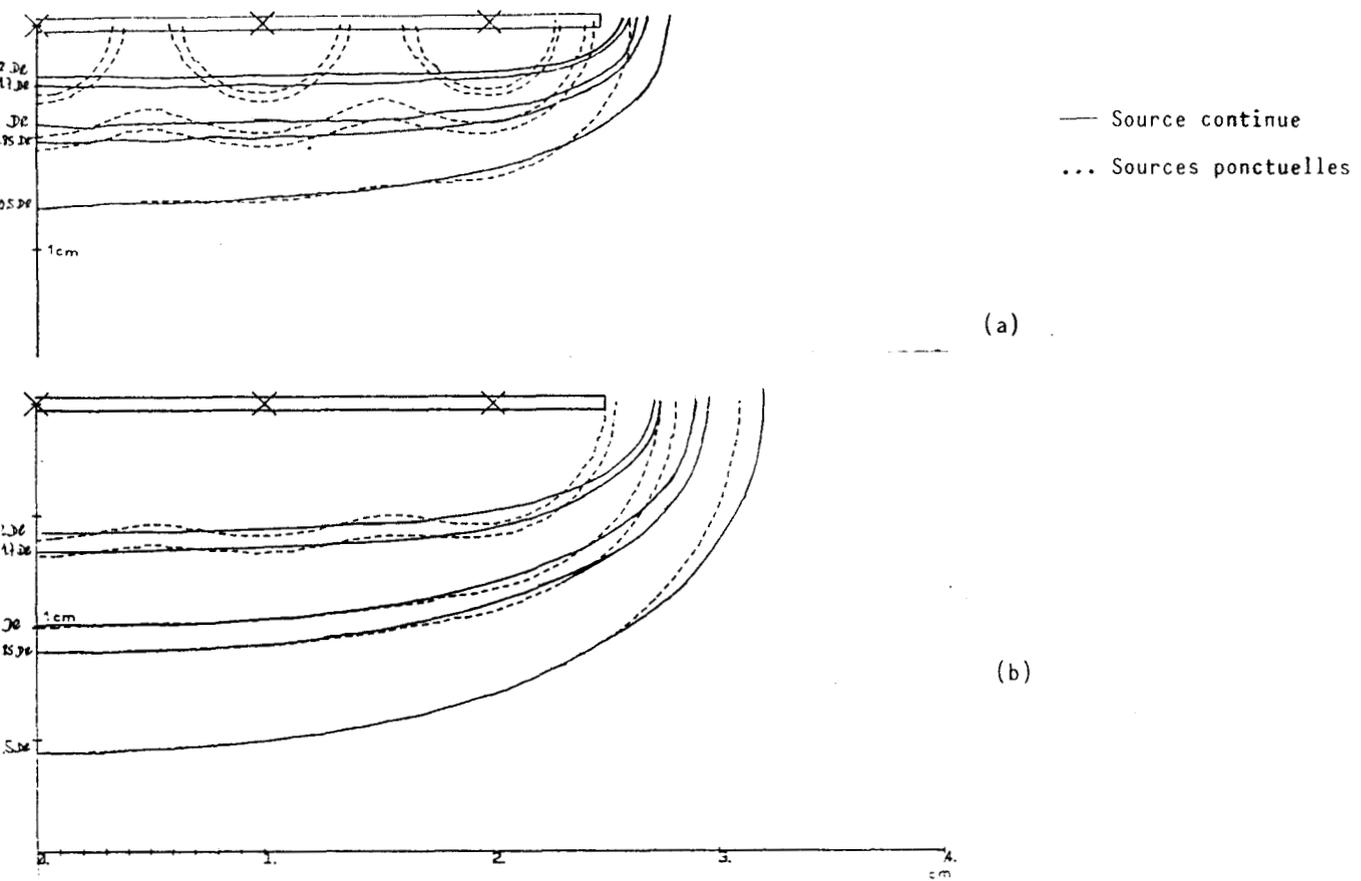


FIGURE 5 : Comparaison des courbes isodoses pour une source continue de longueur 5 cm et 5 sources ponctuelles espacées de 1 cm.

La dose de base est calculée

a) à 0,5 cm de l'axe de la source continue

b) à 1 cm de l'axe de la source continue.

ANNEXE 2 : CHOIX DES POINTS OU LE DEBIT DE DOSE DE BASE EST CALCULE  
POUR LES DISPOSITIFS COMPOSES DE 4 LIGNES ET PLUS.

I - Cas de quatre lignes radioactives disposées "en carrés"

Dans le cas de quatre fils dont les intersections avec le plan central forment un carré parfait (figure 2.1.a.), le débit de dose de base DB est calculé au centre du carré. On remarque, en effet, que si la figure avait été décomposée en deux triangles rectangles, la définition du débit de dose de base au point de concours des médiatrices des triangles aurait conduit au même point.

Parfois, bien que l'on ait cherché à réaliser un carré parfait en implantant quatre lignes radioactives, on obtient un quadrilatère de forme quelconque. On doit alors procéder à une décomposition de la figure obtenue en deux triangles élémentaires ayant pour base la plus petite des diagonales du quadrilatère, de manière à ce que les triangles obtenus soient le plus proche possible de triangles équilatéraux. Si aucun d'eux ne comporte d'angle obtus (figure 2.1.b.) le débit de dose de base DB est la moyenne arithmétique des débits de dose de base élémentaires  $DB_1$  et  $DB_2$  correspondant à chacun des triangles. Dans l'autre cas, le dispositif ne peut plus être considéré comme répondant aux principes du Système de Paris (figure 2.1.c.).

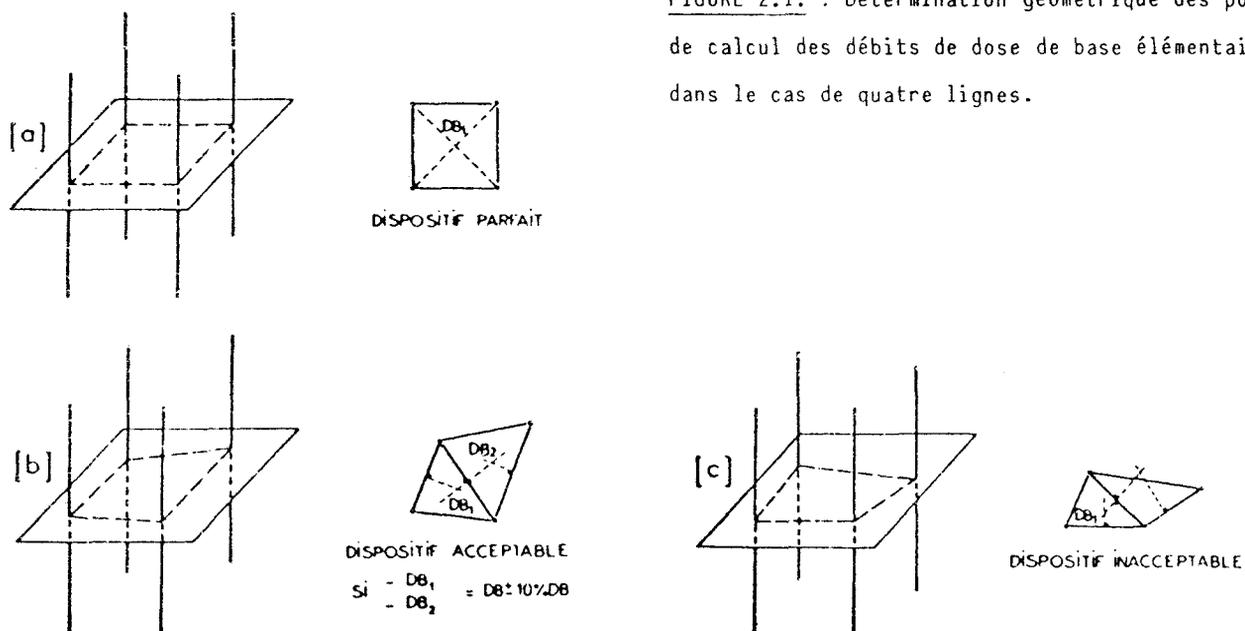


FIGURE 2.1. : Détermination géométrique des points de calcul des débits de dose de base élémentaires dans le cas de quatre lignes.

## II - Généralisation aux dispositifs composés de plus de quatre lignes

Mis à part le cas particulier des décompositions en carrés parfaits, on procède d'abord à une décomposition en triangles de la figure formée par les intersections des lignes radioactives avec le plan central (figure 2.2.). On montre en effet qu'il existe à l'intérieur de chacun des triangles, une zone dans laquelle la dose varie peu et qu'elle est minimale en un point proche du point de concours des médiatrices de chaque triangle et ceci quels que soient le nombre de fils et leur disposition. La distance entre le minimum vrai et le point d'intersection des médiatrices reste faible (1 à 2 mm) et la variation de dose est, elle, inférieure à 2 %. Pour des raisons de simplification évidente, on admet que l'on peut calculer les débits de dose élémentaires DBi au point de concours des médiatrices de chaque triangle. Le débit de dose de base est alors égal à la moyenne arithmétique des débits de dose de base élémentaires à condition que ceux-ci ne soient pas trop différents les uns des autres. Pour assurer une homogénéité suffisante de la dose à l'intérieur du volume implanté, les débits de dose de base élémentaires doivent être en effet tels que :

$$DB - 10 \% DB \leq DBi \leq DB + 10 \% DB$$

où DB représente le débit de dose moyen.

C'est évidemment toujours le cas lorsque les lignes sont équidistantes, par contre cette condition n'est jamais remplie lorsque l'un des triangles possède un angle obtus (figure 2.2.c.).

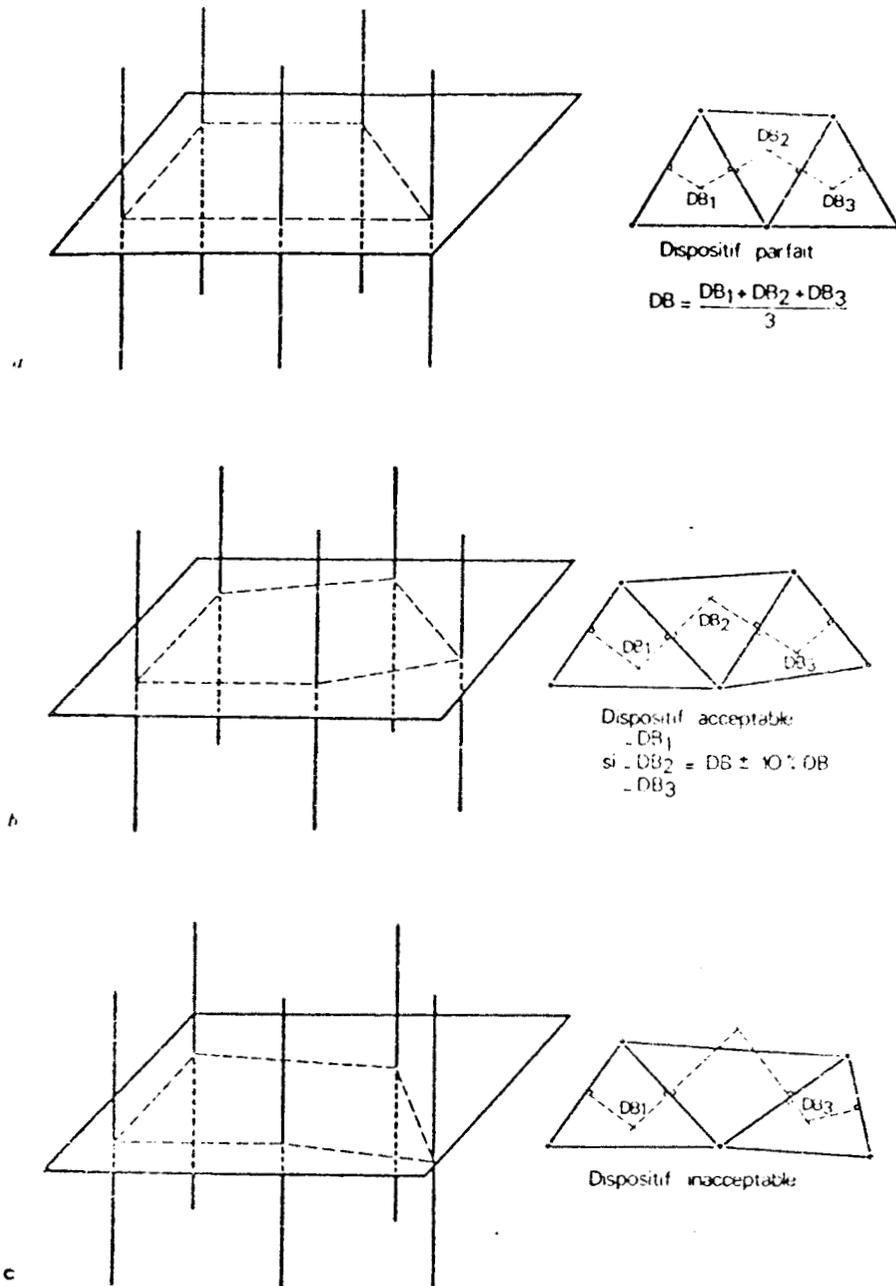


FIGURE 2.2. : Calcul du débit de dose de base dans le cas des implantations complexes.



ANNEXE III : DOSIMETRIE PREVISIONNELLE POUR LES SOURCES RECTILIGNES  
CONTINUES DISPOSEES SELON LES PRINCIPES DU SYSTEME DE PARIS  
ET CONSTITUEES DE PLUSIEURS SOURCES PONCTUELLES D'IODE 125  
ALIGNEES.

Nous avons vu que le Système de Paris s'applique particulièrement bien pour les radionucléides se présentant sous la forme de lignes radioactives. Ces radionucléides, habituellement utilisés en curiethérapie, présentent des fonctions d'atténuation et de diffusion par les tissus qui diffèrent peu d'un isotope à l'autre (figure 3.1.) et les résultats de la dosimétrie prévisionnelle restent donc valables d'un isotope à l'autre. Pour l'Iode 125, cette fonction joue un rôle important dans le calcul de la dose absorbée à distance d'une source et ainsi le rapport  $\phi(4)$  et  $\phi(1)$  de la fonction d'atténuation  $\phi(d)$  à 4 et 1 cm vaut 0,5 pour l'Iode 125 alors qu'il vaut 0,98 à 0,97 pour les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie.

Cependant, nous verrons ici, que ceci n'entraîne que de faibles variations sur les principaux paramètres caractérisant une implantation répondant aux principes du Système de Paris.

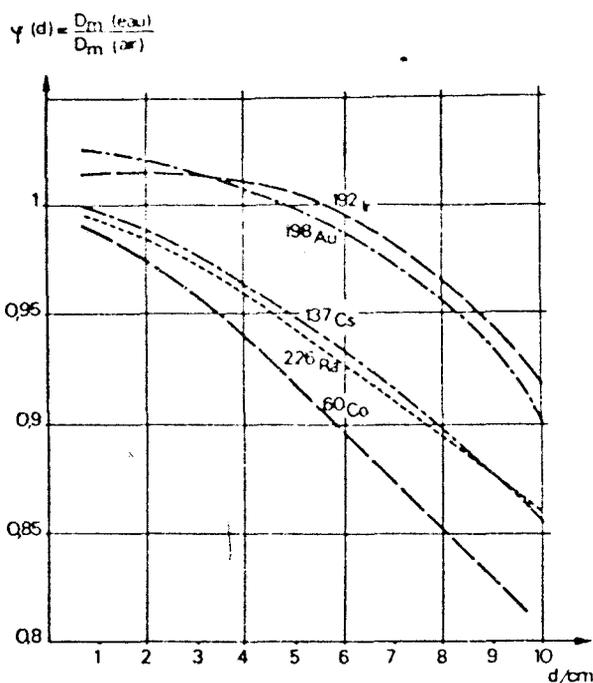


FIGURE 3.1. :  
 Variation de la fonction  $\phi(d)$  dans l'eau en fonction de la distance d à la source.

D'autre part, l'Iode 125 ne se présente pas sous la forme de sources rectilignes mais sous la forme de sources de faibles dimensions considérées comme ponctuelles lors du calcul de dose. Ce sont donc plusieurs de ces sources alignées qui constituent par équivalence une source continue (cf. Annexe 1) à condition de respecter certaines règles. Nous verrons également que les données géométriques d'une application peuvent être complètement erronées si l'on ne respecte pas ces règles.

a) Diamètre des manchons de surdosage

Les sources continues étant constituées, par équivalence, de plusieurs sources ponctuelles alignées, l'Isodose 170 % de la dose de base présente une série de maximums et de minimums selon que l'on se trouve dans un plan de sources ou dans un plan intermédiaire à deux plans de sources.

Pour juger du diamètre du manchon de surdosage, nous avons donc représenté ses variations dans un plan de sources le plus proche du plan central et dans un plan intermédiaire à deux plans de sources et le plus proche du plan central (figure 3.2.). Le résultat important à déduire de ces graphiques étant de définir les écartements maximaux entre les fils qu'il est conseillé de ne pas dépasser si l'on veut obtenir des résultats cliniques optimaux (diamètre du manchon de surdosage inférieur à 8 mm), nous constatons que, comme pour les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie, ces écartements maximaux sont de 15 mm pour les fils de faible longueur et de l'ordre de 22 mm pour les fils de grande longueur.

b) Longueur traitée

En pratique, les petits écartements correspondent aux petites longueurs de lignes et les écartements plus importants aux grandes longueurs et on se contente d'abaques très simples pour déterminer la longueur active en fonction de la longueur du volume que l'on désire traiter et de l'arrangement utilisé.

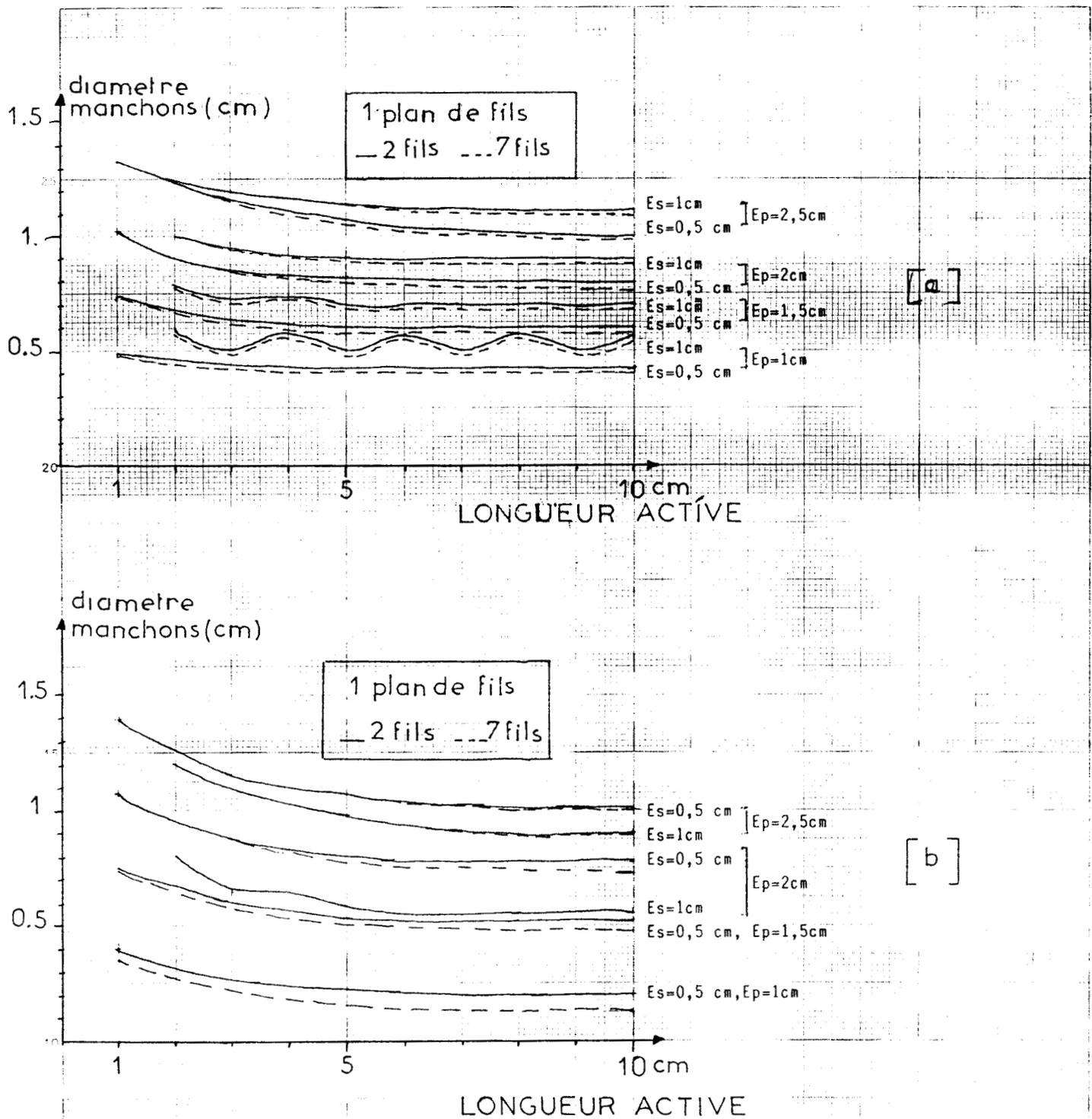


FIGURE 3.2. : Diamètre du manchon de surdosage

- dans le plan de sources le plus proche du plan central (a)
- dans un plan intermédiaire à 2 plans de sources et le plus proche du plan central (b).

Le rapport "longueur traitée/longueur active" reste dans le cas de l'Iode 125, comme pour les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie, toujours compris entre 0.65 et 0.80 (figure 3.3.) bien que légèrement plus faible.

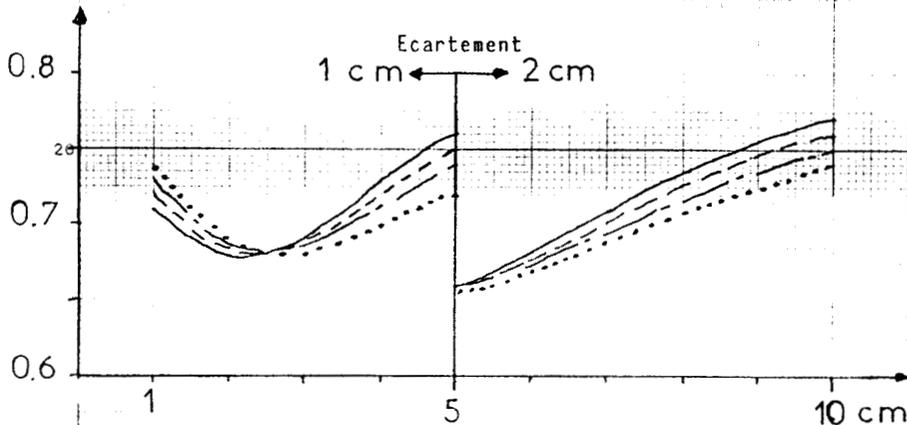
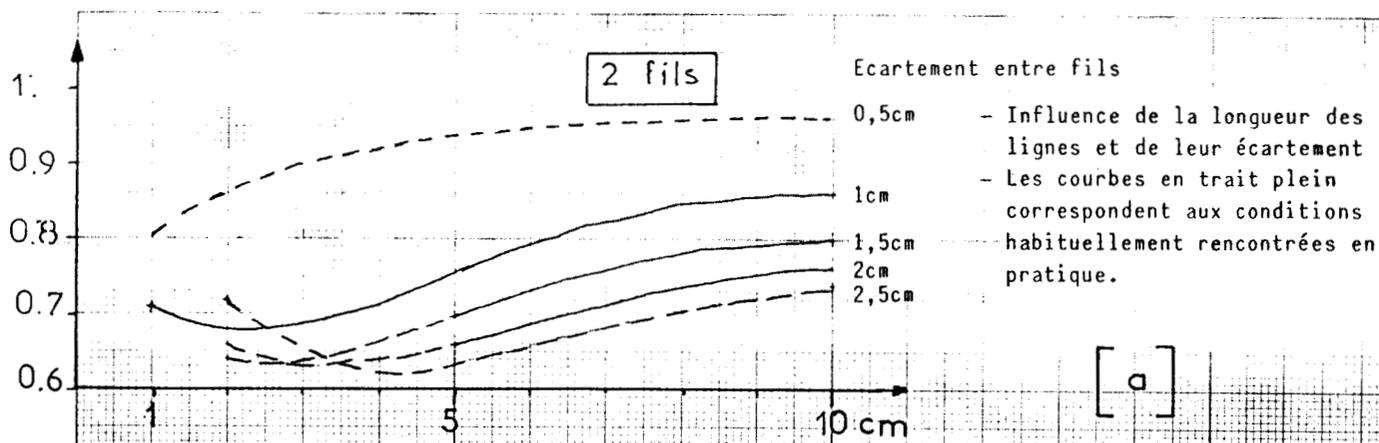
En conséquence, les tableaux simplifiés pour chaque arrangement restent donc valables, quel que soit le nombre de fils, pour déterminer la longueur des fils à utiliser en fonction de la longueur du volume que l'on désire traiter.

c) Épaisseur traitée et marge de sécurité

C'est ici que l'on constate des différences assez sensibles sur les valeurs des rapports "épaisseur traitée/écartement" et "marge de sécurité/écartement" (figures 3.4. et 3.5).

Mais on pouvait s'y attendre étant donné qu'il existe un fort gradient de dose quand on s'éloigne d'une source d'Iode 125 alors que ce gradient est beaucoup plus faible pour les sources des radioisotopes habituels. Cette différence se constate essentiellement pour le rapport "épaisseur traitée/écartement" et pour les grandes longueurs de lignes fortement écartées. Ainsi, par exemple, pour un arrangement des lignes en triangle, la valeur du rapport "épaisseur traitée/écartement" varie entre 1.25 et 1.35 et est en moyenne égale à 1.30 pour les radioisotopes habituels alors qu'elle reste pratiquement constante et égale à 1.23 puisqu'elle ne varie qu'entre 1.21 et 1.24. pour l'Iode 125.

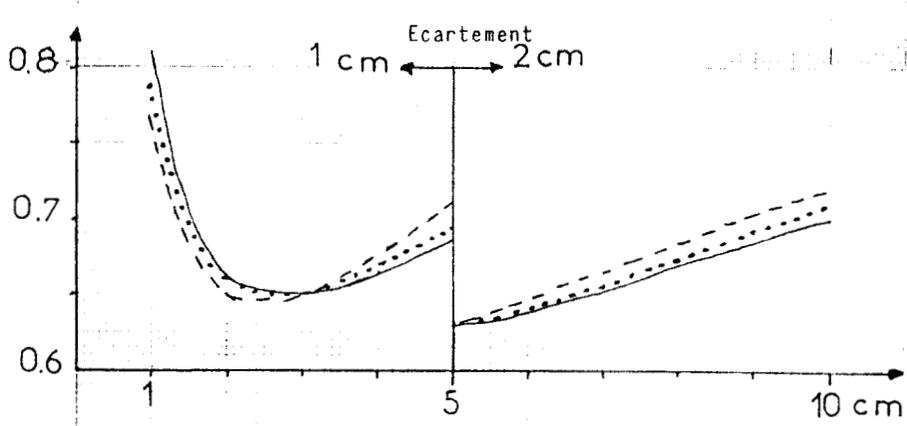
En ce qui concerne la marge de sécurité, il faut, comme pour les radioisotopes habituellement utilisés en curiethérapie, se souvenir que la valeur du rapport "marge de sécurité/écartement" est relative à la moyenne des marges élémentaires et que les marges élémentaires minimales, généralement situées latéralement, conduisent à des valeurs plus faibles. On ne peut donc, en pratique, accorder que peu de confiance à cette marge de sécurité pour les implantations en deux ou plusieurs plans.



1 plan de fils

— 2 fils    - - - 4 fils

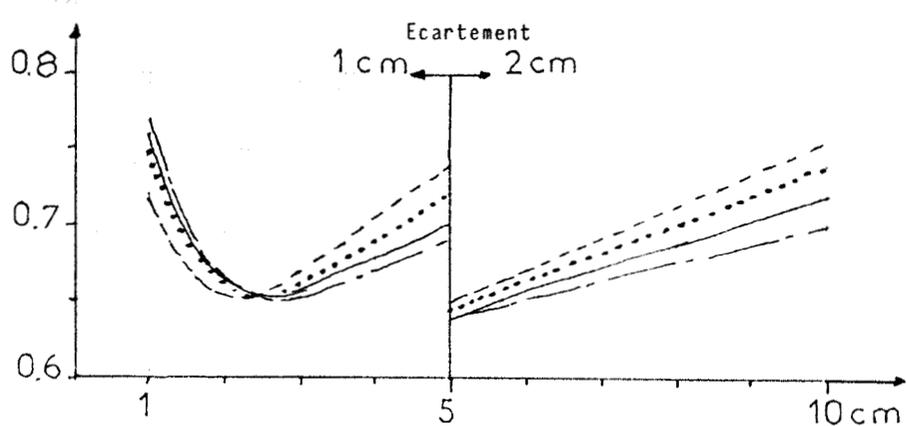
- - - 3 fils    ..... 7 fils



2 plans de fils en carrés

- - - 4 fils    ..... 6 fils

— 8 fils



2 plans de fils en triangles

- - - 3 fils    ..... 5 fils

— 7 fils    — 9 fils

FIGURE 3.3. RAPPORT LONGUEUR TRAITEE SUR LONGUEUR ACTIVE en fonction de la longueur active



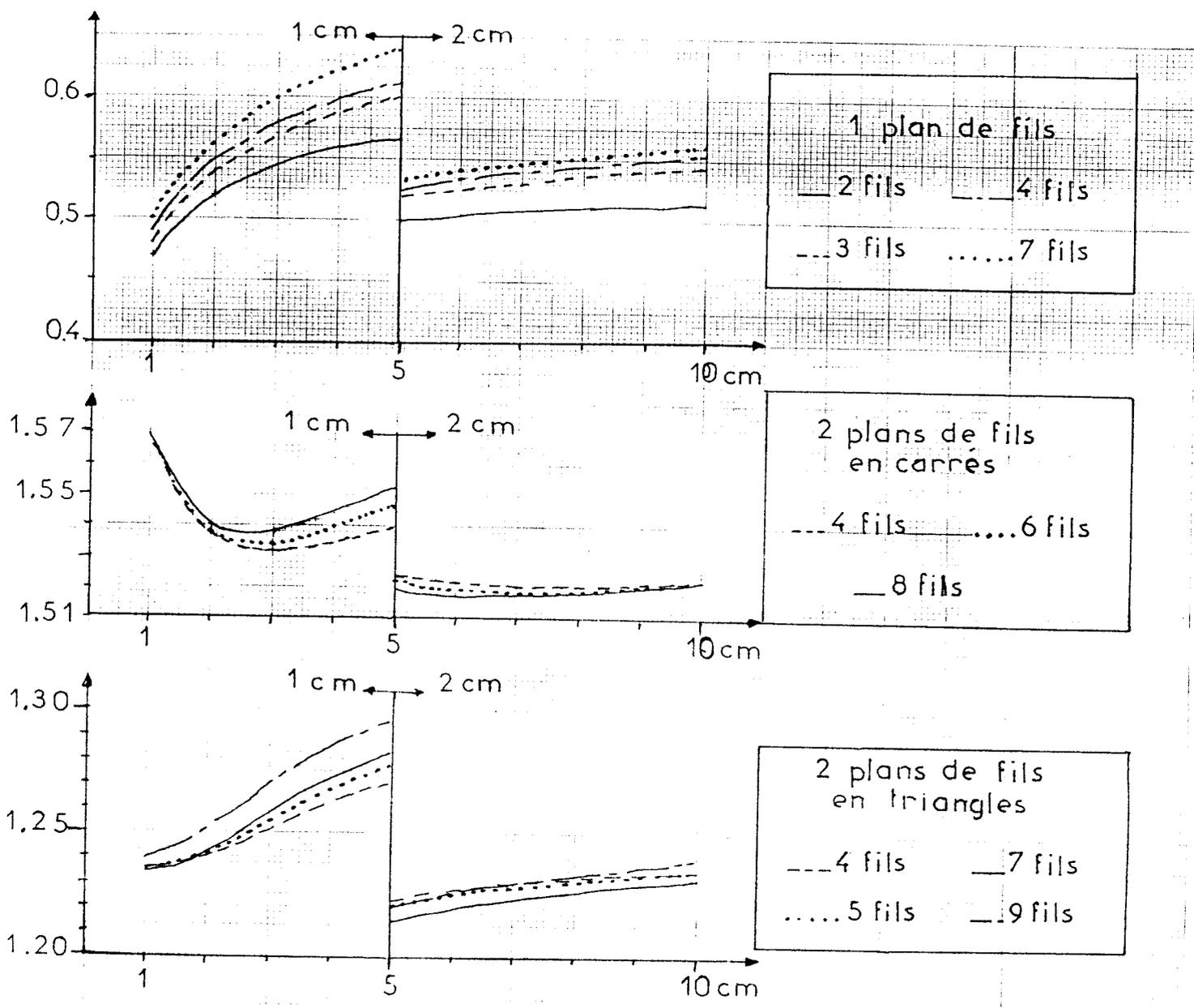


FIGURE 3.4. : RAPPORT EPAISSEUR TRAITÉE  
 SUR ECARTEMENT  
 en fonction de la longueur active

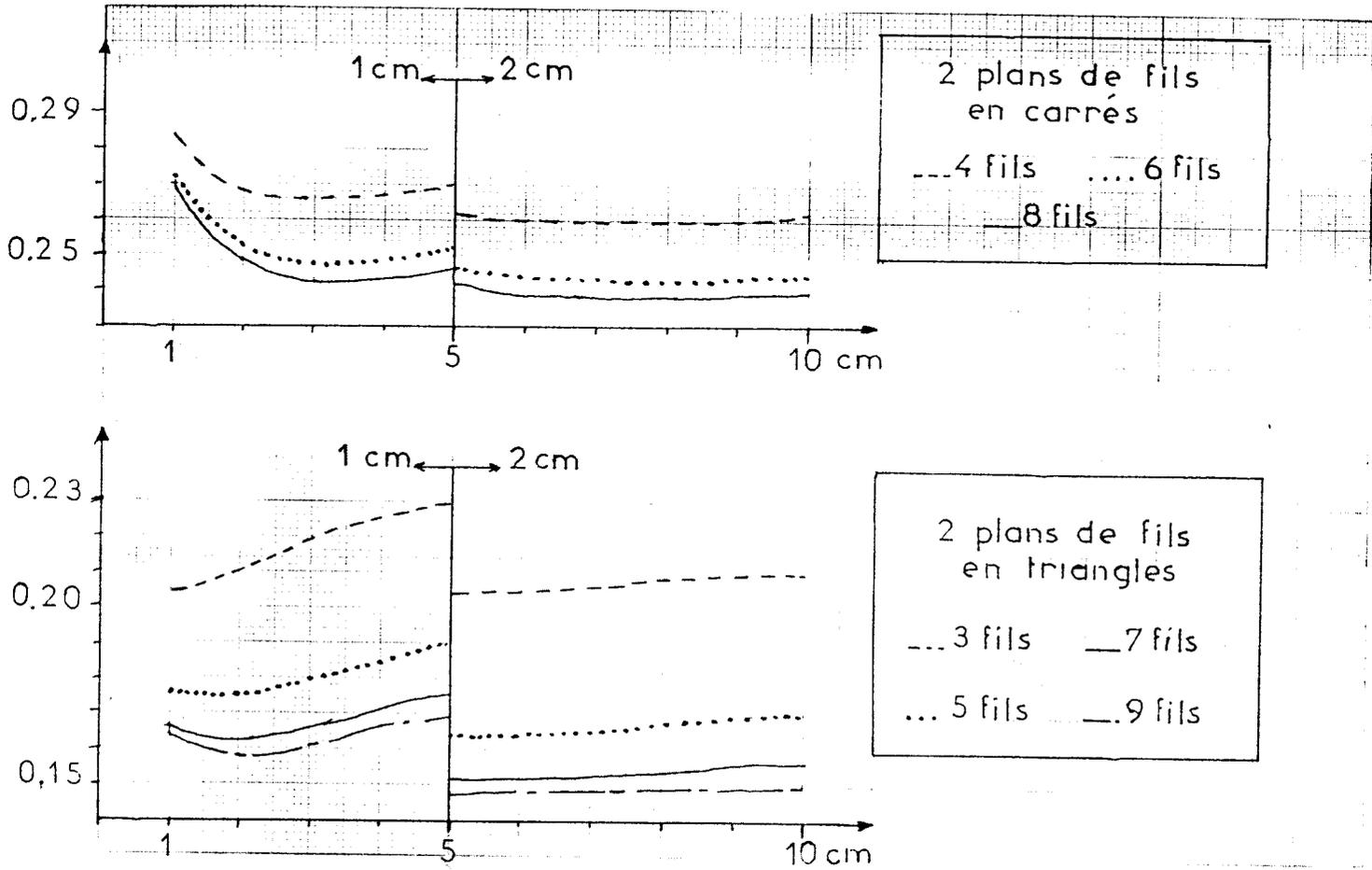


FIGURE 3.5.: RAPPORT MARGE DE SECURITE

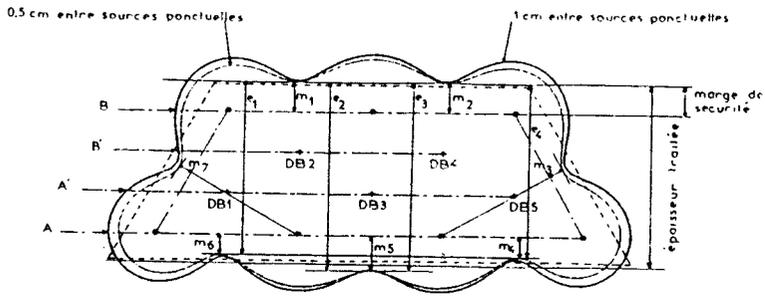
SUR ECARTEMENT

en fonction de la longueur active

#### d) Dimensions du volume traité

Nous montrons ici, à l'aide d'un exemple, que les définitions des données géométriques d'une application peuvent être complètement erronées si l'on ne respecte pas les règles simples qui permettent d'assimiler plusieurs sources ponctuelles alignées à une source rectiligne continue.

On peut voir en effet, (sur la figure 3.6.a.) que, pour sept sources continues de longueur 3 cm disposées "en triangles" et composées par équivalence de 3 sources ponctuelles espacées de 1 cm, l'isodose de référence dans le plan central a une forme correcte. Cependant il est impossible, dans ce cas précis, de définir une longueur traitée car on constate, dans un plan parallèle aux lignes et passant par les points de calcul des débits de dose de base élémentaires, une "dicontinuité" de l'isodose de référence (figure 3.6.b.). Par contre cette même isodose est continue et permet la définition d'une longueur traitée, si l'on respecte les règles d'équivalence entre sources ponctuelles alignées et sources continues rectilignes ; c'est-à-dire si l'on constitue les sources continues à l'aide de 6 sources ponctuelles séparées de 0,5 cm (figure 3.6.c.).



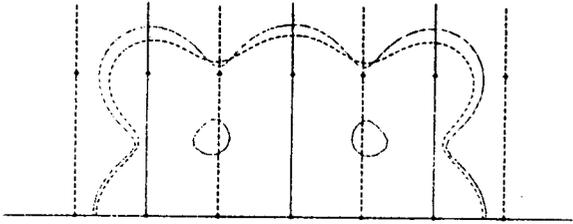
(a)

PLAN CENTRAL

7 fils de longueur 3 cm disposés en triangles

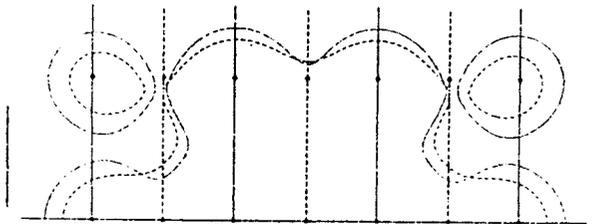
écartement entre plans de fils : 1 cm

— plan de coupe B  
 - - - B

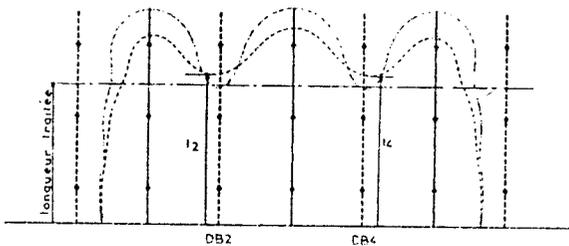


(b)

— plan de coupe A  
 - - - A



— plan de coupe B  
 - - - B



(c)

— plan de coupe A  
 - - - A

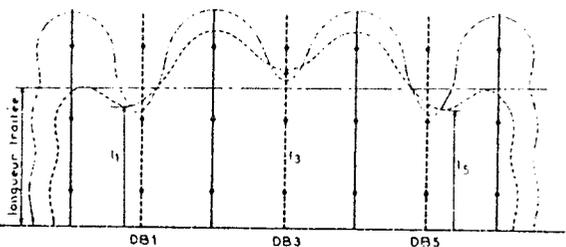


FIGURE 3.6.



ANNEXE IV : ERREUR RELATIVE SUR LE DEBIT DE DOSE EN UN POINT POUR  
UNE SOURCE PONCTUELLE D'IODE 125.

- Lorsqu'une source est placée dans l'eau (qui constitue une approximation valable de l'organisme humain supposé homogène) il convient de faire intervenir sur le calcul du débit de dose un facteur  $\phi$  tenant compte de la diffusion et de l'absorption par les tissus qui est fonction de l'isotope et de la distance  $r$ .

Le débit de dose absorbée dans le milieu est alors

$$\frac{dD}{dt} = K_N \left| \frac{\mu_{en}}{\rho_{air}} \right|^m \frac{\phi(r)}{r^2}$$

Une erreur dans la détermination de la distance se répercute sur la valeur de  $\frac{dD}{dt}$  par l'intermédiaire du facteur  $\frac{1}{r^2}$  d'une part et  $\phi(r)$  d'autre part.

Si le terme  $\phi(r)$  varie lentement avec  $r$  pour les isotopes habituellement utilisés en curiethérapie, il intervient pour une grande part dans le calcul de dose dans le cas de l'Iode 125. Aussi l'erreur relative maximum possible est égale à 2% par mm à 10 cm pour l'Iridium 192 et vaut 0,5 % par mm à 5 cm pour l'Iode 125.

Le terme  $\frac{1}{r^2}$  varie lui très vite surtout pour de petites valeurs de  $r$ . C'est ainsi que pour  $r = 1$  cm, l'erreur relative sur ce terme

$$\frac{d\left(\frac{1}{r^2}\right)}{\frac{1}{r^2}} = - 2 \frac{dr}{r} = 20 \% \text{ par mm}$$

Il vaut 4 % par mm à 5 cm.

L'erreur  $\frac{dD}{dt}$  s'écrit :

$$\frac{d\left(\frac{dD}{dt}\right)}{\frac{dD}{dt}} = \frac{d\phi}{\phi} - \frac{2dr}{r}$$

d'où  $\frac{\left(\frac{dD}{dt}\right)}{\left(\frac{dD}{dt}\right)} \neq \frac{2dr}{r}$  pour les isotopes habituellement utilisés en curiethérapie.

mais  $\frac{\left(\frac{dD}{dt}\right)}{\left(\frac{dD}{dt}\right)} = \frac{\Delta\phi}{\phi} + \frac{2\Delta r}{r}$  pour l'Iode 125.

C'est ainsi que l'on a une erreur de l'ordre de 5 % sur le calcul de dose pour une erreur de 1 mm sur une distance de 5 cm.

ANNEXE V : ANALYSE DES ERREURS DANS LE CALCUL DE LA POSITION D'UNE  
SOURCE RADIOACTIVE A PARTIR DE CLICHES STEREO RADIOGRAPHIQUES.

La méthode stéréoscopique consiste à prendre deux clichés des sources radioactives à une même distance source RX-film mais avec un déplacement linéaire du tube de rayons X, parallèlement au plan du film entre les expositions.

Cette méthode est représentée schématiquement sur la figure 1. Les images du point P, à partir des positions du tube : T<sub>1</sub> et T<sub>2</sub>, sont respectivement P<sub>1</sub> et P<sub>2</sub>. Le déplacement total du tube ou base stéréoscopique est appelée S et on note H la distance source RX-film ou distance foyer-film.

En pratique P<sub>1</sub> se trouve sur une radiographie et P<sub>2</sub> sur l'autre. Les coordonnées de P<sub>1</sub> et P<sub>2</sub> sont (x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>) et (x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>) respectivement et sont mesurées directement sur les radiographies. En pratique, une plaque de plexiglass contenant un certain nombre de croix plombées permet le repérage sur chaque radiographie du système d'axes de référence et le calcul des coordonnées de T<sub>1</sub> et T<sub>2</sub> par rapport à ce système.

Si le déplacement du tube est parallèle au plan du film, les coordonnées y de P<sub>1</sub> et de P<sub>2</sub> sont identiques, on a donc y<sub>1</sub> = y<sub>2</sub>

Ces informations ((x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>) et (x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>=y<sub>1</sub>)) sont alors suffisantes pour le calcul des coordonnées x, y, z du point P et on montre que

$$x = \frac{\frac{S}{2}(x_1 + x_2)}{S + x_2 - x_1}, \quad y = \frac{S \cdot y_1}{S + x_2 - x_1}, \quad z = \frac{H(x_2 - x_1)}{S + x_2 - x_1}$$

L'erreur maximale sur chaque coordonnée s'exprime par :

$$\Delta x = \frac{H-z}{H \cdot S} \left\{ \left| \frac{S}{2} + x \right| \cdot |\delta x_1| + \left| \frac{S}{2} - x \right| \cdot |\delta x_2| \right\} = \frac{H-z}{H \cdot S} \cdot A$$

$$\Delta y = \frac{H-z}{HS} \left\{ S |\delta y_1| + |y| \cdot |\delta x_1| + |y| \cdot |\delta x_2| \right\} = \frac{H-z}{HS} \cdot B$$

$$\Delta z = \frac{(H-z)^2}{HS} \left\{ |\delta x_1| + |\delta x_2| \right\} = \frac{(H-z)^2}{HS} \cdot C$$

•  $\delta x_1$ ,  $\delta x_2$  et  $\delta y_1$  étant les erreurs de mesures sur  $x_1$ ,  $x_2$  et  $y_1$  respectivement

- Si on considère  $z \ll H$  on a :

$$\Delta x \approx \frac{1}{S} \cdot A, \quad \Delta y \approx \frac{1}{S} \cdot B \text{ et } \Delta z \approx \frac{H}{S} \cdot C$$

d'où une erreur  $\Delta z$  directement proportionnelle au rapport  $\frac{H}{S}$

- Dans notre cas, les erreurs sur  $x_1$ ,  $x_2$  et  $y_1$  sont identiques et égales à l'erreur introduite lors de la digitalisation qui est de l'ordre de 0,2 mm.

En tirant les clichés stéréoscopiques de part et d'autre d'une position centrale, on obtient un rapport  $\frac{H}{S}$  de l'ordre de 3 pour un angle stéréoscopique de  $16^\circ$  ( $\pm 8^\circ$  par rapport à la position centrale). Ce qui nous donne pour un  $z$  moyen de 10 cm une erreur  $\Delta z = 6 \times |\delta x_1| = 1,2 \text{ mm}$ . On respecte donc les objectifs fixés (erreur sur la position des grains = 2 %).

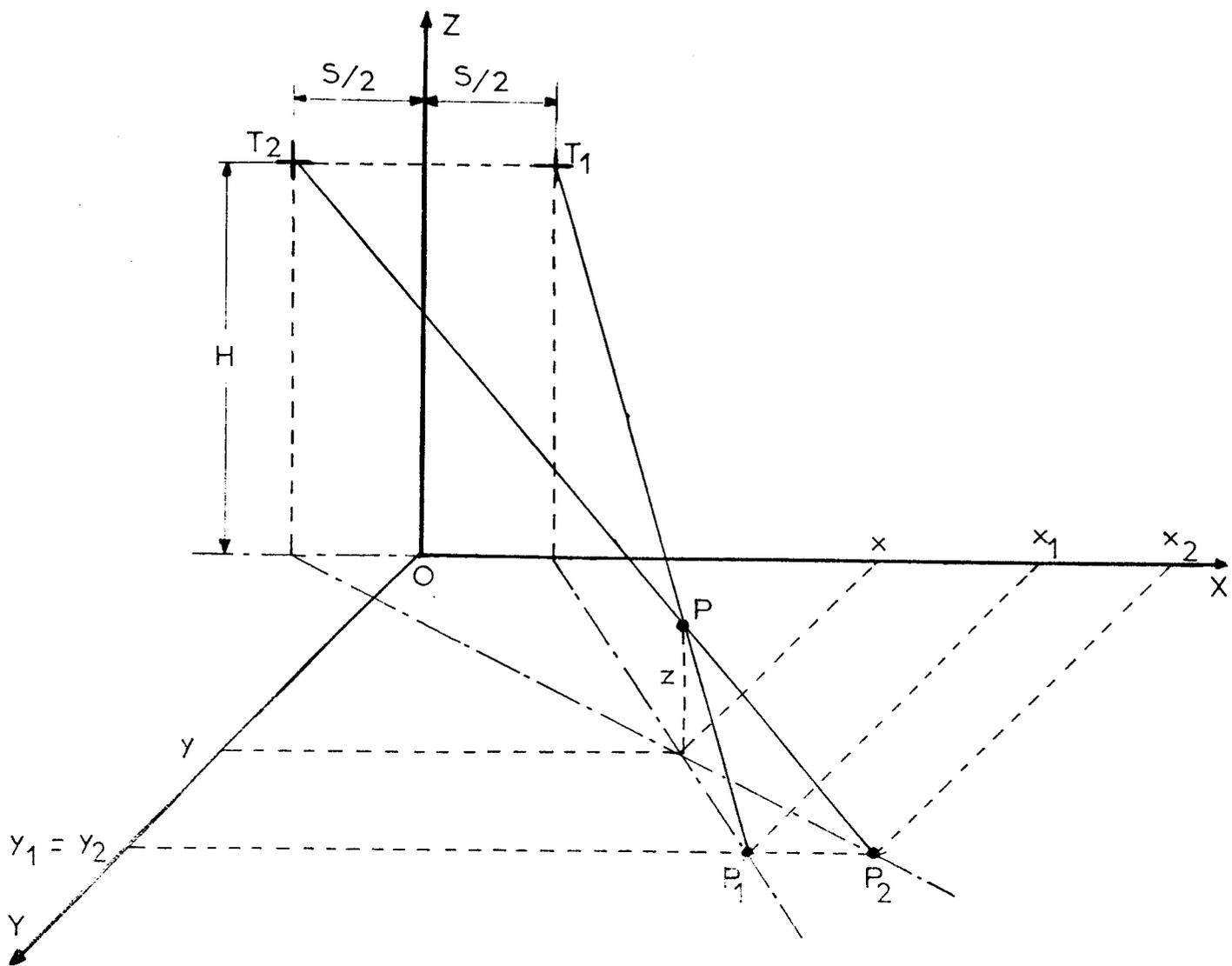


FIGURE 5.1

## ANNEXE VI : METHODE DE NELDER ET MEAD

### . Méthode de recherche d'un minimum

C'est une méthode heuristique. Elle réalise en effet une suite de transformations géométriques d'un ensemble de points appelé simplexe et évoluant de manière à définir un voisinage d'un optimum de plus en plus restreint. Cette méthode dite aussi du "simplexe" n'a strictement rien à voir avec la méthode bien connue en programmation linéaire introduite par Dantzig.

Nous limiterons, dans notre cas, cette méthode à un espace à 2 dimensions.

Le simplexe étant un ensemble de  $n+1$  points engendrant l'espace  $R^n$ , il s'agira dans notre cas d'un triangle.

### . Principe

Pour illustrer le principe de base de cette méthode d'optimisation on considère une fonction  $f(\underline{x})$ ,  $\underline{x} \in R^2$ , définie par ses courbes de niveau. Construisons un simplexe à partir d'un point de départ  $\underline{x}_0$ . Numérotons les sommets de 1 à 3 par ordre de fonction  $f(\underline{x})$  croissantes. Le processus d'évolution consiste à élaborer un nouveau simplexe à partir de l'ancien en remplaçant le plus mauvais ( $\underline{x}_3$ ) par un nouveau point (à définir) ou  $f(\underline{x})$  est inférieur à  $f(\underline{x}_3)$ .

. La première opération envisagée est la réflexion.

. Elle consiste à remplacer  $\underline{x}_3$  par son symétrique par rapport au milieu de  $(\underline{x}_1, \underline{x}_2)$ . A partir de cette idée les auteurs ont introduits deux autres transformations : l'expansion et la contraction. L'algorithme proprement dit définit alors l'enchaînement de ces transformations qu'il convient de réaliser pour essayer d'atteindre un minimum dans les meilleures conditions.

Son développement nécessite les notations suivantes :

$$\underline{x}_h = \text{sommet correspondant à } f(\underline{x}_h) = \max_i f(\underline{x}_i) \quad i = 1, \dots, n+1$$

$$\underline{x}_s = \text{sommet correspondant à } f(\underline{x}_s) = \max_i f(\underline{x}_i), i \neq h$$

$$\underline{x}_1 = \text{sommet correspondant à } f(\underline{x}_1) = \min_i f(\underline{x}_i).$$

$$\underline{x}_0 = \text{centre du simplexe : } \underline{x}_0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n+1} \underline{x}_i \quad i \neq h$$

Pour un espace à deux dimensions

$$\underline{x}_h = \text{max des sommets}$$

$$\underline{x}_1 = \text{min des sommets}$$

$$\underline{x}_s = \text{sommet n'étant ni le minimum, ni le maximum}$$

$$\underline{x}_0 = \text{milieu de } \underline{x}_1 \text{ et } \underline{x}_s$$

. Nous donnons maintenant les différentes transformations du simplexe et la reconnaissance de ses sommets au cours d'une itération de la méthode de Nelder et Mead ainsi qu'un organigramme de cet algorithme.

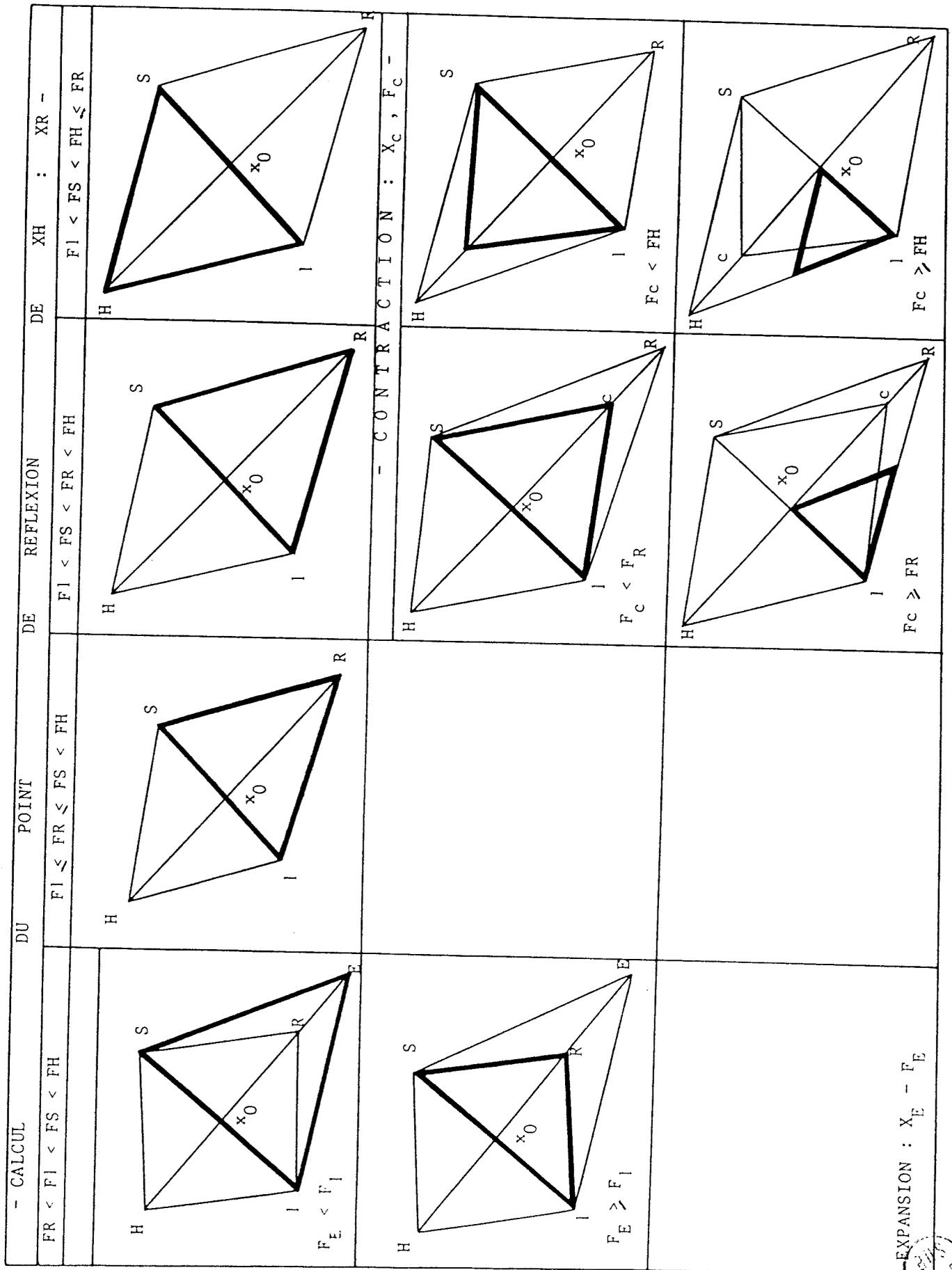
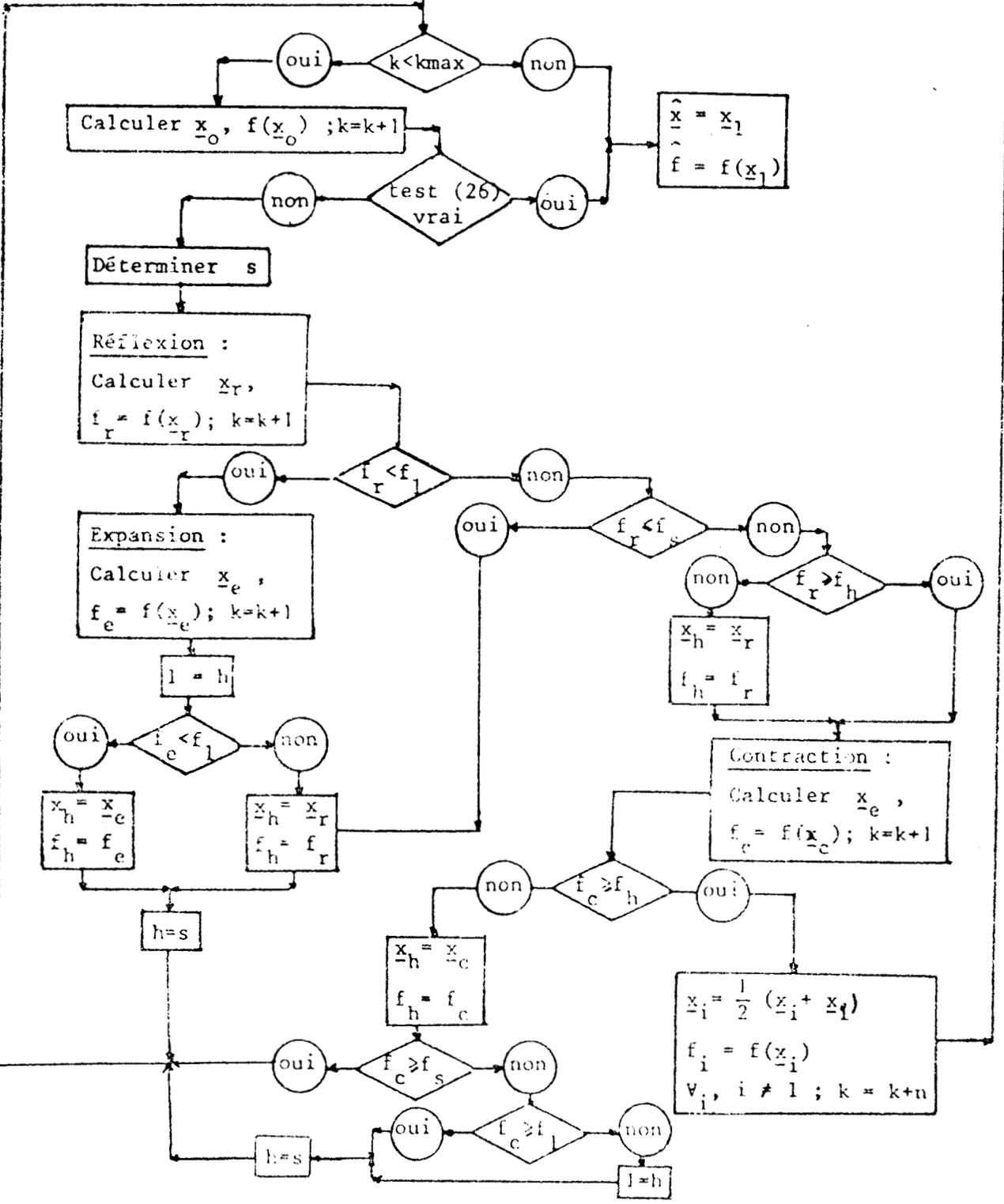


FIGURE 6.1.: Transformations (possibles) du simplexe et reconnaissance de ses sommets au cours d'une itération de la méthode de Nelder et Mead (Algorithme géométrique de la méthode du simplexe)



Construction du simplexe initial et calcul de  $f(x_i)$ ,  $i=1, \dots, n+1$ ;  $k=n+1$

Déterminer  $l$  et  $h$



Méthode du simplexe de Nelder et Mead

FIGURE 6.2.

